

# Experimentelle Untersuchung der Patientenhautexposition und Möglichkeiten der Dosisreduktion bei der mechanischen Thrombektomie

Masterarbeit  
zur Erlangung des akademischen Grades  
Master of Science

vorgelegt von  
Felix Bärenfänger  
geboren in Hagen

Lehrstuhl für Experimentelle Physik V  
Fakultät Physik  
Technische Universität Dortmund  
Klinikum Dortmund gGmbH  
2017



Gutachter : Dr. Andreas Block

Prof. Dr. Bernhard Spaan

Datum des Einreichens der Arbeit: 17. August 2017



## Kurzfassung

Die mechanische Thrombektomie ist ein bildgestütztes Verfahren zur mechanischen Entfernung großer Blutgerinnsel, welches in den letzten Jahren Einzug in die interventionelle Neuroangiographie erhalten hat. Aufgrund der hohen Komplexität des Verfahrens kann es zu erheblichen Durchleuchtungszeiten und einer hohen Anzahl von DSA-Aufnahmen kommen. Eine 50 Patienten umfassende Kurzstudie soll Aufschluss darüber geben, inwieweit bei der mechanischen Thrombektomie mit deterministischen Strahlenschäden der Haut zu rechnen ist. Als Maß für die Patientenhautexposition wird die lokale Haut-Äquivalentdosis  $H_p(0,07)$  verwendet. Messungen der Oberflächendosis an einem Kopfphantom liefern die nötigen Konversionsfaktoren, sodass  $H_p(0,07)$  nachträglich aus den Untersuchungsdaten der behandelten Patienten bestimmt werden kann. In drei der untersuchten Fälle kam es zu einer Überschreitung des durch die Strahlenschutzkommission empfohlenen Grenzwertes für Hautreaktionen von 3 Gy. Weitere 15 Patienten werden mit einer zumindest bedenklichen Dosis von 1-3 Gy belastet. Folgerichtig erscheint eine systematische Überwachung von  $H_p(0,07)$  in der interventionellen Neuroangiographie angebracht. Zwischen  $H_p(0,07)$  und der Einfalldosis existiert ein linearer Zusammenhang, sodass sich die Einfalldosis sehr gut zur Abschätzung des Risikos von strahleninduzierten Hautreaktionen eignet. Für das Dosisflächenprodukt ist dies aufgrund der großen Variationen bezüglich verwendeter Feldgrößen nicht möglich. Neben den gewonnenen Erkenntnissen zur Dosisüberwachung zeigen relative Dosismessungen in Abhängigkeit von technischen Untersuchungsparametern und unter Berücksichtigung der nötigen Bildqualität ein mögliches Reduktionspotenzial der Dosis von bis zu 50-75%.

## Abstract

The mechanical thrombectomy is an image-guided procedure for excision of a clot from a blood vessel, which was established in the surgical neuroangiography in the last few years. The intricacy of this procedure leads to an increase of exposure time and the amount of DSA-sequences. A study of 50 patients shall give information about the radiation burden of the patient's skin and whether deterministic radiation effects must be expected after a mechanical thrombectomy. The personal surface dose equivalent  $H_p(0,07)$  is used as a measure for the skin exposure. To determine  $H_p(0,07)$ , recorded data about the examination is used in combination with conversion factors, which are measured for different beam qualities on the surface of a phantom. For three out of the 50 patients,  $H_p(0,07)$  reached values greater than 3 Gy, which is considered as the threshold value for deterministic skin injuries. Further 15 patients receive a  $H_p(0,07)$  of 1-3 Gy which at least gives cause for concern. Consequently, in surgical neuroangiography a systematic consideration of  $H_p(0,07)$  seems to be reasonable. A clear correlation between  $H_p(0,07)$  and the entrance air kerma is shown. For the dose area product, this correlation is not possible due to the wide range of field sizes. Conclusive relative dose measurements with respect to the necessary image quality depending on technical examination parameters show a possible reduction of  $H_p(0,07)$  up to 50-75%.



# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	IX
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2 Theoretische Grundlagen</b>	<b>3</b>
2.1 Wechselwirkung von Photonen mit Materie . . . . .	3
2.1.1 Wechselwirkungsarten . . . . .	3
2.1.2 Exponentielles Schwächungsgesetz . . . . .	5
2.2 Größen der Dosimetrie und biologische Wirkung von Strahlung . . . . .	8
2.2.1 Arten von Strahlenwirkungen . . . . .	8
2.2.2 Physikalische Dosisgrößen . . . . .	9
2.2.3 Strahlenschutzgrößen . . . . .	14
2.2.4 Patientenexposition in der modernen Radiologie . . . . .	16
2.3 Grundlagen der Projektionsradiographie . . . . .	18
2.3.1 Röntgenquelle . . . . .	19
2.3.2 Charakteristika eines Röntgenspektrums . . . . .	23
2.3.3 Einflüsse von Objekten im Strahlengang . . . . .	27
2.3.4 Detektion und Bildqualität . . . . .	28
2.4 Interventionelle Angiographie . . . . .	36
2.4.1 Technische Besonderheiten der interventionellen Angiographie . . . . .	36
2.4.2 Die mechanische Thrombektomie . . . . .	39
<b>3 Materialien und Methoden</b>	<b>43</b>
3.1 Artis zee biplane . . . . .	43
3.1.1 Anlagenübersicht . . . . .	43
3.1.2 Dosisüberwachung . . . . .	45
3.1.3 Funktionen für das Dosismanagement . . . . .	47
3.2 PTW-DIADOS . . . . .	50
3.2.1 Diagnostikdetektor . . . . .	50
3.2.2 Diagnostikdosimeter . . . . .	52
3.3 Prüfkörper . . . . .	53
3.3.1 Alderson-Rando Kopfphantom . . . . .	53
3.3.2 Prüfkörper zur Untersuchung der Bildqualität . . . . .	53
3.4 Geometrische Überlegungen . . . . .	55
3.4.1 Abstandsbestimmung . . . . .	55
3.4.2 Feldgrößenbestimmung . . . . .	56

3.5	Dosismessungen . . . . .	57
3.5.1	Simulation der Röntgenspektren . . . . .	58
3.5.2	Messung der Korrektions- und Konversionsfaktoren . . . . .	58
3.5.3	Bestimmung der Hautdosis aus den Untersuchungsprotokollen . . . . .	62
3.5.4	Messung der Hautdosisleistung in Abhängigkeit von verschiedenen Geräteparametern . . . . .	63
3.6	Untersuchung der Bildqualität . . . . .	64
<b>4</b>	<b>Konversionsfaktoren und Ermittlung der Patientenhautdosis</b>	<b>67</b>
4.1	Simulierte Röntgenspektren . . . . .	67
4.2	Verifikation des Abstandsquadratgesetzes . . . . .	68
4.3	Strahlungsqualitätskorrektur des DFP-Monitorings . . . . .	69
4.4	Schwächung durch die Patientenlagerung . . . . .	71
4.5	Rückstreufaktoren am Alderson-Rando Kopfphantom . . . . .	73
4.6	Konversionsfaktoren zur Bestimmung der Oberflächendosis . . . . .	75
4.7	Kurzstudie zur Patientenhautexposition bei der mechanischen Thrombektomie . . . . .	78
4.8	Vergleichsstudien und Konsequenzen für die künftige Dosisüberwachung	83
<b>5</b>	<b>Untersuchung des Dosisreduktionspotentials</b>	<b>87</b>
5.1	Einfluss variabler Geräteparameter auf $H_p(0,07)$ . . . . .	87
5.2	Einfluss variabler Geräteparameter auf die Bildqualität . . . . .	92
5.3	Diskussion des Dosisreduktionspotentials . . . . .	97
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>99</b>
<b>A</b>	<b>Anhang</b>	<b>103</b>
A.1	Angabe von Messunsicherheiten . . . . .	103
A.2	Qualitäts- und Wichtungsfaktoren für Strahlenschutzgrößen . . . . .	108
A.3	Artis zee biplane - Bilder . . . . .	110
A.4	DIAMENTOR K2S - Kalibrierschein . . . . .	112
A.5	PTW-DIADOS - Kalibrierschein . . . . .	114
A.6	Excelsior SL-10 Mikrokatheter - Technische Daten . . . . .	116
A.7	Parameter der Durchleuchtungs- und Aufnahmemodi für zerebrale Anwendungen . . . . .	117
	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>119</b>
	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>121</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>123</b>
	<b>Danksagung</b>	<b>127</b>

# Abkürzungsverzeichnis

<b>Al.</b>	Aluminium
<b>BV-Format</b>	Eingangsformat des Bildempfängers
<b>CNR</b>	Kontrast zu Rausch Verhältnis
<b>Cu.</b>	Kupfer
<b>DDO</b>	Dynamische-Dichte-Optimierung
<b>DFP</b>	Dosisflächenprodukt
<b>FB</b>	Fensterbreite
<b>FD</b>	Flachdetektor
<b>FL</b>	Fluoroskopie
<b>FM</b>	Fenstermitte
<b>HVL</b>	Halbwertsdicke
<b>ISD</b>	Abstand zwischen Hautoberfläche und Bildempfänger
<b>LD</b>	Low Dose
<b>LET</b>	Linearer Energietransferkoeffizient
<b>LNT</b>	Linear No-Threshold-Modell des Strahlenschutzes
<b>MTF</b>	Modulationsübertragungsfunktion
<b>p.-a.</b>	posterior-anterior (von hinten nach vorne)
<b>ROI</b>	Betrachteter Pixelbereich
<b>SEG</b>	Sekundärelektronengleichgewicht
<b>SID</b>	Abstand zwischen Röntgenquelle und Bildempfänger
<b>SNR</b>	Signal zu Rausch Verhältnis
<b>SSD</b>	Abstand zwischen Röntgenquelle und Hautoberfläche
<b>SSK</b>	Strahlenschutzkommission



# 1 Einleitung

Der größte Beitrag der künstlichen ionisierenden Strahlung, dem die Bevölkerung ausgesetzt ist, wird durch die diagnostische und interventionelle Radiologie geliefert. Die Reduktion der Strahlenbelastung, welcher Patienten bei Röntgenuntersuchungen oder -interventionen ausgesetzt sind, ist deshalb in den letzten Jahrzehnten ein zentrales Thema der Forschung geworden. Insbesondere die Techniken zur Detektion von Röntgenstrahlung konnten so weit optimiert werden, dass deterministische Strahlenschäden in der diagnostischen Radiologie keine Rolle mehr spielen. Die weiterhin nötige Überwachung des stochastischen Strahlenrisikos erfolgt an allen radiologischen Systemen durch die direkte Messung des Dosisflächenproduktes. Dies zeichnet sich durch sehr einfache Messbedingungen und der Unabhängigkeit vom Abstand zur Röntgenquelle aus. Zudem kann es, sofern die exponierte Körperregion bekannt ist, mithilfe von Konversionsfaktoren direkt in die effektive Dosis überführt werden.[DIN01b]

Die modernen Detektortechniken der diagnostischen Radiologie, wie beispielsweise die digitale Lumineszenz-Radiographie oder die Xeroradiographie, benötigen jedoch weiterhin eine Auslese und Digitalisierung des detektierten Signals. Somit kommen diese Techniken nicht für Anwendungen in Frage, die unter Fluoroskopie durchgeführt werden müssen. Zu diesen Anwendungen zählt insbesondere die Angiographie, die neben diagnostischen Fragestellungen den Kern der interventionellen Radiologie bildet. Hier konnte eine erste Reduktion der Patientenexposition durch die nachträgliche Digitalisierung des analogen Röntgenbildverstärkersignals erreicht werden. Studien im Verlauf der 1990er und Anfang der 2000er Jahre zur Patientenexposition infolge angiographischer Interventionen, wie beispielsweise Embolisationen und Angioplastien, zeigten jedoch immer wieder Überschreitungen der Schwellendosiswerte für leichte deterministische Strahlenschäden der Haut. In ihrem aktuellsten Bericht zur interventionellen Radiologie, datiert vom 21.09.2007, kommt die Strahlenschutzkommission (SSK) dennoch zu dem Schluss, dass insbesondere in der interventionellen Neuroangiographie keine deterministischen Schäden zu erwarten seien, sofern die Eingriffe in geeigneten neuro-radiologischen Zentren durch im Strahlenschutz erfahrenes Fachpersonal durchgeführt werden.[SSK07]

Ein Jahr zuvor brachte die Firma Ziehm Imaging durch Ausnutzung der neuen Flachdetektortechnik den ersten vollständig digitalen C-Bogen auf den Markt und induzierte damit einen immensen Fortschritt auf dem Feld der interventionellen Radiologie. Die neue und verglichen mit Röntgenbildverstärkern hochauflösende Technik ermöglichte die Entwicklung komplizierterer Verfahren und somit eine maßgebliche Erweiterung des Behandlungsspektrums. Nach anfänglichen Problemen konnte das Verfahren der mechanischen Thrombektomie, einer mechanischen Entfernung großer Blutgerinnsel mittels eines Mikrokatheters, zur Behandlung ischämischer Schlaganfälle in der interventionel-

len Neuroangiographie in den letzten Jahren etabliert werden. Aufgrund des äußerst positiven klinischen Outcomes und der hohen Inzidenzrate von circa 10.000 Neuerkrankungen pro Jahr (deutschlandweit) entwickelt sich die mechanische Thrombektomie neben der Embolisation und der Angioplastie zur neuen Kerndisziplin der interventionellen Neuroangiographie.[Si16]

Die durch die Digitalisierung der interventionellen Radiologie ermöglichte Etablierung neuer Verfahren, wie der mechanischen Thrombektomie, führt zu der Kernfragestellung dieser Arbeit, ob die im Jahre 2007 getätigte Aussage der SSK auch im Jahre 2017 weiterhin Bestand hat. Weiterhin erfolgt eine Quantifizierung der neuen Möglichkeiten des Dosismanagements moderner, digitaler angiographischer Arbeitsplätze. Darüber hinaus wird untersucht, ob sich das Dosisflächenprodukt auch zur Abschätzung deterministischer Strahlenschäden eignet und dessen alleinige direkte Messung auch in der interventionellen Radiologie ausreichend ist.

Zur Klärung dieser Fragestellung wird eine Kurzstudie zur Hautexposition einer 50-köpfigen Patientengruppe durchgeführt, die sich einer mechanischen Thrombektomie in der interventionellen Neuroangiographie des Klinikums Dortmund unterzogen haben. Das Klinikum Dortmund verfügt über einen hochmodernen angiographischen Arbeitsplatz des Typs „Artis zee biplane“ der Firma Siemens. Dieser erfüllt neben allen modernen Verfahren der Neuroangiographie auch alle Voraussetzungen für innovative kardiovaskuläre Untersuchungen und Eingriffe. Darüber hinaus ist die interventionelle Neuroangiographie des Klinikums Dortmund mit über 200 Fällen pro Jahr eines der sieben führenden Zentren in Deutschland für die Durchführung mechanischer Thrombektomien [Kea17]. Aus dieser verhältnismäßig hohen Patientenzahl erwächst eine große Erfahrung der behandelnden Radiologen, sodass sich dieser Standort auszeichnet für die Durchführung einer repräsentativen Kurzstudie eignet. Als Maß für die Hautexposition wird die Größe der lokalen Haut-Äquivalenzdosis  $H_p(0,07)$  verwendet [DIN14]. Die Bestimmung von  $H_p(0,07)$  erfolgt nachträglich mit den in den Untersuchungsprotokollen gespeicherten Strahlungsdaten. Die dafür benötigten Konversionsfaktoren werden zuvor in Abhängigkeit von Strahlungsqualität und Projektionsrichtung an der Oberfläche eines Alderson-Rando Kopfphantoms gemessen, deren Werte zusammen mit den Studienergebnissen in Kapitel 4 vorgestellt werden. Ein Vergleich mit den durch die SSK herausgegebenem Schwellenwert von 3 Gy für deterministische Strahlenschäden der Haut soll zeigen, ob deren systematische Berücksichtigung nötig wäre. Zudem wird eine mögliche Korrelation zwischen Dosisflächenprodukt und  $H_p(0,07)$  geprüft. Darüber hinaus werden in Kapitel 5 die Abhängigkeiten der Bildqualität und der Patientenexposition von verschiedenen Geräteeinstellungen mittels Phantommessungen untersucht. Somit wird geprüft, inwieweit sich das Dosismanagement der behandelnden Radiologen im Hinblick auf die 50 untersuchten Fälle weiter optimieren lässt.

Die für das Verständnis dieser Untersuchungen notwendigen physikalischen und medizinischen Hintergründe werden zuvor in Kapitel 2 dargelegt. Eine detaillierte Beschreibung des angiographischen Arbeitsplatzes, der verwendeten Prüfkörper und Messsysteme sowie der Methodik wird in Kapitel 3 bereitgestellt.

## 2 Theoretische Grundlagen

*In diesem Kapitel wird das für das Verständnis der Arbeit nötige Hintergrundwissen bereitgestellt. Zunächst werden die relevanten Wechselwirkungsarten von Röntgenstrahlung mit Materie erläutert, bevor die radiologischen Dosisbegriffe eingeführt und die Auswirkungen von ionisierender Strahlung auf menschliches Gewebe im Allgemeinen und die Dosisbelastung in der Radiologie im Speziellen erläutert werden. Anschließend wird das grundlegende Prinzip der Projektionsradiographie dargestellt. Dabei wird neben der Erzeugung und der Detektion der Röntgenstrahlung insbesondere auf die Eigenschaften des entstehenden Röntgenspektrums und die Möglichkeiten der digitalen Bildverarbeitung eingegangen. Abschließend werden die technischen Besonderheiten der interventionellen Angiographie, wie die digitale Subtraktionsangiographie, und das Verfahren der mechanischen Thrombektomie geschildert.*

### 2.1 Wechselwirkung von Photonen mit Materie

Trifft ein Photon auf Materie, so existieren bei den in der Radiologie üblichen Energien drei Möglichkeiten der Wechselwirkung:

1. Das Photon durchquert die Materie ohne Wechselwirkung.
2. Das Photon deponiert seine gesamte Energie und wird infolgedessen absorbiert.
3. Das Photon wird durch Streuung aus seiner ursprünglichen Bahn gelenkt, wobei es zu einer Energieübertragung kommen kann.

Im Folgenden werden zunächst die physikalischen Wechselwirkungseffekte zwischen Photonen und Materie erläutert und anschließend das exponentielle Schwächungsgesetz eingeführt. Als Quelle für die Ausführungen dient das Buch [ADJS12].

#### 2.1.1 Wechselwirkungsarten

Die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten eines bestimmten Wechselwirkungsprozesses wird durch den Wirkungsquerschnitt  $\sigma$  beschrieben. Dieser hängt in erster Linie von der Energie  $E_\gamma = hf$  des einfallenden Photons und der Kernladungszahl  $Z$  des Targetmaterials ab und hat die Einheit einer Fläche. In der Radiologie treten Photonenenergien von bis zu 150 keV (Röntgenstrahlung) auf. In diesem Energiebereich müssen drei verschiedene Wechselwirkungsprozesse berücksichtigt werden.

### Rayleigh-Streuung

Bei der Rayleigh-Streuung handelt es sich um die kohärente Streuung des Photons an einem gebundenen Elektron. Die Energie des Photons ist zu klein, um das Atom zu ionisieren oder anzuregen. Es findet somit keine beziehungsweise eine vernachlässigbar kleine Energieübertragung statt. Für den Wirkungsquerschnitt  $\sigma_{\text{Ra}}$  in Abhängigkeit von der Kernladungszahl  $Z$  des Streukörpers gilt:

$$\sigma_{\text{Ra}} \propto \frac{Z^2}{(hf)^2} \quad (2.1)$$

### Compton-Streuung

Im Gegensatz zur Rayleigh-Streuung ist die Compton-Streuung (auch Compton-Effekt genannt) inkohärent. Die Energie des Photons ist groß genug, um das Atom, an dem es gestreut wird, anzuregen oder zu ionisieren, sodass es einen Teil seiner Energie auf ein Hüllenelektron überträgt. Für die Änderung der Wellenlänge  $\Delta\lambda$  durch den Streuprozess gilt:

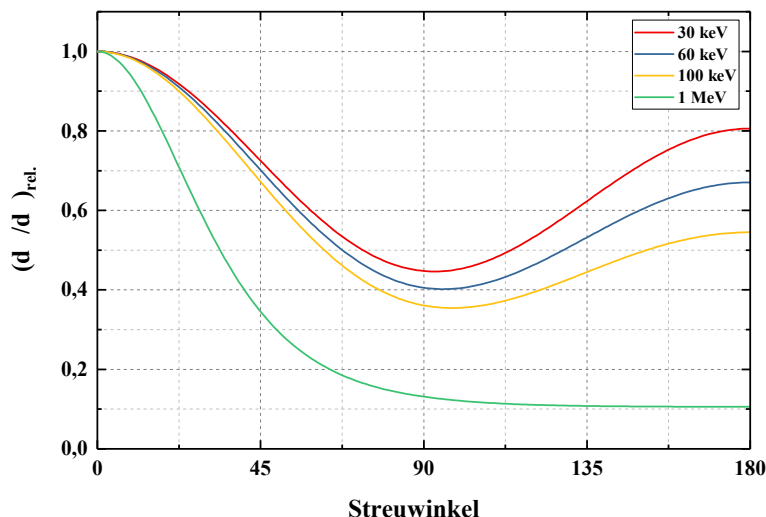
$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \phi) \quad (2.2)$$

Die Energieübertragung auf das Elektron ist also direkt proportional zum Streuwinkel (maximal bei  $\phi = 180^\circ$ ) und zur Energie des einfallenden Photons. Die Winkelverteilung der gestreuten Photonen ist ebenfalls energieabhängig und wird durch den Klein-Nishina-Wirkungsquerschnitt beschrieben (siehe Abbildung 2.1). Für die Abhängigkeit des Wirkungsquerschnitts  $\sigma_{\text{Co}}$  von der Kernladungszahl  $Z$  des Streukörpers gilt:

$$\sigma_{\text{Co}} \propto Z \quad (2.3)$$

Bei radiologischen Anwendungen kann die Compton-Streuung auch zu einigen unerwünschten Effekten führen. Zum einen wird durch sie ein erheblicher Anteil an Streustrahlung verursacht, der im Strahlenschutz beachtet werden muss (Patient wird zur zweiten Strahlenquelle), zum anderen führen die Vorwärtstreuungen ( $\theta < 90^\circ$ ) zudem zu einer Verschlechterung der Bildqualität (siehe auch Abschnitt 2.3.4).

Des Weiteren führen *Rückstreuungen* ( $\theta > 90^\circ$ ) zu einer erhöhten Energiedeposition an Grenzflächen, wie der Hautoberfläche des Patienten. Dadurch kann es je nach Photonenenergie und Feldgröße zu einer Dosiserhöhung von bis zu 60 % kommen. In Abbildung 2.1 sind die relativen differentiellen Wirkungsquerschnitte in Abhängigkeit vom Streuwinkel für verschiedene Photonenenergien dargestellt. Die relative Wahrscheinlichkeit für Rückstreuungen nimmt mit zunehmender Photonenenergie stark ab und verschwindet für Energien oberhalb von 1 MeV nahezu vollständig. Die Berücksichtigung von Rückstreuungen ist folglich ausschließlich bei niedrigen Energien, wie in der Radiologie, angezeigt, hier aber unerlässlich.



**Abbildung 2.1:** Relativer Wirkungsquerschnitt für die Photon-Elektron-Streuung bei verschiedenen Photonenenergien gemäß Klein-Nishina [KN29].

### Photoeffekt

Neben der Streuung kann es auch zur vollständigen Absorption des einfallenden Photons kommen. Dies wird durch den Photoeffekt beschrieben. Demnach überträgt das Photon seine gesamte Bewegungsenergie auf ein Hüllenelektron des Targetmaterials, wodurch es zur Emission eines sog. Photoelektrons und zur Ionisation des Atoms kommt. Für die Energie  $E_e$  des Photoelektrons in Abhängigkeit von seiner Bindungsenergie  $E_B$  und der Photonenenergie gilt:

$$E_e = hf - E_B \quad (2.4)$$

Offensichtlich muss somit als Bedingung für das Auftreten des Photoeffekts

$$hf > E_B \quad (2.5)$$

gelten. Der Wirkungsquerschnitt ist maximal für Photonenenergien im Bereich der Bindungsenergie und nimmt mit steigender Energie rapide ab. Die Bindungsenergie der inneren Schalen hängt in erster Linie von der Kernladungszahl  $Z$  ab. Empirische Messungen des Wirkungsquerschnitts zeigen für Röntgenstrahlung folgende Abhängigkeit:

$$\sigma_{\text{Ph}} \propto \frac{Z^4}{(hf)^3} \quad (2.6)$$

Findet der Photoeffekt auf einer der inneren Schalen statt, so kann es durch Auffüllen der Leerstelle auch zur Emission eines Photons kommen. Dies wird als charakteristische Strahlung bezeichnet, da die auftretenden Energien spezifisch für jedes Element sind.

#### 2.1.2 Exponentielles Schwächungsgesetz

Trifft ein monoenergetischer Photonenstrahl mit vernachlässigbarer Ausdehnung aus  $N_0$  Photonen auf Materie, so kann die Anzahl der Photonen  $N$  (respektive die Intensität

I) nach Durchqueren einer Targetdicke  $d$  durch das exponentielle Schwächungsgesetz beschrieben werden. Es gilt:

$$N = N_0 \cdot e^{-\mu \cdot d} \quad (2.7)$$

$\mu$  ist der totale lineare Schwächungskoeffizient mit der Einheit 1/cm. Der lineare Schwächungskoeffizient  $\mu_i$  der  $i$ -ten Wechselwirkungsart ergibt sich direkt aus dem entsprechenden Wirkungsquerschnitt  $\sigma_i$  und der Teilchendichte  $n$  des Targetmaterials über:

$$\mu_i = \sigma_i \cdot n \quad (2.8)$$

Der totale lineare Schwächungskoeffizient setzt sich aus den  $\mu_i$  der beteiligten Wechselwirkungsarten additiv zusammen. Für Röntgenstrahlung gilt somit:

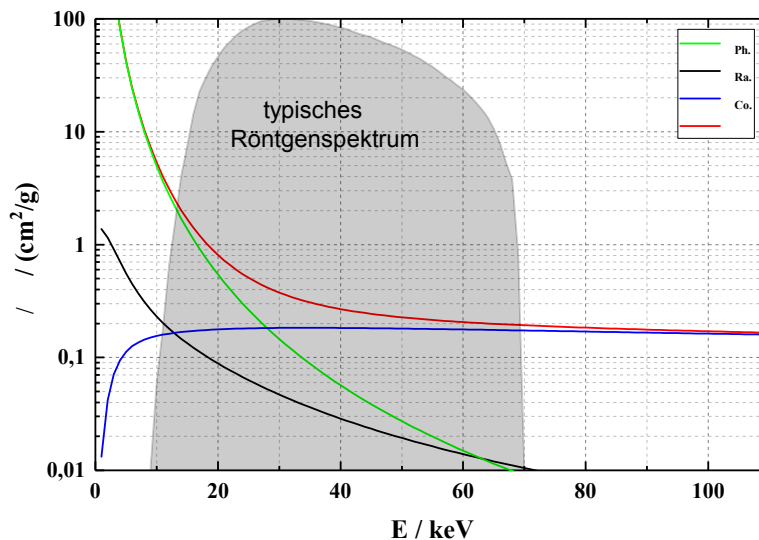
$$\mu = n \cdot (\sigma_{\text{Ra}} + \sigma_{\text{Co}} + \sigma_{\text{Ph}}) \quad (2.9)$$

Offensichtlich ist der lineare Schwächungskoeffizient abhängig von der Targetdichte  $\rho$ . Da diese aber abhängig von örtlich variablen Größen wie beispielsweise Luftdruck und Temperatur ist, wird üblicherweise der Quotient  $\mu/\rho$  aus linearem Schwächungskoeffizienten und Materialdichte tabelliert.

Der Quotient  $\mu/\rho$  wird auch als *Massenschwächungskoeffizient* bezeichnet. Die aktuell gebräuchlichste Quelle für Massenschwächungskoeffizienten verschiedener Elemente und Verbindungen ist [HS95]. In Abbildung 2.2 sind die Anteile des Massenschwächungskoeffizienten für Wasser in Abhängigkeit von der Photonenenergie dargestellt. Zudem ist ein für radiologische Anwendungen typisches Röntgenspektrum grau transparent eingezeichnet. Gut zu erkennen ist die Dominanz des Photoeffekts bei niedrigen Energien, welche mit zunehmender Energie stark nachlässt. Die Compton-Streuung ist ab circa 30 keV dominant und ab circa 60 keV die einzig verbleibende Wechselwirkungsart. Im Bereich der üblichen Röntgenspektren ist der Beitrag der Rayleigh-Streuung offensichtlich vernachlässigbar klein (man beachte die logarithmische Darstellung). Somit tragen nur die Compton-Streuung und der Photoeffekt nennenswert zur Bildgebung und Dosisbelastung des Patienten bei. Der Massenschwächungskoeffizient beschreibt die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Wechselwirkungen und somit die Intensitätsabnahme eines Photonenstrahls in Materie. Wie viel Energie auf das Targetmaterial übertragen wird, wird hingegen nicht berücksichtigt.

Dies macht die Einführung des *Massenenergieübertragungskoeffizienten*  $\mu_{\text{tr}}/\rho$  notwendig. Dabei wird der Massenschwächungskoeffizient entsprechend des Anteils der Photonenenergie modifiziert, die bei der Wechselwirkung auf das Elektron übertragen wird. Für die Rayleigh-Streuung ist der Energieübertrag sehr klein und  $\mu_{\text{Ra,tr}}$  somit vernachlässigbar. Beim Photoeffekt wird die Photonenenergie nahezu vollständig übertragen, sodass näherungsweise  $\mu_{\text{Ph,tr}} \approx \mu_{\text{Ph}}$  gilt. Die Energieübertragung bei der Compton-Streuung ist gemäß Gleichung 2.2 kleiner als die primäre Photonenenergie, sodass  $\mu_{\text{Co,tr}} < \mu_{\text{Co}}$  gilt. Für den totalen Massenenergieübertragungskoeffizienten ergibt sich somit:

$$\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} = \frac{f_{\text{Ra}} \cdot \mu_{\text{Ra}} + f_{\text{Ph}} \cdot \mu_{\text{Ph}} + f_{\text{Co}} \cdot \mu_{\text{Co}}}{\rho} < \frac{\mu}{\rho} \quad (2.10)$$



**Abbildung 2.2:** Anteile der einzelnen Wechselwirkungsarten am Gesamtmassenschwächungskoeffizienten für Wasser. Grau transparent dargestellt ist ein typisches Röntgenspektrum für 70 kV<sub>p</sub> und 2,5 mm Al (Massenschwächungskoeffizienten gemäß [HS95] und Röntgenspektrum gemäß [BS97]).

Bei den  $f_i$  handelt es sich um die angesprochenen Modifikationen, welche empirisch bestimmt werden können.

Bei Betrachtungen der Patientenexposition ist neben der Energieübertragung auch die tatsächlich vom Targetmaterial (respektive Patienten) absorbierte Energie von Interesse.

Zu diesem Zweck wird der *Massenenergieabsorptionskoeffizient*  $\mu_{\text{en}}/\rho$  definiert. Dieser ergibt sich durch die Beziehung

$$\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} = \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \cdot (1 - g) \quad (2.11)$$

aus dem Massenenergieübertragungskoeffizienten. Der Bremsstrahlungsverlustfaktor  $g$  beschreibt den prozentualen Verlust von Bewegungsenergie der Sekundärelektronen durch Bremsstrahlung im Coulombfeld der Atomkerne. Diese Bremsstrahlung trägt nicht weiter zur Energiedeposition im Targetvolumen bei. Der Anteil der Bremsstrahlung und somit auch der Wert von  $g$  ist direkt proportional zur Ordnungszahl des Targetmaterials und zur Elektronenenergie. Für Medien niedriger Ordnungszahl wie Weichteilgewebe, Luft oder Wasser und Photonenenergien bis 1 MeV beträgt der Fehler bei Nichtberücksichtigung von  $g$  allerdings weniger als ein Promille [RG84]. Für radiologische Anwendungen gilt somit in guter Näherung:

$$\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \approx \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \quad (2.12)$$

Mithilfe des Schwächungsgesetzes kann zudem der Begriff der Halbwertsdicke (Half-Value-Layer = HVL) definiert werden. Diese beschreibt die Targetdicke, nach der der Primärstrahl die Hälfte seiner ursprünglichen Intensität eingebüßt hat. Sie wird üblicherweise in mm angegeben und ergibt sich durch Umformen von Gleichung 2.7 wie

folgt:

$$\text{HVL} = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (2.13)$$

## 2.2 Größen der Dosimetrie und biologische Wirkung von Strahlung

Die Wirkungen von Strahlung auf den Menschen beruhen letztlich auf der Absorption von Strahlungsenergie und den damit verbundenen Ionisationen im Gewebe. Die Quantifizierung dieser Wirkungen ionisierender Strahlung wird bei klinischen Anwendungen als klinische Dosimetrie bezeichnet, für die unterschiedliche, auf die bestrahlte Masse normierte, Dosisgrößen existieren. Es wird dabei zwischen physikalischen Dosisgrößen und Strahlenschutzgrößen, welche zur Beschreibung verschiedener biologischer Wirkungen bei der Exposition von Lebewesen dienen, unterschieden.

Im Folgenden werden nun die verschiedenen Arten von Strahlenwirkungen erläutert und die zur Quantifizierung dieser Wirkungen verwendeten Dosisgrößen eingeführt. Abschließend erfolgt ein Vergleich der Patientenexpositionen verschiedener radiologischer Anwendungen. Die Einführung der folgenden Begriffe erfolgt gemäß [DIN14], ergänzt durch Ausführungen aus [K12a].

### 2.2.1 Arten von Strahlenwirkungen

Für biologische Strahlenwirkungen ist eine Unterteilung in stochastische und deterministische Strahlenwirkungen üblich. Unter schädlichen Strahlenwirkungen werden dabei alle krankhaften Reaktionen des menschlichen Organismus sowie genetische Veränderungen nach der Einwirkung ionisierender Strahlung verstanden. Die durch die Strahlenexposition hervorgerufene Symptomatik kann dabei unmittelbar nach der Exposition oder aber erst nach jahrelanger Latenz (Latenzzeit) klinisch feststellbar sein.

#### Stochastische Strahlenwirkung

Die stochastischen Strahlenwirkungen umfassen alle durch ionisierende Strahlung verursachten Effekte, welche zufallsbedingt auftreten. Die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten eines bestimmten Effekts korreliert mit der applizierten Dosis, sodass eine höhere Dosisbelastung gleichbedeutend mit einem höheren Erkrankungsrisiko ist. Die Ausprägung des Effekts bzw. der Schweregrad der Erkrankung ist dabei nicht dosisabhängig. Die Dosisverteilung innerhalb eines Organs ist für stochastische Wirkungen somit unerheblich, es kommt stattdessen auf die Anzahl der betroffenen Zellen an. Folglich werden zur Abschätzung des stochastischen Strahlenrisikos über Organe oder den gesamten Körper gemittelte Dosisgrößen, wie die effektive Dosis, verwendet.

Die funktionale Beziehung zwischen Dosis und stochastischer Wirkung wird kontrovers diskutiert, da sie sich aufgrund der großen Latenzzeiten bestimmter Effekte und den geringen Ausprägungswahrscheinlichkeiten bei niedrigen Dosisbelastungen nur schwer nachweisen lässt. Im Strahlenschutz wird im Allgemeinen eine lineare Dosiswirkungsbeziehung unterstellt (Abbildung 2.3(a)), bei der es keinen Schwellenwert für das Auftreten von stochastischen Wirkungen gibt. Dieses Modell wird als „linear no-threshold model“ (LNT) bezeichnet.

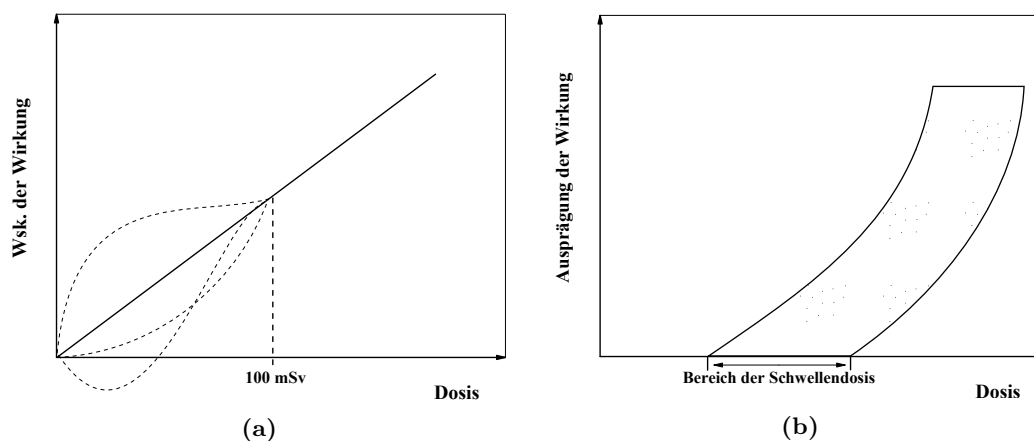
Zu den stochastischen Strahlenwirkungen zählen solche, die das Genmaterial einer Zelle betreffen, also in erster Linie hereditäre (das Erbgut betreffend) Schäden und die Karzinogenese (Tumorentwicklung).

### Deterministische Strahlenwirkung

Zu den deterministischen Strahlenwirkungen werden alle Wirkungen gezählt, deren Schweregrad von der Dosis abhängen. Die Dosiswirkungsbeziehung beschreibt hier also den Schweregrad einer Strahlenwirkung bzw. -schadens als Funktion der Dosis (Abbildung 2.3(b)). Dabei existiert für jede Wirkung im Allgemeinen eine Schwellendosis, unterhalb der keine klinischen Symptome auftreten. Der Wert der Schwellendosis hängt neben der Gewebeart auch von individuellen Parametern wie Geschlecht, Alter und gesundheitlichem Zustand ab.

Deterministische Wirkungen sind immer Folge einer räumlichen und zeitlichen Häufung von Strahlenschadensereignissen in einer bestrahlten Region bzw. Zelle, welche durch Reparaturen und andere Regelvorgänge in Geweben ohne medizinische Unterstützung nicht mehr kompensiert werden können. Somit ist hier, im Gegensatz zu stochastischen Strahlenwirkungen, die räumliche Konzentration der Exposition entscheidend. Aus diesem Grund werden zur Abschätzung von deterministischen Strahlenwirkungen lokale Dosisgrößen verwendet.

Zu den deterministischen Strahlenwirkungen zählen alle Gewebereaktionen, bei denen die bestrahlte Zelle über kurz oder lang ihre Funktion einbüßt und abstirbt. Dazu zählen beispielsweise Epilation, Hautschäden, Unfruchtbarkeit, Katarakt, Herz-Kreislauf-Erkrankungen, Myelopathie oder auch der Strahlentod.



**Abbildung 2.3:** Dosiswirkungsbeziehungen. (a) Im Strahlenschutz verwendetes LNT-Modell für stochastische Strahlenwirkungen (alternativ diskutierte Modelle für den Bereich unter 100 mSv sind segmentiert dargestellt). (b) Ab einem individuell variierenden Schwellenwert eintretender Verlauf für deterministische Strahlenwirkungen. (gemäß [SSK96])

#### 2.2.2 Physikalische Dosisgrößen

Im Folgenden werden mit der Energiedosis, der Kerma und dem Dosisflächenprodukt die drei wichtigsten physikalischen Dosisgrößen in der Radiologie eingeführt.

### Energiedosis

Die Energiedosis  $D$  ist die fundamentale physikalische Dosisgröße, aus der sich alle Strahlenschutzgrößen ableiten lassen. Sie ist der Differentialquotient aus der mittleren Energie  $d\bar{E}_{\text{abs}}$ , welche in einem Volumenelement  $dV$  eines Absorbermaterials (med = Medium) der Dichte  $\rho$  absorbiert wird, und der Masse  $dm$  des Volumenelements:

$$D_{\text{med}} = \frac{d\bar{E}_{\text{abs}}}{dm_{\text{med}}} = \frac{1}{\rho_{\text{med}}} \cdot \frac{d\bar{E}_{\text{abs}}}{dV} \quad (2.14)$$

Die Einheit der Energiedosis ist das Gray ( $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ ) und ihre zeitliche Ableitung wird als Energiedosisleistung  $\dot{D}$  bezeichnet. Den Hauptbeitrag zur absorbierten Energie liefern die bei den Wechselwirkungen entstehenden Sekundärelektronen. Deren Separationsenergien (und somit auch der Wert der Energiedosis) hängen jedoch stark vom absorbierenden Material ab. Aus diesem Grund wird im Index das Bezugsmaterial angegeben. Bei der Betrachtung von Strahlenwirkungen auf den Menschen wird in der Regel die Wasser-Energiedosis  $D_{\text{W}}$  verwendet. Bei der Betrachtung von Photonenstrahlung kann die Energiedosis eines Bezugsmaterials mithilfe der Massenenergieabsorptionskoeffizienten über die Beziehung

$$D_{\text{med2}} = \frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{med2}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{med1}}} \cdot D_{\text{med1}} \quad (2.15)$$

leicht in die Energiedosis eines anderen Bezugsmaterials überführt werden.

Bei Photonenstrahlung mit Energien unterhalb von 3 MeV (somit insbesondere bei Röntgenstrahlung) erfolgt die Messung der Energiedosis mithilfe von für das Bezugsmedium kalibrierten Ionisationskammern oder Halbleiterdetektoren. Damit die im Messvolumen erzeugte Ladung proportional zur deponierten Energie ist, muss bei der Messung das sog. *Sekundärelektronengleichgewicht (SEG)* gelten. Dieses besteht, wenn die Energiebeträge derer Sekundärelektronen, die im Messvolumen erzeugt werden und dieses verlassen, und derer, die vor dem Messvolumen (respektive der Kammerwand) erzeugt wurden und ihre Energie im Messvolumen deponieren, übereinstimmen. Da Kammer- und Umgebungsmaterial oft nicht übereinstimmen, müsste zur Erhaltung des SEGs bei verschiedenen Photonenenergien und Umgebungsmaterialien die Kammerwandstärke angepasst werden. Dies kann jedoch durch die Verwendung von energieabhängigen Korrekturfaktoren umgangen werden. Stimmen Umgebungs- und Bezugsmaterial nicht überein, wird dieses häufig durch einen zusätzlichen Index angegeben.

### Kerma

Die Kerma (**K**inetic **E**nergy **R**elased per **M**ass)  $K$  ist für indirekt ionisierende Strahlungen, also solcher, bei der die erzeugten Sekundärteilchen den größten Beitrag zur Energiedeposition leisten, definiert. Zu diesen zählen ungeladene Strahlungsarten, wie die Photonen- und die Neutronenstrahlung. Die Kerma ist der Differentialquotient aus der Summe der Anfangswerte der kinetischen Energien  $dE_{\text{tr}}$  aller geladenen Sekundärteilchen der ersten Generation, welche durch die Wirkung indirekt ionisierender Strahlung im bestrahlten Volumen  $dV$  freigesetzt werden, und der Masse  $dm$  des Volumenelements:

$$K_{\text{med}} = \frac{dE_{\text{tr}}}{dm_{\text{med}}} = \frac{1}{\rho_{\text{med}}} \cdot \frac{dE_{\text{tr}}}{dV} \quad (2.16)$$

Auch die Kerma wird in der Einheit Gy angegeben und ihre zeitliche Ableitung ist wiederum die Kermaleistung  $\dot{K}$ . Wie auch die Energiedosis ist die Kerma materialabhängig, sodass die Angabe des Bezugsmaterials im Index erforderlich ist. Bei der Betrachtung von Photonenstrahlung kann die Kerma eines Bezugsmaterials mithilfe der Massenenergieübertragungskoeffizienten über die Beziehung

$$K_{\text{med2}} = \frac{(\mu_{\text{tr}}/\rho)_{\text{med2}}}{(\mu_{\text{tr}}/\rho)_{\text{med1}}} \cdot K_{\text{med1}} \quad (2.17)$$

in die Kerma eines anderen Bezugsmaterials überführt werden. Weichen Bezugsmaterial und Umgebungsmaterial voneinander ab, so wird auch hier das Umgebungsmaterial durch einen zweiten Index gekennzeichnet.

Im Allgemeinen kann die Kerma jedoch nicht als direktes Maß für die Energiedosis angesehen werden. Beispielsweise können die Sekundärteilchen ihre Energie teilweise außerhalb des Messvolumens oder durch Bremsstrahlung sogar an die weitere Umgebung abgeben, sodass die Kerma in der Regel den Wert der Energiedosis überschätzt. Handelt es sich, wie es bei der Photonenstrahlung der Fall ist, bei den Sekundärteilchen ausschließlich um Elektronen, so gilt unter der Bedingung des oben erwähnten SEGs zwischen Kerma und Energiedosis jedoch folgende Beziehung:

$$D_{\text{med}} = K_{\text{med}} \cdot (1 - \bar{g}) \quad (2.18)$$

Hierin ist  $\bar{g}$  (wie auch in Gleichung 2.11) der relative Anteil der Bewegungsenergie der Sekundärelektronen, welcher im Mittel in Bremsstrahlung umgewandelt wird und so nicht zur Energiedeposition beiträgt. Der Koeffizient  $\bar{g}$  steigt mit der Ordnungszahl des Absorbermaterials und der Photonenenergie stark an (tabellierte Werte sind beispielsweise in [K12a] zu finden). Bei Medien mit niedrigen Ordnungszahlen wie Weichteilgewebe, Luft oder Wasser und Photonenenergien unterhalb von 1 MeV, liegt der Wert von  $\bar{g}$  jedoch unterhalb von einem Promille, sodass hier in guter Näherung

$$D_{\text{med}} \approx K_{\text{med}} \quad (2.19)$$

gilt.

Da in der Radiologie niederenergetische Photonenstrahlung (Röntgenstrahlung) verwendet wird, im menschlichen Gewebe näherungsweise ein SEG angenommen werden kann und aufgrund von rechnerischen Erwägungen (bsp. „Kerma-Näherung“ bei Monte-Carlo-Methoden), hat sich hier die Luftkerma  $K_a$  (a für Air) als primäre Messgröße durchgesetzt und wird der direkten Messung der Energiedosis vorgezogen. Das Bezugsmedium Luft bietet sich aufgrund der damit verbundenen angenehmen Messbedingungen an. Mithilfe der Gleichungen 2.15 und 2.17 lässt sich die leicht messbare Luftkerma in die für den Strahlenschutz relevante Wasser-Energiedosis überführen:

$$D_W = t_{W/a} \cdot K_a \cdot (1 - \bar{g}) \quad (2.20)$$

Hierbei entspricht  $t_{W/a}$  dem Verhältnis der Massenenergieabsorptionskoeffizienten von Wasser und Luft. Sind diese nicht bekannt, so kann für radiologisch relevante Photonenenergien  $t_{W/a} \approx 1,05 \pm 0,03$  angenommen werden [ADJS12].

Je nach Bezugsort und Wert wird in der Radiologie zwischen drei wesentlichen Bezeichnungen für die Luftkerma unterschieden.

Die *Einfallskerma* (auch *Einfalldosis* genannt)  $K_E$  ist die Luftkerma im Zentralstrahl in einem Abstand zur Röntgenquelle, bei dem die Patientenoberfläche vermutet wird. Dieser „Referenzpunkt“ liegt bei C-Bögen in der Regel 15 cm vor dem Isozentrum und allgemein bei einem Quellenabstand von circa 60 cm.

Die *Oberflächenkerma* (auch *Oberflächendosis* genannt)  $K_O$  ist die Luftkerma an der Oberfläche des Patienten oder des Phantoms. Sie ergibt sich über folgende Beziehung aus der Einfallskerma:

$$K_O = B \cdot K_E \quad (2.21)$$

Der Rückstrefaktor  $B$  berücksichtigt die durch die Compton-Streuung (siehe Abschnitt 2.1.1) verursachte Rückstreuung und die damit verbundene Dosiserhöhung an Grenzflächen. Sein Wert hängt stark von der Qualität der verwendeten Röntgenstrahlung (siehe Abschnitt 2.3.2), der Feldgröße sowie der durchstrahlten Körperregion ab und kann Werte von bis zu 1,6 annehmen (für eine umfangreiche Tabellierung von Rückstrefaktoren siehe bspw. [Pea98]). Die Rückstreuung kann somit zu einer beträchtlichen Dosiserhöhung an der Patientenoberfläche führen.

Die *Bildempfängerdosis* (auch *Systemdosis* genannt)  $K_B$  ist die Luftkerma, welche unmittelbar vor dem Bildempfänger bzw. dem Detektor gemessen wird.  $K_B$  ist somit ein Maß für die Dosis, die für die Bildgebung zur Verfügung steht.

Die *Kenndosisleistung*  $\dot{K}_{a,100}$  ist die Luftkermaleistung im Zentralstrahl bei einem Abstand von 100 cm zur Quelle. Sie wird in der Regel für einen Röhrenstrom von 1 mA angegeben.

Die *Dosisausbeute einer Röntgenquelle*  $Y_{100}$  ist der Quotient aus Luftkerma im Zentralstrahl bei einem Abstand von 100 cm zur Quelle und dem Röhrenstrom-Belichtungszeit-Produkt.  $Y_{100}$  wird in der Regel für  $I_A \cdot t = 1$  mAs angegeben.

## Dosisflächenprodukt

In der Röntgendiagnostik kann die Röntgenquelle für dosimetrische Betrachtungen als eine punktförmige und isotrop abstrahlende Strahlenquelle genähert werden (auch wenn dies nicht ganz der Realität entspricht, siehe Abschnitt 2.3.1). Aus der Divergenz einer punktförmigen Strahlenquelle resultiert eine Zunahme der bestrahlten Fläche mit zunehmendem Abstand gemäß der Abhängigkeit einer Kugeloberfläche vom Radius. Für die Strahlenfeldgröße  $A_2$  im Abstand  $r_2$  zur Quelle gilt somit bei bekannter Feldgröße  $A_1$  im Abstand  $r_1$ :

$$A_2 = A_1 \cdot \left(\frac{r_2}{r_1}\right)^2 \quad (2.22)$$

Da aus der Zunahme der bestrahlten Fläche auch eine Abnahme der Teilchenfluenz (Gesamtanzahl der Teilchen bleibt konstant) resultiert, nimmt auch die Energiedosis- bzw. die Kermaleistung mit zunehmendem Abstand zur Röntgenquelle ab. Für die Dosisleistung  $\dot{D}_2$  bei einem Quellenabstand  $r_2$  gilt bei bekannter Dosisleistung  $\dot{D}_1$  bei

einem Quellenabstand  $r_1$ :

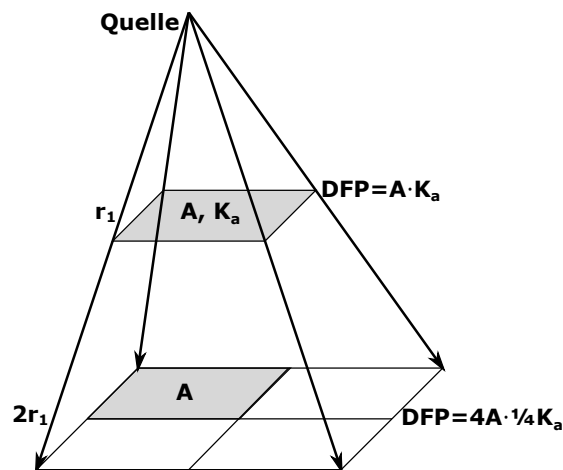
$$\dot{D}_2 = \dot{D}_1 \cdot \left(\frac{r_1}{r_2}\right)^2 \quad (2.23)$$

Dies wird auch als *Abstandsquadratgesetz* bezeichnet, das insbesondere im Strahlenschutz ausgenutzt wird. Die exponentielle Schwächung durch Luft kann dabei aufgrund der geringen Luftdichte und dem daraus resultierenden geringen linearen Schwächungskoeffizienten bei radiologisch relevanten Abständen von ungefähr einem Meter vernachlässigt werden (befinden sich andere Materialien im Strahlengang, muss die exponentielle Schwächung berücksichtigt werden).

Insbesondere in der Projektionsradiographie wird mit dem Dosisflächenprodukt (DFP) eine Kunstgröße verwendet, bei der sich das Abstandsquadratgesetz zunutze gemacht wird. Dieses ist definiert als das Flächenintegral der Luftkerma über ein Strahlenfeld der Fläche  $A$ . Bei für radiologische Anwendungen relevanten Feldgrößen kann die Luftkerma über das gesamte Strahlenfeld als nahezu konstant angenommen werden. Somit reduziert sich das Dosisflächenprodukt zu:

$$\text{DFP} = \int K_a \, dA = A \cdot K_a \quad (2.24)$$

Das DFP hat die Einheit  $\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ , wird aber häufig in den Untereinheiten  $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$  oder  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$  angegeben. Durch die Verknüpfung von durchstrahlter Fläche und Dosis ist der Wert des DFPs unabhängig vom Abstand zur Röntgenquelle, sofern das Abstandsquadratgesetz für die Dosisleistung gilt (siehe Abbildung 2.4). In der Projektionsradiographie hat sich das DFP als primäre Messgröße durchgesetzt, da es, neben den geometrischen Vorteilen, gemäß [DIN03] direkt mit der effektiven Dosis und so mit dem stochastischen Strahlenrisiko des Patienten korreliert. Zur Messung des Dosisflächenproduktes werden speziell dafür kalibrierte großflächige parallel-Ionisationskammern verwendet. Der Messort befindet sich in der Regel unmittelbar hinter der Tiefenblende der Röntgenquelle (siehe Abbildung 2.6), damit etwaige Rückstreuungen durch den Patienten den Messwert nicht beeinflussen.



**Abbildung 2.4:** Bei Gültigkeit des Abstandsquadratgesetzes für die Dosisleistung ist das Dosisflächenprodukt, also das Produkt aus Kerma und durchstrahlter Fläche, unabhängig vom Abstand zur Strahlungsquelle.

### 2.2.3 Strahlenschutzgrößen

Aus der fundamentalen physikalischen Dosisgröße, der Energiedosis, lassen sich eine Reihe von Strahlenschutzgrößen ableiten, welche Rückschlüsse auf den Grad der schädigenden Wirkung einer Strahlenexposition auf den Menschen liefern sollen und deshalb auch als Äquivalenzdosisgrößen bezeichnet werden. Dabei werden die Verteilungsmuster der Ionisationen in Zellen und die damit verbundenen unterschiedlichen biologischen Wirksamkeiten verschiedener Strahlungsarten und -energien sowie die unterschiedlichen Strahlungsempfindlichkeiten verschiedener Gewebetypen berücksichtigt. Die Strahlenschutzgrößen besitzen die gleiche physikalische Dimension wie die Energiedosis (J/kg), werden aber nicht in Gray (Gy), sondern in Sievert (Sv) angegeben. Dies dient der Abgrenzung von den physikalischen Dosisgrößen.

Im Folgenden werden mit der Mess-Äquivalenzdosis, der Organ-Äquivalenzdosis und der effektiven Dosis die drei wichtigsten Strahlenschutzgrößen eingeführt. Alle weiteren Strahlenschutzgrößen, wie sie beispielsweise für die Personendosimetrie benötigt werden, lassen sich aus diesen Größen ableiten. Dies wird abschließend am Beispiel der lokalen Haut-Äquivalenzdosis verdeutlicht.

#### Mess-Äquivalenzdosis

Die Mess-Äquivalenzdosis  $H$  ist das Produkt aus Wasser-Energiedosis  $D_W$  und einem Qualitätsfaktor  $Q$ :

$$H = Q \cdot D_W \quad (2.25)$$

Der Qualitätsfaktor ist dimensionslos und wird für verschiedene Strahlungsqualitäten bzw. -arten so festgelegt, dass gleiche Mess-Äquivalenzdosen verschiedener Strahlungsqualitäten unter Strahlenschutzgesichtspunkten gleich bewertet werden können. Als Referenzstrahlungen dienen dabei die Photonen- und die Elektronenstrahlung, für die folglich  $Q = 1$  gilt. Für alle anderen Strahlungsarten ist  $Q$  eine Funktion des unbeschränkten linearen Energietransferkoeffizienten (LET)  $L_\infty$  in Wasser, der die übertragende Energie pro Wegstrecke in keV/ $\mu\text{m}$  angibt (siehe Daten im Anhang A.2). Aus dem LET lässt sich die räumliche Verteilung der Ionisationen im Gewebe ableiten. Je dichter die Ionisationen liegen, desto gravierender sind die Auswirkungen auf die bestrahlte Zelle. Liegen im Zielvolumen mehrere Strahlungsarten vor, so ist der mittlere Qualitätsfaktor  $\bar{Q}$  zu verwenden.

#### Organ-Äquivalenzdosis

Die Organ-Äquivalenzdosis  $H_T$  ist das Produkt aus der mittleren Energiedosis  $D_T$  eines bestrahlten Gewebe- oder Körperteils  $T$  und dem zugehörigen Strahlungs-Wichtungsfaktor  $w_R$ . Rührt die Dosis von mehreren Strahlungsqualitäten her, so ist der Beitrag jeder Strahlungsqualität gesondert mit dem jeweiligen Strahlungs-Wichtungsfaktor zu multiplizieren.  $H_T$  ergibt sich dann aus der gewichteten Summe:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (2.26)$$

Der dimensionslose Strahlungs-Wichtungsfaktor soll die biologische Wirkung des Strahlungsfeldes charakterisieren und ist als pauschale Näherung der Qualitätsfaktoren  $Q$  zu

verstehen. Diese Vereinfachung wird durch die äußerst geringe Genauigkeit biologischer Daten zur Karzinogenese gerechtfertigt. Die aktuell empfohlenen Wichtungsfaktoren können den Daten im Anhang A.2 entnommen werden.

Mithilfe der Organ-Äquivalenzdosis können stochastische und deterministische Strahlenwirkungen abgeschätzt werden. Im Falle der stochastischen Strahlenwirkungen ist  $H_T$  über das gesamte Organ oder den Körperbereich (im Falle der Haut die gesamte Körperoberfläche) zu mitteln. Bei deterministischen Strahlenschäden ist hingegen nur über den exponierten Bereich zu mitteln.

### Effektive Dosis

Die effektive Dosis  $E$  ergibt sich aus der Summe der mit den zugehörigen Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_T$  multiplizierten Organ-Äquivalenzdosen für 12 (nach [ICRP91]) bzw. 14 (nach [ICRP07]) Gewebearten und einem Rest:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (2.27)$$

Die dimensionslosen Gewebe-Wichtungsfaktoren stammen aus epidemiologischen Studien und werden über die Geschlechter sowie alle Altersgruppen gemittelt. Sie entsprechen den relativen Beiträgen der einzelnen Gewebearten zu der stochastischen Strahlenwirkung bei der Exposition mit Photonen und gleicher Dosis in allen Organen. Sie sollen somit den unterschiedlichen Metabolismus und die damit variierende Strahlensensibilität verschiedener Zelltypen berücksichtigen und es gilt:

$$\sum_T w_T = 1 \quad (2.28)$$

Die aktuell von der internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) empfohlenen Werte für  $w_T$  können Tabelle A.5 entnommen werden.

Die effektive Dosis bezieht sich somit immer auf den ganzen Körper und dient einzig der Abschätzung des Risikos stochastischer Strahlenwirkungen. Gleiche effektive Dosen bedeuten ein gleiches Risiko stochastischer Wirkungen, wobei ein direkter Rückschluss auf die Ausprägung deterministischer Wirkungen nicht möglich ist. Beispielsweise ist das Krebs-Morbiditäts-Risiko (Krebserkrankungsrisiko) aufgrund einer Bestrahlung mit Photonen bei einer Ganzkörperbestrahlung mit einer Energiedosis von 1,2 Gy und einer gesonderten Exposition der Schilddrüse mit 30 Gy gleich zu bewerten, da sich in beiden Fällen eine effektive Dosis von 1,2 Sv ergibt.

Die angegebenen Werte bei der Überwachung der durch externe Strahlenexposition erzeugten Körperdosen beziehen sich in der Regel auf die effektive Dosis.

### Lokale Haut-Äquivalentdosis

Soll neben den stochastischen auch das Auftreten deterministischer Strahlenwirkungen untersucht werden, so kann es in einigen Fällen sinnvoll sein, eine lokale Dosisgröße zu definieren, welche aus der entsprechenden Organ-Äquivalenzdosis abgeleitet wird.

Bei radiologischen Anwendungen ist die Hautfläche an der Strahleneintrittseite aufgrund der enormen Rückstreuung und der Abschwächung in folgenden Gewebeschichten das mit Abstand am stärksten exponierte Organ. Zudem handelt es sich bei der

Haut aufgrund der hohen Zellteilungsrate um ein sog. früh-reagierendes Gewebe, so dass strahleninduzierte Hautreaktionen, wie in Abbildung 2.5, relativ schnell beobachtet werden können. Aus diesen Gründen wird vom deutschen Institut für Normierung eine Definition für die lokale Haut-Äquivalenzdosis  $H_p(0,07)$  empfohlen. Diese entspricht der über eine Hautfläche von  $1\text{ cm}^2$  gemittelten Organ-Äquivalenzdosis in  $0,07\text{ mm}$  Tiefe.

Die Tiefe von  $0,07\text{ mm}$  ergibt sich aus der schützenden Epidermis (Oberhaut), welche überwiegend aus abgestorbenen Zellen besteht und im Mittel circa  $0,05\text{ mm}$  bis  $0,07\text{ mm}$  dick ist (ausgenommen sind Bereiche mit dickeren Hornschichten wie Fußsohlen und Handinnenflächen) [G06].

Werden im Verlauf der Exposition mehrere Hautareale bestrahlt, so ist immer der Höchstwert der lokalen Haut-Äquivalenzdosis mit anzugeben. Dieser wird oft auch als peak-skin-dose (PSD) bezeichnet [Sea09].

Weil im Folgenden ausschließlich deterministische Strahlenwirkungen betrachtet werden und um Verwechslungen mit der effektiven Dosis auszuschließen, erfolgt hier die Angabe von  $H_p(0,07)$  in Gray (Gy) statt in der für Äquivalentdosisgrößen üblichen Einheit Sievert (Sv). Dies ist zulässig, da sowohl der Strahlungswichtungsfaktor  $w_R$  als auch der Qualitätsfaktor  $Q$  für Photonenstrahlung 1 beträgt und sich der numerische Wert bei der Umwandlung von Energie- in Äquivalentdosis somit nicht ändert.

### 2.2.4 Patientenexposition in der modernen Radiologie

Die Dosisüberwachung erfolgt in der Radiologie mit der Messung des DFPs. Dies zeichnet sich durch leichte Messbarkeit sowie einer direkten Korrelation zur effektiven Dosis aus, welche mithilfe sog. Konversionsfaktoren hergestellt werden kann. Ausführlich tabellierte Konversionsfaktoren in Abhängigkeit von der Strahlungsqualität, der Projektionsrichtung und dem exponiertem Körperareal können beispielsweise [GGK07] entnommen werden. Das deterministische Strahlenrisiko hingegen wird auf diese Weise nicht abgeschätzt. Dies ist im Regelfall jedoch auch nicht nötig, da durch die Digitalisierung radiologischer Systeme die Dosisbelastung der Patienten so weit reduziert werden konnte, dass deterministische Schäden in der Radiologie die absolute Ausnahme bilden und die alleinige Abschätzung des stochastischen Strahlenrisikos gerechtfertigt wirkt.

In Tabelle 2.1 sind die Mittelwerte für die effektive Dosis verschiedener radiologischer Anwendungen dargestellt. Die Anwendungen in der Projektionsradiographie liegen demnach unterhalb der jährlichen natürlichen Strahlenbelastung in Deutschland, welche dem Bundesamt für Strahlenschutz zufolge im Mittel  $2,1\text{ mSv}$  beträgt. Bei der Computertomographie und Anwendungen mit Fluoroskopie ist die Strahlenbelastung jedoch weitaus erheblicher, wobei bei Interventionen in der Angiographie die höchsten Werte erreicht werden. Hier kann mit bis zu  $30\text{ mSv}$  bereits nach einer Anwendung der Grenzwert für beruflich exponierte Personen von  $20\text{ mSv}$  pro Jahr [B14] deutlich überschritten werden.

Aufgrund der neuen Möglichkeiten digitaler Systeme wird das Spektrum der interventionellen Angiographie zudem immer mehr erweitert. Durch die zunehmende Komplexität der Eingriffe kommt es zu einem ansteigenden Trend der Durchleuchtungszeiten. Zudem werden die verwendeten Materialien wie Mikrokatheter und -drähte immer kleiner, sodass auch die Anforderungen an die Bildqualität ansteigen. Dies resultiert insgesamt in einem Anstieg der Dosisbelastung in der interventionellen Radiologie, sodass deterministische Reaktionen wie in Abbildung 2.5 wieder häufiger beobachtet werden.

Anwendung	Effektive Dosis / mSv
Projektionsradiographie	
Zähne	≤ 0,01
Extremitäten	< 0,01 – 0,1
Schädel	0,03 – 0,1
Halswirbelsäule	0,02 – 0,08
Mammographie	0,2 – 0,6
Brustwirbelsäule	0,5 – 0,8
Lendenwirbelsäule	0,8 – 1,8
Becken	0,5 – 1
Abdomen	0,6 – 1,2
Radiographie + Fluoroskopie	
Magen	6 – 12
Darm	10 – 18
Gallenblase	1 – 8
Harnwege	2 – 5
<b>interventionelle Angiographie</b>	<b>10 – 30</b>
Computertomographie (CT)	
Schädel	2 – 4
Wirbelsäule	2 – 11
Thorax	6 – 10
Abdomen	10 – 25

**Tabelle 2.1:** Mittelwerte für die effektive Dosis eines Standardpatienten (Gewicht  $(70 \pm 5)$  kg) verschiedener in Deutschland durchgeführter radiologischer Anwendungen (Stand 2008). [BMU09]



(a)



(b)

**Abbildung 2.5:** Deterministische Hautreaktionen infolge einer komplexen angiographischen Intervention. (a) Radiodermatitis in der Koronarangiographie [SSK07]. (b) Temporäre oder permanente Epilation (man beachte die scharfen Abgrenzungen der Strahlenfelder) [R17].

Besonders große Zuwachsraten besitzt die Neuroangiographie, bei der sich die Anzahl der deutschlandweit durchgeführten Interventionen zwischen 2002 und 2005 mehr als verdoppelt hat. Aus diesem Grund hat die Strahlenschutzkommission im Jahr 2007

Schwellenwerte für die lokale Organ-Äquivalenzdosis einiger oberflächennaher Strukturen im Kopfbereich herausgegeben, welche Tabelle 2.2 entnommen werden können. Es ist dabei zu beachten, dass es sich dabei um Mittelwerte handelt, sodass die Schwellenwerte entsprechend individueller Parameter, wie Hauttyp, Vorerkrankung oder Alter auch signifikant unterhalb oder oberhalb der angegebenen Werte liegen können. Lite-

Effekt	Schwellendosis / Gy	Latenzzeit
Erythem	3	Stunden-Tage
Epilation		3 Wochen
	temporär	3
	permanent	ca. 10
Desquamation		
	trocken	3-5 2-4 Wochen
	feucht	10-20 4 Wochen
Ulzera	10-20	6 Wochen
dermale Atrophie	> 10	> 10 Wochen
Katarakt	1-2	> 1 Jahr
Parotitis	ca. 2-10	unmittelbar

**Tabelle 2.2:** Schwellenwerte für einige in der interventionellen Radiologie mögliche deterministische Strahlenwirkungen. Die Schwellenwerte beziehen sich auf die jeweilige lokale Organ-Äquivalenzdosis. Es handelt sich dabei um Mittelwerte, die individuell nach oben und unten abweichen können. [SSK07]

raturangaben zur Strahlenexposition und die damit verbundene Wahrscheinlichkeit für das Auftreten deterministischer Schäden bei Interventionen in der Neuroangiographie sind jedoch sehr heterogen. Die Strahlenschutzkommission kommt in ihrem Bericht von 2007 dennoch zu der Schlussfolgerung, dass bei Durchführung der Eingriffe an geeigneten neuroradiologischen Zentren durch im Strahlenschutz erfahrenes Fachpersonal in der interventionellen Neuroangiographie kein Auftreten deterministischer Schäden zu erwarten sei. Da es in Einzelfällen zu Überschreitungen von Schwellenwerten kommen kann, sei neben der Messung des DFPs auch ein Monitoring der Oberflächendosis, welche mit lokalen Organ-Äquivalenzdosisgrößen korreliert, angezeigt. [SSK07]

Seit 2007 hat sich das Spektrum der Neuroangiographie jedoch unter anderem um das Verfahren der mechanischen Thrombektomie erweitert. Es ist damit zu untersuchen, ob auch hier die Dosisbelastung im Regelfall unterhalb der Schwellenwerte liegt, da es aufgrund der zusätzlichen Akutdiagnostik durch CT, CT-Angio und CT-Perfusion zu einer nicht zu unterschätzenden kumulativen Strahlendosis kommen kann.

## 2.3 Grundlagen der Projektionsradiographie

Bei der Projektionsradiographie handelt es sich um ein bildgebendes Verfahren mithilfe von Röntgenstrahlung mit Photonenergien zwischen 30 keV und 150 keV. Das Grundprinzip ist schematisch in Abbildung 2.6 dargestellt. Nach ihrer Erzeugung, Filterung sowie Einblendung und Dosismessung treffen die Röntgenquanten auf das abzubildende Objekt und werden aufgrund der materialspezifischen Schwächungskoeffizienten von verschiedenen Strukturen unterschiedlich stark geschwächt. Der so intensitätsmodulier-

te Photonenstrahl wird anschließend detektiert und das Intensitätsprofil visualisiert. So entsteht ein zweidimensionales Bild des dreidimensionalen Objekts.

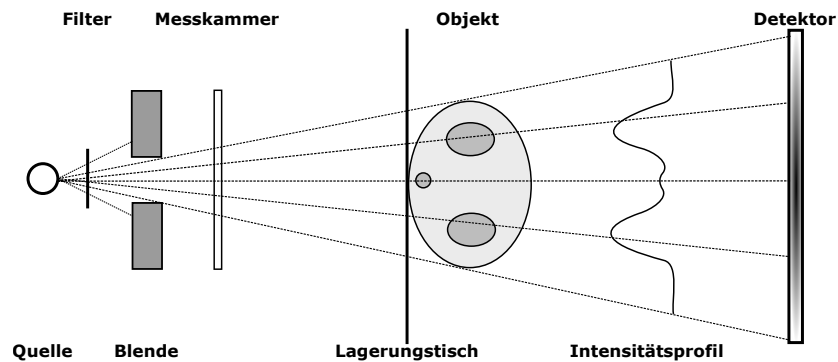


Abbildung 2.6: Prinzip der Projektionsradiographie.

Im Folgenden wird nun kurz das Grundprinzip von technischen Röntgenquellen erläutert und auf die Charakteristika des entstehenden Röntgenspektrums eingegangen. Anschließend werden die Objekte, die sich im Strahlengang befinden können, benannt und ihr Einfluss auf das Intensitätsprofil beschrieben. Abschließend wird kurz auf die Detektion und die Parameter eingegangen, die zur Bewertung der Bildqualität dienen sollen. Als inhaltliche Quellen und für weitergehende Informationen sei auf die Bücher [ADJS12] und [D16] verwiesen.

### 2.3.1 Röntgenquelle

Zur Erzeugung von Röntgenstrahlung wird für radiologische Anwendungen ein Aufbau wie in Abbildung 2.7 verwendet. Grundsätzlich besteht eine Röntgenröhre aus einer Heizkathode und einer drehbar gelagerten Anode, die sich beide in einem evakuierten Containment aus Glas oder einer Metall-Keramik-Verbindung befinden, welches von außen mit Öl gekühlt wird.

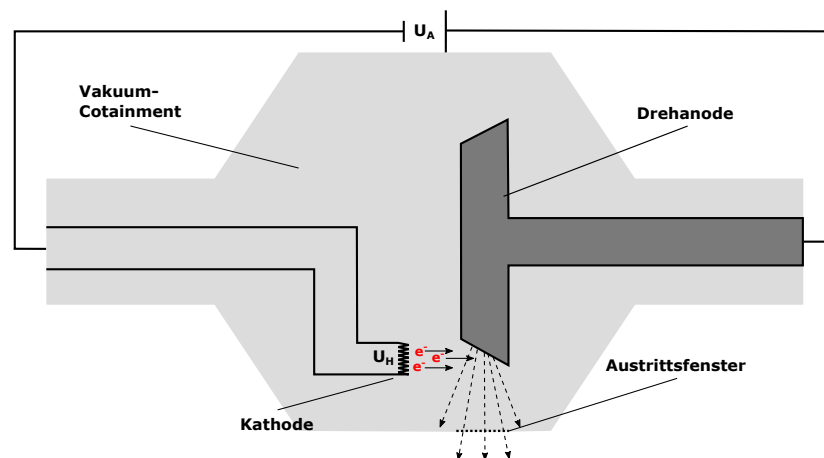


Abbildung 2.7: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre.

### Erzeugung von Röntgenstrahlung

Die Kathode besteht aus einer Glühwendel, die durch das Anlegen einer Heizspannung  $U_H$  von einigen Volt auf eine Temperatur von circa 2.000 K geheizt wird. Durch den thermoelektrischen Effekt können nun schwach oder gar nicht gebundene Elektronen freigesetzt werden. Die dafür benötigte Energie wird Austrittsarbeit genannt. Das Kathodenmaterial muss also hitzebeständig sein und zugleich eine möglichst geringe Austrittsarbeit besitzen. Für die meisten Anwendungen hat sich mit einem Thoriumfilm bedampftes Wolfram bewährt. Die Schmelztemperatur von Wolfram ist mit 3.695 K relativ hoch und die Austrittsarbeit von Thorium mit 2,8 eV relativ klein [K12b]. Der entstehende Röhrenstrom  $I_A$  (freigesetzte Ladungen pro Zeit) kann durch Anpassung der Heizspannung variiert werden.

Durch Anlegen einer Anodenspannung  $U_A$  zwischen Kathode und Anode werden die freigesetzten Elektronen zur Anode beschleunigt. Die Anodenspannung wird von einem Generator zur Verfügung gestellt. Handelt es sich um einen gleichrichtenden Wechselspannungsgenerator kann eine sog. Restwelligkeit (engl. ripple) bestehen. Dabei handelt es sich um die prozentuale Differenz zwischen maximaler und minimaler Spannung während einer Periode. In diesem Fall wird die Maximalspannung (engl. peak-tube-voltage)  $kV_p$  angegeben. Durch die auf eine Energie von  $e \cdot U_A$  beschleunigten Elektronen kommt es im Anodenmaterial durch zwei wesentliche Effekte zur Entstehung von Röntgenstrahlung.

Zum einen werden die Elektronen im Coulombfeld der Atomkerne in der Anode abgelenkt, wodurch es zur Emission von Bremsstrahlung kommt. Die Energieverteilung der so emittierten Photonen ist kontinuierlich und die räumliche Intensitätsverteilung ist vergleichbar mit der Form eines Hertzschen Dipols, dessen „Strahlungskeulen“ durch relativistische Effekte umso weiter in Bewegungsrichtung verbogen sind, je größer die Anodenspannung gewählt ist. Aufgrund einer Vielzahl von Wechselwirkungen in unterschiedlichen Bewegungsrichtungen hebt sich dieser Effekt jedoch weitgehend auf, sodass die resultierende räumliche Intensitätsverteilung des Bremsspektrums nahezu isotrop ist. Einzig der Winkelbereich, der fast parallel zur Anodenoberfläche liegt, besitzt eine geringere Intensität. Grund dafür ist die Selbstabsorption der entstehenden Röntgenstrahlung durch das Anodenmaterial. Dies wird „Heel-Effekt“ genannt.

Zum anderen kann es zu Wechselwirkungen zwischen den einfallenden Elektronen und den Hüllenelektronen des Anodenmaterials kommen. Werden dabei durch Stöße Elektronen aus den inneren Energieniveaus (K-Schale, L-Schale,..) gelöst und die Atome so angeregt oder ionisiert, kann es durch Auffüllen der Lücke durch ein Elektron aus einem höheren Niveau zur Emission von Röntgenstrahlung kommen. Das so emittierte Spektrum ist diskret und wird auch charakteristisches Röntgenspektrum genannt, da die emittierten Energien spezifisch für das Anodenmaterial sind. Die Überlagerung beider Effekte bilden das emittierte Röntgenspektrum (siehe auch Abbildung 2.10).

Der Quotient aus Röntgenleistung und elektrischer Leistung definiert den Wirkungsgrad  $\eta$ . Dieser liegt typischerweise zwischen 0,5 % und 1 %. Die restliche Bewegungsenergie wird in Wärme umgesetzt. Der Wirkungsgrad ist proportional zur Anodenspannung und Kernladungszahl  $Z$  des Anodenmaterials. Außerdem sollte das Anodenmaterial aufgrund der starken Wärmeentwicklung eine hohe Wärmeleitfähigkeit  $\lambda$  und Schmelztemperatur  $T_{\max}$  aufweisen. Das Produkt  $Z \cdot \lambda \cdot T_{\max}$  dient somit als Qualitätsmaß für das Anodenmaterial. Auch hier liefert Wolfram in aller Regel die beste Lösung. Durch

Hinzufügen einer kleinen Menge Rhenium kann zudem die Aufrauhung verzögert und so die Lebensdauer erhöht werden. Die Wolfram-Rhenium-Mischung wird auf einen Sockel aus Molybdän und Graphit aufgetragen. Molybdän und Graphit sind leicht zu verarbeiten und besitzen eine noch höhere spezifische Wärmekapazität als Wolfram. Somit können Anoden hergestellt werden, die eine Energie von  $10^6$  Js aufnehmen können, bevor sie Schaden nehmen. Um die aufgenommene Wärmeleistung auf eine größere Fläche zu verteilen, ist die Anode zusätzlich drehbar gelagert (sog. Drehanoden). Typische Drehzahlen liegen bei 3.000 Umdrehungen pro Minute.

### Qualitätskriterien für Röntgenquellen

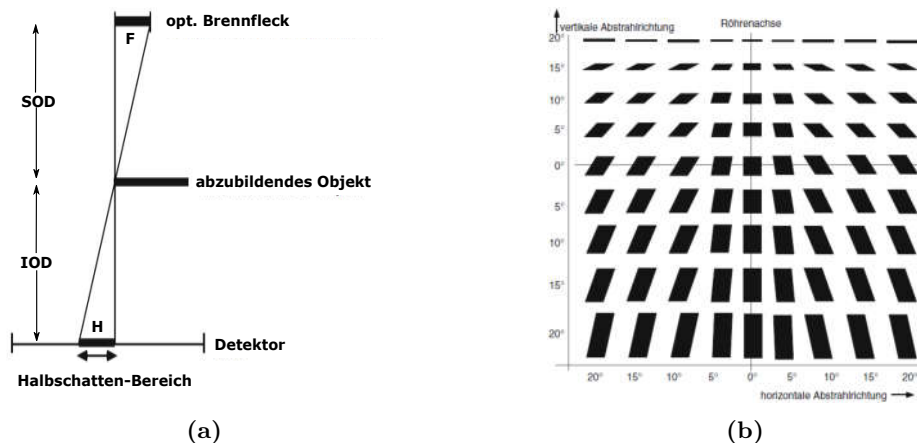
Neben einem möglichst hohen Wirkungsgrad wird die Qualität einer Röntgenquelle durch die mögliche Röntgenleistung und der Größe ihres optischen Brennflecks bestimmt.

Mit einer hohen Leistung können kurze Belichtungszeiten gewählt werden, wodurch Bilder seltener verwackelt und auch bewegte Organe abgebildet werden können. Die mögliche Leistung ist proportional zur Schnittfläche von Elektronenstrahl und Anodenoberfläche (elektrischer Brennfleck) und somit zur Länge der Kathodenglühwendel.

Aufgrund der räumlichen Ausdehnung des elektrischen Brennflecks kommt es bei der Abbildung von Objekten zu sog. Halbschatteneffekten (Abbildung 2.8(a)), bei denen das Objekt aufgrund der Brennfleckausdehnung  $F$  über den Bereich  $H$  des Bildes verschmiert und so die räumliche Auflösung limitiert wird. Die Ausprägung des Effektes lässt sich mithilfe des Strahlensatzes bestimmen:

$$H = F \cdot \frac{IOD}{SOD}, \quad (2.29)$$

wobei  $SOD$  (Source-to-Object-Distance) dem Abstand zwischen Quelle und Objekt und  $IOD$  (Image-to-Object-Distance) dem Abstand zwischen Bildempfänger und Objekt entspricht. Der Halbschatteneffekt ist also umso stärker, je größer die Brennfleckausdehnung ist. Somit stehen eine hohe Röntgenleistung und eine hohe Ortsauflösung in scheinbarem Konflikt miteinander.



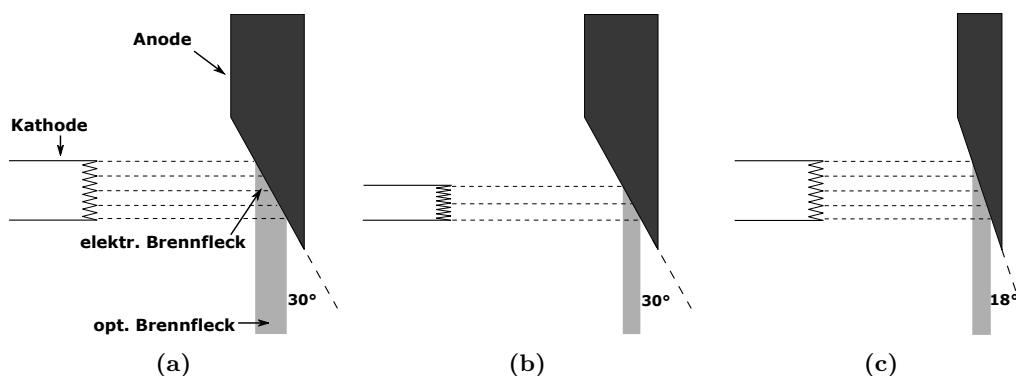
**Abbildung 2.8:** (a) Halbschatteneffekt bei einer Röntgenabbildung. (b) Räumliche Halbschatengeometrie bei einer schräg gestellten Anode. (Verändert nach [D16])

Aus diesem Grund verfügen Röntgenquellen über eine, relativ zur Elektronenbahn,

schräg gestellte Anode. So ergibt sich trotz großem elektrischem Brennfleck durch dessen rechtwinklige Projektion auf eine zum Zentralstrahl rechtwinklige Ebene ein kleiner optisch wirksamer Brennfleck (fälschlicherweise auch oft als Fokus bezeichnet), sodass eine hohe Röntgenleistung und eine gute Ortsauflösung vereinbar sind (Abbildung 2.9). Typische Anodenwinkel liegen zwischen  $6^\circ$  und  $16^\circ$ .

Ein Nachteil schräg gestellter Anoden ist eine räumliche Verteilung der Halbschattenschärfe in der Bildebene (Abbildung 2.8(b)). Meist werden aber nur kleine Winkelbereiche für eine Röntgenaufnahme genutzt, sodass der Effekt nicht in relevantem Maße zum Tragen kommt. Zudem kommt es bei kleineren Anodenwinkeln zu einem stärkeren Heel-Effekt und somit zu einer Aufhärtung des Röntgenspektrums (siehe Abschnitt 2.3.2).

Einige Röntgenquellen verfügen über sog. Doppel- oder Triplefokus-Anoden, die über verschieden lange Glühwendeln und/oder Anodenflächen mit unterschiedlichen Winkelbereichen verfügen, sodass je nach Anforderung zwischen hoher Leistung und hoher Auflösung umgeschaltet werden kann.



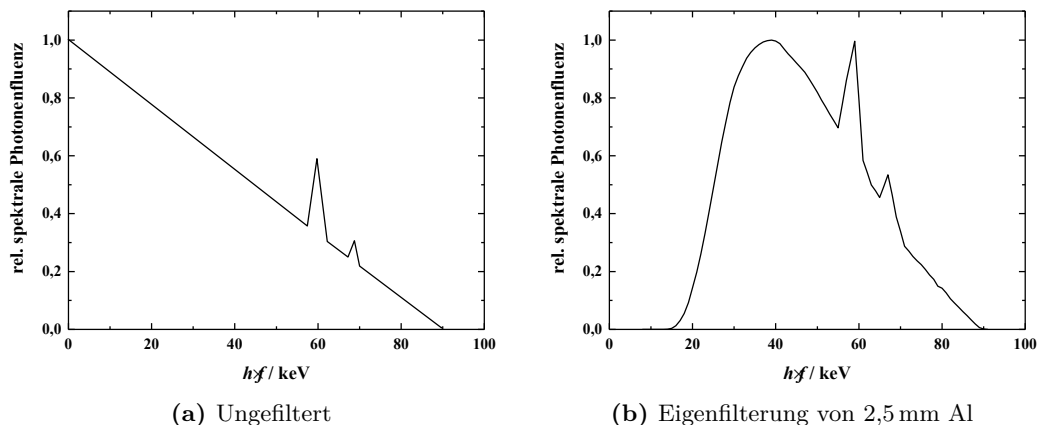
**Abbildung 2.9:** Einfluss von Glühwendellänge und Anodenwinkel auf Leistung und Ortsauflösung. (a) Hohe Röntgenleistung und schlechte Ortsauflösung. (b) Kleine Röntgenleistung und gute Ortsauflösung. (c) Hohe Röntgenleistung und gute Ortsauflösung.

## Filterung

Das ungefilterte Röntgenspektrum gleicht einer Dreiecksverteilung (siehe Abbildung 2.10(a)). Da die niedrigen Photonenenergien (auch weiche Röntgenstrahlung genannt) aufgrund des steilen Gradienten von  $\sigma_{\text{Ph}}$  aber in erster Linie zur Dosisbelastung des Patienten und weniger zur Bildgebung beitragen, werden diese beim Austritt aus der Röntgenröhre bestmöglich herausgefiltert. Daher besteht das Austrittsfenster typischerweise aus 1,5 mm bis 2,5 mm dickem Aluminium oder einem gleichwertigen Material. Dies wird auch als Eigenfilterung der Röntgenröhre bezeichnet. So werden die niedrigerenergetischen Photonen durch den Photoeffekt entfernt („Aufhärtung“ des Röntgenspektrums). Das so entstehende nutzbare Röntgenspektrum ist in Abbildung 2.10(b) dargestellt. Die sichtbaren Peaks bei den Energien 59 keV und 67 keV sind die  $K_\alpha$ - und  $K_\beta$ -Linien des charakteristischen Spektrums von Wolfram.

Für pädiatrische oder interventionelle Anwendungen werden gegebenenfalls zusätzliche Kupferfilter mit einer Stärke von bis zu 1,5 mm verwendet. Dies reduziert die Dosisbelastung des Patienten erheblich (man spricht auch von spektralem Dosismanagement), wirkt sich aber auch aufgrund der Compton-Effekt-Dominanz negativ auf die Bildqua-

lität aus (siehe auch Abschnitt 2.3.4).



**Abbildung 2.10:** Relative spektrale Photonenfluenz (normiert auf den jeweiligen Maximalwert) eines entstehenden Röntgenspektrums bei einer Röhrenspannung von  $90 \text{ kV}_p$  und einer Generatorwelligkeit von 2 %, sowie Effekt der Eigenfilterung einer Röntgenröhre. (Werte gemäß [BS97])

### Einblendung und Dosismessung

Die durch das Strahlenaustrittsfenster austretende Strahlung wird Primärstrahlung genannt. Jede Röntgenquelle verfügt über eine Primärblende aus Blei direkt hinter dem Strahlenaustrittsfenster. Als Nutzstrahlung wird der Anteil der Primärstrahlung bezeichnet, der die Primärblende passiert. Zur weiteren Modulation der Nutzstrahlungsfeldgröße dient eine sog. Tiefenblende. Diese besteht aus einem System verstellbarer Bleilamellen, welche in mehreren Ebenen angeordnet sind, sodass die Feldgröße an das zu untersuchende Objekt angepasst werden kann. Zur Erstellung von asymmetrischen Feldern verfügen einige Anlagen zusätzlich über keilförmige Blenden.

Nach der Anpassung der Feldgröße erfolgt die Dosisüberwachung des Nutzstrahlenbündels, die nach [RöV14] an allen Anlagen zur Abschätzung des stochastischen Strahlenrisikos des Patienten gefordert wird. Bei radiologischen Systemen erfolgt dies über die direkte Messung des DFPs mithilfe einer luftoffenen Ionisationskammer unter SEG-Bedingungen. Optional werden in einigen Fällen zusätzlich vom DFP abgeleitete Größen, wie die Einfalldosis  $K_E$  oder sogar die Oberflächendosis  $K_O$  für einen fest definierten Referenzpunkt im Strahlengang bestimmt.

### 2.3.2 Charakteristika eines Röntgenspektrums

Da sich der Nutzstrahl einer Röntgenröhre aus mehreren Photonenenergien zusammensetzt, ist es wichtig Größen zu definieren, mit denen sich die *Strahlungsqualität*, also das physikalische Verhalten des Photonenspektrums, eindeutig beschreiben lässt. Einige dieser Strahlungsfeldgrößen werden nun im Folgenden gemäß [DIN00] definiert. Anschließend wird gemäß der Ergebnisse in [NB93] gezeigt, inwiefern diese Größen von den Eigenschaften der Röntgenquelle abhängen.

### Strahlungsfeldgrößen

Die *Teilchenfluenz*  $\Phi$  ist die Teilchenanzahl  $dN$ , die durch eine Kugel mit der Querschnittsfläche  $dA$  tritt:

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.30)$$

Aus ihr ergibt sich direkt die *spektrale Teilchenfluenz*  $\Phi_E$ , welche die Teilchenfluenz in Bezug zu ihrer Energie  $E$  setzt:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE} \quad (2.31)$$

$d\Phi_E$  ist dabei die Fluenz aller Teilchen, deren Energien in dem Energieintervall zwischen  $E$  und  $E + dE$  liegen. Durch Aufintegration von  $d\Phi_E$  über alle Energien ergibt sich wieder die Teilchenfluenz  $\Phi$ . Die spektrale Teilchenfluenz ist die Funktion, die in der Regel zur Darstellung eines Photonenspektrums verwendet wird (siehe auch Abbildung 2.10).

Die *Energiefluenz*  $\Psi$  ist über den Differentialquotient der Strahlungsenergie (Summe aller Teilchenenergien)  $dR$  der Teilchen, die durch eine Kugel mit der Querschnittsfläche  $dA$  treten, definiert:

$$\Psi = \frac{dR}{dA} = \bar{E} \cdot \Phi \quad (2.32)$$

Auch hier kann die *spektrale Energiefluenz*  $\Psi_E$  direkt aus  $\Psi$  und der Teilchenenergie abgeleitet werden:

$$\Psi_E = \frac{d\Psi}{dE} = E \cdot \Phi_E \quad (2.33)$$

Somit ist  $d\Psi_E$  die Energiefluenz aller Teilchen, deren Energien in dem Energieintervall zwischen  $E$  und  $E + dE$  liegen.

Die *mittlere Energie*  $\bar{E}$  eines Photonenspektrums ergibt sich aus dem Quotienten aus Energiefluenz und Teilchenfluenz:

$$\bar{E} = \frac{\Psi}{\Phi} = \frac{1}{\Phi} \cdot \int_0^{\infty} \Psi_E dE \quad (2.34)$$

Für den *mittleren linearen Schwächungskoeffizienten*  $\bar{\mu}$  gilt:

$$\bar{\mu} = \frac{1}{\Phi} \cdot \int_0^{\infty} \mu(E) \cdot \Phi_E dE \quad (2.35)$$

Bzw. für den *mittleren linearen Energieübertragungskoeffizienten*  $\bar{\mu}_{tr}$ :

$$\bar{\mu}_{tr} = \frac{1}{\Psi} \cdot \int_0^{\infty} \mu_{tr}(E) \cdot \Psi_E dE \quad (2.36)$$

Die *effektive Energie* ist die Energie eines monochromatischen bzw. monoenergetischen Photonenstrahls, der bzgl. eines bestimmten physikalischen Effekts dasselbe Verhalten zeigt wie das betrachtete Photonenspektrum. Beispielsweise ist die effektive Energie bezüglich der Schwächung eines Photonenspektrums die Photonenenergie, die dem mithilfe von Gleichung 2.35 über das Spektrum gemittelten Schwächungskoeffizienten entspricht.

Die Angabe der spektralen Teilchenfluenz oder der spektralen Energiefluenz legt also die Strahlungsqualität eines Photonenspektrums eindeutig fest. Da die genaue Verteilung von  $\Phi_E$  oder  $\Psi_E$  in der Praxis oft nicht oder nur unzureichend bekannt ist, wird die Strahlungsqualität häufig mithilfe der HVL (siehe Gleichung 2.13) von Aluminium (Al) oder Kupfer (Cu) beschrieben. Diese lässt sich verglichen mit  $\Phi_E$  und  $\Psi_E$  sehr viel leichter messen. Bei Röntgenspektren kann es jedoch vorkommen, dass zwei Spektren mit ähnlichen HVL-Werten für Aluminium unterschiedliche mittlere Schwächungskoeffizienten für das betrachtete Medium aufweisen. Aus diesem Grund ist die Angabe von Anodenspannung und Zusatzfilterung bei sonst konstanten Röhreneigenschaften (Generatorwelligkeit, Anodenwinkel und -material) zur Charakterisierung der Strahlungsqualität sehr viel genauer.

### Strahlungsfeldgrößen beeinflussende Faktoren

Die Strahlungsfeldgrößen hängen direkt von den strahlerzeugenden Eigenschaften ab. Dies muss bei der Bauweise einer Röntgenquelle berücksichtigt werden bzw. kann sich zur Anpassung der Strahlungsfeldgrößen an die spezifischen Anforderungen bezüglich Bildqualität und Dosis verschiedener Anwendungen zunutze gemacht werden.

Die *Kathodenheizspannung*  $U_H$  beeinflusst ausschließlich die Anzahl der beschleunigten Elektronen (Stromstärke) und somit die Teilchenfluenz des Röntgenspektrums und hat somit keinen Einfluss auf dessen Form. Durch Erhöhung von  $U_H$  kann also die Teilchenfluenz erhöht und somit die nötige Belichtungsdauer herabgesetzt werden.

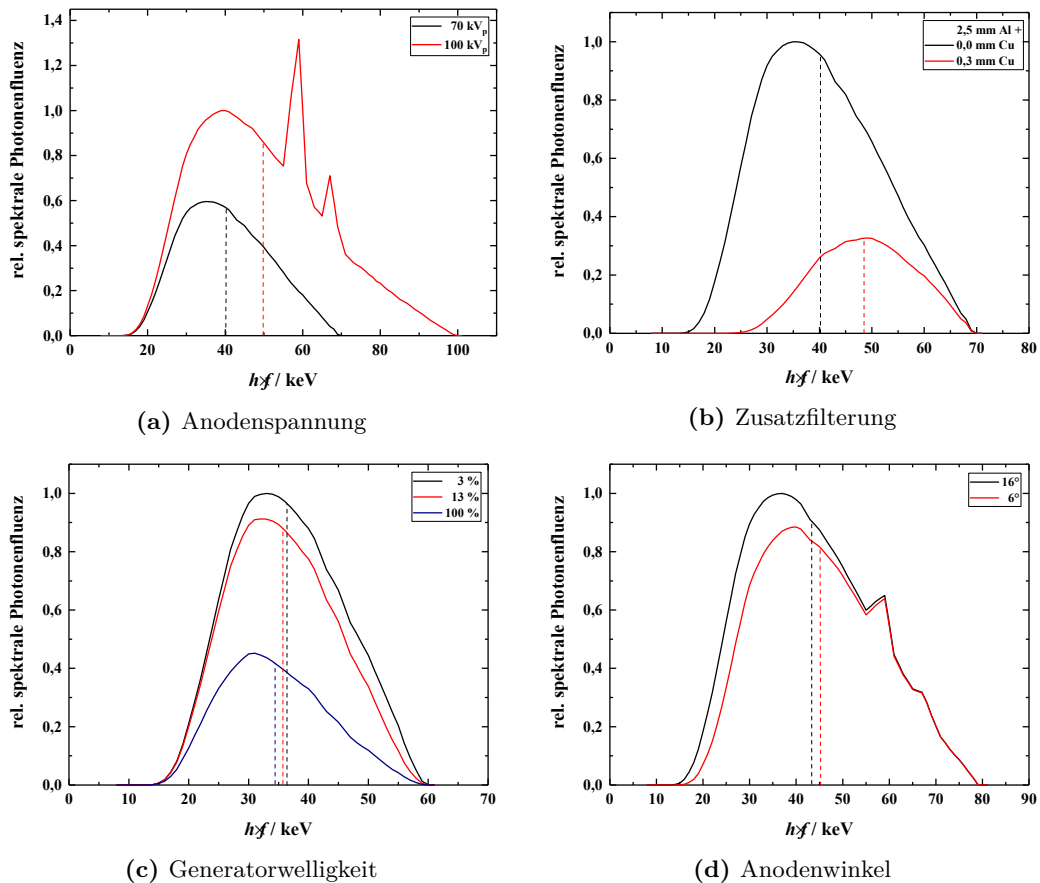
Der Einfluss der *Anodenspannung*  $U_A$  ist in Abbildung 2.11(a) dargestellt. Mit zunehmender Anodenspannung steigt aufgrund des „Durchgriffs“ auf den Röhrenstrom und der Proportionalität zwischen Anodenspannung und Wirkungsgrad die Teilchenfluenz. Zudem verschiebt sich das Bremsspektrum hin zu höheren Energien, wodurch der mittlere lineare Schwächungskoeffizient sinkt. Somit können, unter Einbußen bezüglich der Bildqualität, die Heizspannung und/oder die Belichtungsdauer, sowie die Dosis reduziert werden. Auch können die Effekte zur Aufnahme von dickeren bzw. dichteren Objekten genutzt werden.

Neben größerer Anodenspannung kann auch *zusätzliche Filterung* ein Anstieg der mittleren Energie bewirken (siehe Abbildung 2.11(b)). Im Gegensatz zur zunehmenden Spannung verschiebt sich hier jedoch nicht das gesamte Spektrum zu höheren Energien. Vielmehr wird es durch das zusätzliche Filtermaterial geschwächt. Da der lineare Schwächungskoeffizient für niedrigere Energien höher ist als für größere, werden diese im Verhältnis stärker abgeschwächt. Somit steigt die mittlere Energie des Spektrums während der mittlere Schwächungskoeffizient sinkt, ohne dass dabei die maximale Photonenenergie angehoben wird. Dieser Prozess wird als „Aufhärtung“ des Spektrums

bezeichnet. So kann insbesondere bei dünneren oder weniger dichten Objekten Dosis eingespart werden. Der damit verbundene Verlust der Bildqualität ist nicht so groß wie bei der Erhöhung der Anodenspannung. Jedoch muss aufgrund der erheblichen Verminderung der Teilchenfluenz die Heizspannung und/oder die Belichtungsdauer heraufgesetzt werden. Typischerweise werden zur Zusatzfilterung Aluminium- oder Kupferplatten verwendet.

*Die Generatorwelligkeit* wirkt sich in erster Linie auf die Teilchenfluenz aus (siehe Abbildung 2.11(c)). Diese sinkt mit steigender Welligkeit erheblich, wodurch eine höhere Heizspannung und/oder Belichtungsdauer erforderlich wird. Auch kommt es aufgrund des Auftretens niedrigerer Anodenspannungen bei höheren Welligkeiten zu einer leichten Verringerung der mittleren Energie und somit zu einem Anstieg des mittleren linearen Schwächungskoeffizienten. Dies muss bei der Verwendung solcher Generatortypen berücksichtigt werden. In modernen Röntgenanlagen werden jedoch nur noch 12-Puls- oder Hochfrequenzgeneratoren verwendet, deren Restwelligkeiten unter 3 % liegen.

Ein kleinerer *Anodenwinkel* bewirkt neben der Verkleinerung des optisch wirksamen Brennflecks (siehe Abbildung 2.11(d)) und der damit verbundenen Verbesserung der Auflösung eine leichte Aufhärtung des Röntgenspektrums. Aufgrund des kleineren Winkels kommt es zu einem verstärkten Heel-Effekt. Somit legen einige Photonen einen längeren Weg im Anodenmaterial zurück, wodurch die Anode an Filtereigenschaften gewinnt. Folglich kommt es zu einem Absinken der Teilchenfluenz und zu einem Anstieg von mittlerer Energie und mittlerem Schwächungskoeffizienten. Auch dies muss beim Betrieb berücksichtigt werden. Zudem kann es bei längerer Verwendung aufgrund der zunehmenden Aufrauung der Anodenoberfläche zu einer Erhöhung der HVL des Photonenspektrums von bis zu 10 % gegenüber dem Ausgangswert kommen [DIN90].



**Abbildung 2.11:** Relative spektrale Photonenfluenzen (normiert auf das jeweilige Maximum des Bremspektrums) in Abhängigkeit von verschiedenen Quelleneigenschaften bei konstanten Heizspannungen gemäß [BS97] und [NB93] (gestrichelt dargestellt die jeweiligen mittl. Energien). (a) Welligkeit = 2 %, Filterung = 2,5 mm Al und Anodenwinkel = 12°, (b) Welligkeit = 2 %, Anodenspannung = 70 kV<sub>p</sub> und Anodenwinkel = 12°, (c) Anodenspannung = 60 kV<sub>p</sub>, Filterung = 2,5 mm Al und Anodenwinkel = 12°, (d) Welligkeit = 2 %, Filterung = 2,5 mm Al und Anodenspannung = 80 kV<sub>p</sub>.

### 2.3.3 Einflüsse von Objekten im Strahlengang

Zwischen Quelle und Bildempfänger kommt es durch Wechselwirkungen mit verschiedenen Objekten zu einer Schwächung und zusätzlichen Aufhärtung des Röntgenspektrums, wobei die Ausprägung von den Eigenschaften des Röntgenspektrums abhängt. Dabei handelt es sich in erster Linie um Komponenten der Anlage, wie die Patientenlagerung und das abzubildende Objekt (respektive den Patienten) selbst. Der Einfluss von Komponenten der Anlage auf den Röntgenstrahl wird in der Regel in Äquivalenzdicken bzw. Gleichwerten von Aluminium oder Kupfer angegeben.

*Die Patientenlagerung* besteht in aller Regel aus einer Verbindung von Kohlenstofffasern. Dies ermöglicht eine stabile Konstruktion bei gleichzeitig relativ niedrigem linearem Schwächungskoeffizienten. Somit liegen typische Aluminiumgleichwerte unterhalb von 1,5 mm. Eine Tabellierung von exakten Schwächungswerten in Abhängigkeit von der Strahlungsqualität ist in nationalen und internationalen Dokumenten nicht zu

finden, wird aber in Abschnitt 4.4 für einige Strahlungsqualitäten bereitgestellt. Ausschließlich in [IEC99] ist ein Schwächungsfaktor von 0,8 für eine Anodenspannung von  $80\text{ kV}_p$  und einer Vorfilterung von 25 mm Aluminium (Über-Tisch-Projektion) angegeben.

*Der Patienteneinfluss* auf das Röntgenspektrum hängt stark von der abzubildenden Körperregion und der Strahlungsqualität des Röntgenspektrums ab. Je nach Strahlungsqualität und Objektdicke können die Schwächungsfaktoren zwischen 0,001 und 0,1 liegen. Genaue Werte können beispielsweise [ADJS12] entnommen werden. Folglich steht in der Regel lediglich 1% der ursprünglichen Teilchenfluenz für die Bildgebung zur Verfügung.

Während der Photoeffekt lediglich zu einer Reduktion der Teilchenfluenz führt, muss insbesondere bei höheren Energien mit einer erheblichen Streuung aufgrund der Compton-Streuung gerechnet werden. Dies kann zum einen die Bildgebung negativ beeinflussen (siehe Abschnitt 2.3.4) und muss zum anderen im Strahlenschutz berücksichtigt werden, da der Patient nun eine zweite Strahlenquelle darstellt (siehe Abbildung 2.12).

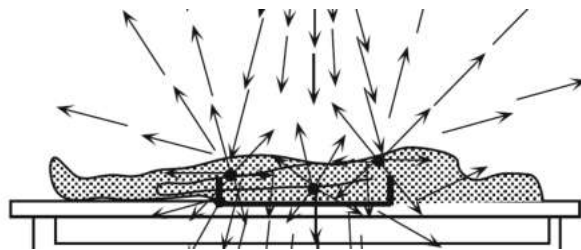


Abbildung 2.12: Streustrahlung aufgrund des Patienten [D16].

### 2.3.4 Detektion und Bildqualität

Die Detektion erfolgt in der modernen Radiologie ausschließlich digital. Der große Vorteil digitaler Systeme gegenüber konventionellen Röntgenfilmen ist der wesentlich größere Dynamikbereich und die Möglichkeit der digitalen Bildbearbeitung und der Belichtungsautomatik. Der Dosisbedarf digitaler Systeme ist somit deutlich geringer. Zu den beiden gängigsten digitalen Systemen zählen die Speicherfolie (bzw. die digitale Lumineszenz-Radiographie) und der Flachdetektor, welcher im Folgenden kurz näher vorgestellt werden soll. Anschließend werden physikalische Parameter zur Bewertung der Bildqualität eingeführt und auf den Einfluss von Streustrahlung auf die Bildqualität eingegangen. Abschließend werden die Möglichkeiten zur Verbesserung der Bildqualität durch digitale Bildbearbeitung erläutert und das Prinzip der Belichtungsautomatik dargestellt. Als Quelle für die Ausführungen dienen die Bücher [ADJS12] und [D16].

#### Der Flachdetektor

Der Flachdetektor (FD) hat gegenüber anderen Systemen, wie beispielsweise der Speicherfolie, den großen Vorteil, dass das detektierte Signal direkt in ein Bild umgewandelt werden kann. Ein zusätzlicher Ausleseprozess ist somit nicht nötig, wodurch Zeit gespart und eine „live-Betrachtung“ der Aufnahme- bzw. Durchleuchtungsbilder ermöglicht wird. Das Auftreten störender Verzerrungen zu den Bildrändern, wie sie beim Röntgenbildverstärker auftreten, können dabei vermieden werden. Bei der technischen

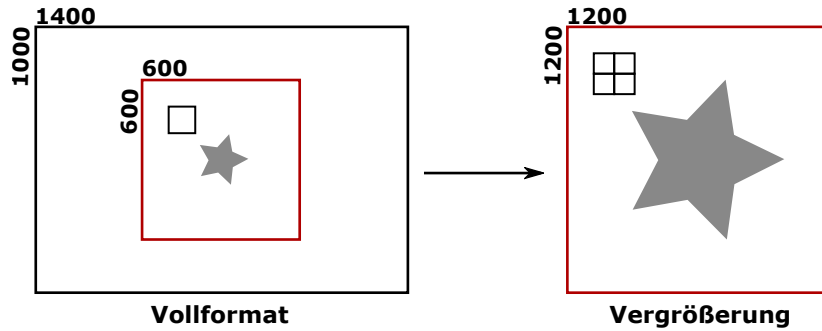
Umsetzung wird zwischen indirekten und direkten Flachdetektoren unterschieden.

*Indirekte Flachdetektoren* bestehen aus einer Szintillator- und einer Halbleiterschicht. In der Szintillatorschicht (typischerweise mit Thallium dotiertes Caesiumiodid) werden die eintreffenden Röntgenquanten in sichtbares Licht umgewandelt. Durch eine nadelförmige Anordnung des Szintillatormaterials wirkt dieses als Lichtleiter für die erzeugten Photonen, welche somit auf die darunterliegende Halbleiterschicht geleitet werden. So kann die Szintillatorschicht relativ dick gestaltet werden, wodurch ein hohes Ansprechvermögen ermöglicht wird, ohne dabei einen großen Verlust der Auflösung in Kauf nehmen zu müssen, wie es bei Verstärkerfolien der Fall ist. Die Halbleiterschicht (typischerweise amorphes Silizium) ist aus mehreren Pixeln aufgebaut. Jedes Pixel besteht aus einer Photodiode, einem Dünnfilmtransistor und einem Kondensator. Die in der Szintillatorschicht erzeugten Photonen werden in der Photodiode in ein elektrisches Signal umgewandelt und die gesamte über die Belichtungsdauer erzeugte Ladung im Kondensator gespeichert. Nach Beendigung einer Aufnahme wird der Kondensator entladen und der auf ihm gespeicherten Ladungsmenge ein Pixelwert zugeordnet. Ein Pixel sieht dabei immer mehrere „Szintillator-Nadeln“. Das Auflösungsvermögen des Detektors ist somit durch die Größe der Halbleiterpixel bestimmt.

*Direkte Flachdetektoren* bestehen aus mehreren Fotoleitern aus amorphen Selen, welche jeweils einen Pixel bilden. Die über die Aufnahmedauer im Fotoleiter erzeugten Ladungen werden über Elektroden abgesaugt und in einer Kondensatormatrix gespeichert. Auch hier wird jedem Pixel beim Auslesen ein Wert zugeordnet, welcher der gespeicherten Ladung entspricht. Durch den Verzicht der Szintillatorschicht sinkt zwar das Ansprechvermögen, jedoch kann so ein leicht verbessertes Auflösungsvermögen erreicht werden, wodurch sich direkte Flachdetektoren für hochauflösende Anwendungen, wie beispielsweise die Mammographie, eignen.

Typische Pixelgrößen von eingesetzten Flachdetektoren betragen circa  $139\ \mu\text{m}$  bis  $200\ \mu\text{m}$ . Das dadurch erreichte Auflösungsvermögen von circa  $2,5\ \text{lp/mm}$  bis  $3,6\ \text{lp/mm}$  ist zwar deutlich geringer als bei konventionellen Röntgenfilmen, jedoch kann durch das erhöhte Ansprechvermögen mehr als 50 % der Dosis eingespart werden, bei sonst gleichbleibender Bildqualität.

Gängige auf dem Markt befindliche Formate reichen von  $(20 \times 20)\ \text{cm}^2$  bis  $(40 \times 40)\ \text{cm}^2$ . Viele Anwendungen erfordern zudem eine vergrößerte Darstellung eines kleineren Bildbereichs. Zu diesem Zweck verfügen Flachdetektoren über die Möglichkeit zwischen verschiedenen „BV-Formaten“ (BV = Bildverstärker) zu wählen. Das Prinzip ist in Abbildung 2.13 dargestellt. Da bei kleineren BV-Formaten jedoch eine höhere Auflösung und somit auch mehr Signal pro Pixel benötigt wird, steigt mit kleinerem Bildformat auch häufig die Dosis (bei größeren Formaten werden auch häufig mehrere Pixel zusammengefasst). Eine weitere Möglichkeit zur vergrößerten Darstellung eines Bildausschnitts ist die Vergrößerung des Abstandes zwischen Patient und Bildempfänger. Aufgrund des Abstandquadratgesetzes geht dies jedoch in jedem Falle mit einer Erhöhung der Dosis einher.



**Abbildung 2.13:** Vergrößerung eines Bildausschnitts durch Wahl eines kleineren BV-Formats. Zudem erreicht das kleinere BV-Format hier eine höhere Auflösung (benötigt aber auch eine höhere Dosis), da im Vollformat 4 Pixel zusammengefasst werden (dies ist nicht die Regel).

### Parameter zur Bewertung der Bildqualität

Für die Bewertung der Bildqualität existiert eine Vielzahl von objektiven Kriterien. Die Schwierigkeit besteht in der richtigen Wahl des Kriteriums, sodass eine Korrelation zwischen objektiver Bildqualität und subjektiver Bildwahrnehmung bezüglich einer diagnostischen Anwendung hergestellt werden kann (siehe auch Kapitel 5.2). Im Folgenden werden nun die drei in der Radiologie gängigsten Bildparameter vorgestellt.

Das *Quantenrauschen*  $\sigma_R$  beschreibt die stochastischen Schwankungen der nachgewiesenen Röntgenquanten pro Fläche und Zeit. Werden die gemessenen Röntgenquanten bei der Bildumwandlung pixelweise in ganzzahlige Pixelwerte und anschließend in Grauwerte übersetzt, so führt das Quantenrauschen zu zufälligen Grauwertdifferenzen benachbarter Pixel hinter demselben Objekt. Der dabei betrachtete Pixelbereich wird als „Region Of Interest“ (ROI) bezeichnet. Die registrierte Quantenanzahl  $N$  (respektive der Grauwert) innerhalb einer ROI folgt einer Poisson-Verteilung mit der mittleren Quantenanzahl  $\bar{N}$ . Der Wert des Quantenrauschens entspricht somit der Standardabweichung  $\sigma_R$  der Poisson-Verteilung:

$$\sigma_R = \sqrt{\bar{N}} \quad (2.37)$$

Der *Kontrast*  $K$  beschreibt die Differenz  $\bar{N}_1 - \bar{N}_2$  der im Mittel nachgewiesenen Röntgenquanten (respektive der mittleren Grauwerte) pro Fläche und Zeit zweier Bildbereiche 1 und 2 aufgrund von unterschiedlichen Schwächungskoeffizienten im Strahlengang. Er ist folglich ein Maß dafür, wie gut sich zwei Objekte voneinander unterscheiden lassen. Für den Kontrast existieren mehrere Definitionen, wobei die sog. Modulation den Vorteil der Konformität mit der Modulationsübertragungsfunktion (MTF) bietet und aus diesem Grund besonders häufig verwendet wird. Sie ist definiert als:

$$K = \frac{\bar{N}_1 - \bar{N}_2}{\bar{N}_1 + \bar{N}_2} = \frac{1 - e^{(\mu_1 - \mu_2) \cdot d}}{1 + e^{(\mu_1 - \mu_2) \cdot d}} \approx \frac{1}{2} + \Delta\mu \cdot d \quad (2.38)$$

Die *Auflösung* oder „Schärfe“ ist die Fähigkeit eines bildgebenden Systems kleine Objekte getrennt voneinander darzustellen. Der Wert der Auflösung hängt dabei von den Komponenten der Bilderzeugung, wie beispielsweise der Pixelgröße und der Halbschattenausdehnung (siehe Abbildung 2.8(a)) ab. Als Maß für das Auflösungsvermögen eines

bildgebenden Systems kann die MTF verwendet werden. Diese ist das Verhältnis aus Modulation des Bildes und Modulation des Originals bei einer bestimmten Ortsfrequenz. Der entstehende Verlauf der MTF beschreibt also den relativen Verlust der Modulation bei der Bilderzeugung in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz und ist somit ein Maß für die Qualität des bildgebenden Systems. Da die Messung der MTF jedoch äußerst umständlich ist und Faktoren wie die verwendete Strahlungsqualität unberücksichtigt bleiben, wird statt der MTF oft die Grenzauflösung verwendet. Diese entspricht der höchsten noch zu unterscheidende Ortsfrequenz und kann mithilfe von Aufnahmen eines Bleistrichrasters direkt ermittelt werden. Die Einheit der Grenzauflösung wird mit lp/mm (Linienpaare pro mm) angegeben.

Das *Signal zu Rausch Verhältnis (SNR)* ist in der digitalen Radiologie das Kriterium, dem die meiste Bedeutung zugesprochen wird. Durch die Möglichkeiten der digitalen Bildbearbeitung (siehe Abschnitt 2.3.4) ist beispielsweise die Kontrastverstärkung zwischen zwei Objekten durch die Fensterung initialer Grauwerte nur durch den relativen Anteil des Quantenrauschens begrenzt. Das SNR eines betrachteten Bildbereichs wird folglich über das Verhältnis von mittlerer detektierter Quantenanzahl  $\bar{N}$  und auftretendem Quantenrauschen  $\sigma_R$  definiert:

$$\text{SNR} = \frac{\bar{N}}{\sigma_R} = \sqrt{\bar{N}} \quad (2.39)$$

Das SNR steigt also mit der Wurzel der detektierten Quantenanzahl an. In der praktischen Anwendung verfügt man jedoch häufig nur noch über die Bildinformation in Form von Grauwerten bzw. -stufen. Hier erweist sich obige Definition als problematisch, da die detektierte Quantenanzahl nicht direkt dem zugewiesenen Wert entsprechen muss. So können beispielsweise auch Grauwerte den Wert Null für Signalstärken ungleich Null annehmen. Eine Betrachtung des absoluten SNR's ist in diesem Fall nicht sinnvoll. Stattdessen werden zur Vermeidung dieses Problems die SNRs zweier Bildbereiche 1 und 2 relativ zueinander betrachtet:

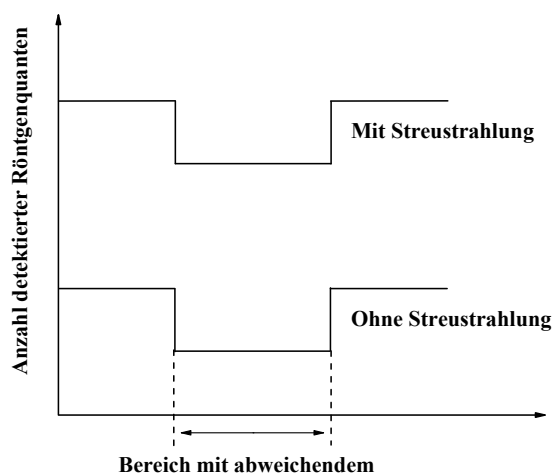
$$\text{SNR} = \frac{\bar{N}_1 - \bar{N}_2}{\sigma_R} = \frac{\Delta\bar{N}}{\sqrt{\bar{N}}} = \Delta\mu \cdot d \cdot \sqrt{\bar{N}} \quad (2.40)$$

Üblicherweise verwendet man dabei Niedrig-Kontrast-Bereiche, welche vom Anwender aber noch zu unterscheiden sein sollen. Ist die Differenz der mittleren detektierten Quantenzahlen (bzw. der Grauwerte) zweier Bildbereiche groß gegenüber dem Quantenrauschen, so lässt sich der Kontrast zwischen diesen Bildbereichen mithilfe der digitalen Bildbearbeitung beliebig verstärken. Diese Definition wird auch häufig als Kontrast zu Rausch Verhältnis (CNR) bezeichnet.

### **Einfluss von Streustrahlung auf die Bildqualität**

Wie zu Beginn des Abschnitts 2.6 beschrieben, basiert die radiologische Bildgebung auf der Intensitätsmodulation des Röntgenstrahls aufgrund der unterschiedlichen linearen Schwächungskoeffizienten verschiedener Objekte. Die am Bildempfänger registrierte Intensität von Röntgenquanten, die das abzubildende Objekt (bzw. den Patienten) ohne Wechselwirkung passiert haben, wird als Primärintensität bezeichnet. Die räumliche Verteilung der Primärintensität in der Detektorebene enthält die Bildinformation. Die

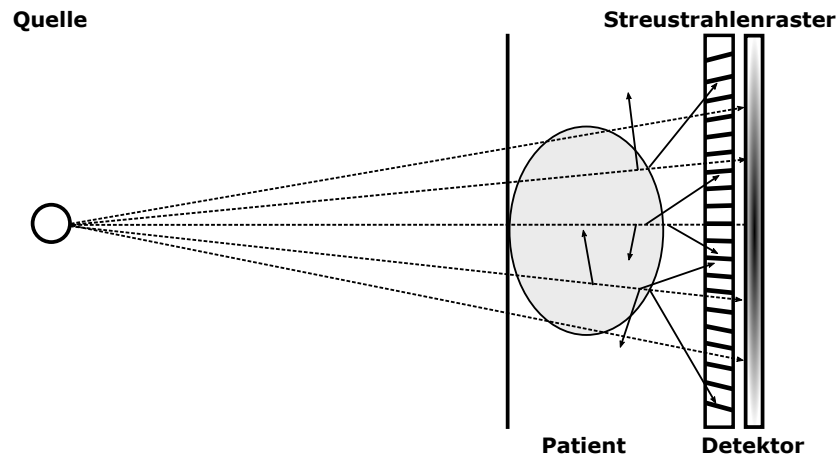
primären Wechselwirkungsarten von Röntgenstrahlung mit dem abzubildenden Objekt (bzw. Patienten) sind der Photoeffekt und die Compton-Streuung (siehe Abbildung 2.8). Während beim Photoeffekt keine Sekundärphotonen auftreten, tragen bei der Compton-Streuung nur solche Wechselwirkungen zur Bildgebung bei, deren Streuphotonen den Bildempfänger nicht erreichen. Jedoch ist insbesondere der relative Wirkungsquerschnitt für Prozesse mit kleinen Streuwinkeln erhöht (siehe Abbildung 2.1). Dies führt zu einer Streuintensität in der Detektorebene, welche der Primärintensität überlagert ist. Wie in Abbildung 2.14 zu sehen ist, nimmt der Kontrast mit zunehmendem Streuanteil in der Bildebene ab. Zudem führt die Streuung zu einem erhöhten Rauschen und somit zu einem verminderten SNR, jedoch nicht zu einer Reduktion der Auflösung (keine Abflachung scharfer Begrenzungen zwischen zwei Gebieten). Der Anteil der Streuintensität ist proportional zur Objektdicke und Strahlungsqualität, da der relative Anteil der Compton-Streuung mit zunehmender Photonenenergie ansteigt. Typische Streustrahlenanteile in der Detektorebene betragen zwischen 50 % und 90 %.



**Abbildung 2.14:** Intensitätsverlauf in der Detektorebene hinter einem Objekt mit abweichendem Schwächungskoeffizienten mit und ohne Streustrahlung. Die Streustrahlung hebt das Grundniveau an und verringert so den Kontrast. (adaptiert aus [D16])

Zur teilweisen Unterdrückung des Streustrahlenanteils und somit zur Verbesserung der Bildqualität werden sog. Streustrahlenraster eingesetzt. Dabei handelt es sich um Platten, auf denen in wechselnder Abfolge viele dünne Lammellen aus Bleifolie und röntgendurchlässigem Material aufgebracht sind. Diese Streustrahlenraster befinden sich unmittelbar vor dem Bildempfänger. Das Prinzip ist in Abbildung 2.15 dargestellt. Da durch das Streustrahlenraster auch ein Teil der Primärintensität absorbiert wird, gilt die sog. Selektivität als eines der Qualitätsmerkmale. Sie ist das Verhältnis von Primärstrahlentransparenz und Streustrahlentransparenz und lässt sich erhöhen, indem die Lamellen auf den optischen Brennpunkt ausgerichtet werden. In diesem Fall spricht man von fokussierenden Linienrastern. Zudem steigt die Selektivität mit Höhe und Breite der Bleilamellen an. Deshalb dient das Verhältnis von Spaltbreite und -höhe als zweites Qualitätsmerkmal. Dies wird als Schachtverhältnis bezeichnet. Es ist jedoch zu beachten, dass dabei die zunehmende Absorption der Primärstrahlung eine längere Belichtungszeit nötig werden lässt und so zu einer erhöhten Dosisbelastung des Patienten führt und durch den Bucky-Faktor beschrieben wird. Typische Selektivitäten von

verwendeten Streustrahlenrastern liegen zwischen 5 und 10.



**Abbildung 2.15:** Funktionsprinzip eines Streustrahlenrasters. Die im Patienten erzeugte Streustrahlung wird von den Bleilamellen absorbiert, während die Primärstrahlung das Raster passieren kann.

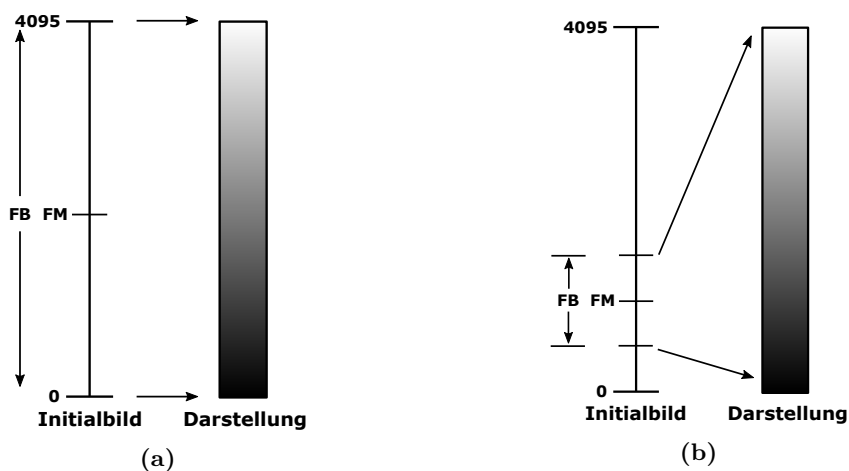
Bei der Aufnahme von sehr dünnen und/oder strahlenempfindlichen Bereichen oder Patienten, wie beispielsweise Kindern, empfiehlt es sich gegebenenfalls aufgrund des geringeren Streustrahlenanteils und zur Dosisreduktion auf das Streustrahlenraster zu verzichten, sofern es die Bildqualität zulässt. Falls nicht kann versucht werden durch Vergrößerung des Abstandes zwischen Patient und Bildempfänger den Streustrahlenanteil zu reduzieren und so die Bildqualität zu verbessern. Bei diesem als „Air-Gap Technique“ bezeichneten Verfahren muss jedoch darauf geachtet werden, dass in gleichem Maße der Abstand zwischen Patient und Quelle vergrößert wird, da es sonst zu einer Erhöhung der Dosisbelastung kommen kann (doppeltes Abstandsquadratgesetz).

### Möglichkeiten der digitalen Bildbearbeitung

Die digitale Radiologie bietet verglichen mit den konventionellen Röntgenfilmen den großen Vorteil der digitalen Bildbearbeitung (diese kann automatisch nach vorgegebenen Algorithmen oder manuell erfolgen). Die Bildqualität kann nachträglich verbessert und den spezifischen Anforderungen einer Untersuchung angepasst und so gegebenenfalls Dosis eingespart werden (qualitatives Dosismanagement). Die wichtigsten Bildbearbeitungsmethoden sind die Fenstertechnik, die Ortsfrequenztechnik und die Rauschunterdrückung. Inhaltliche Quelle der Ausführungen ist [LL99].

*Die Fenstertechnik* (oder auch Fensterung) ist die vielleicht wichtigste Methode der digitalen Bildbearbeitung. Nachdem das bildgebende System jedem Pixel entsprechend der detektierten Quantenzahl mit einem ganzzahligen Pixel- bzw. Grauwert versehen hat, lässt sich festlegen, über welchen Bereich dieses „Initialbildes“ die verfügbaren Graustufen des Monitors verteilt werden. Je nach Bit-Tiefe  $x$  des bildgebenden Systems werden dem Initialbild  $2^x$  Grauwerte zugewiesen. Für einen 12-Bit-Detektor stehen somit 4.096 Werte zur Verfügung (i.d.R. 0 bis 4.095). In wie vielen Graustufen diese Werte abgebildet werden, hängt von der Farbtiefe des Speicherformats und des verwendeten Monitors ab (gängige Farbtiefen sind 8- und 12-Bit). Das menschliche Au-

ge kann jedoch deutlich weniger Graustufen differenzieren (ca. 20 bis 100) als so im Regelfall dargestellt werden. Die Fenstertechnik ermöglicht es nun, die Graustufentreppe des Monitors auf einen kleineren Bereich der Grauwerte des Initialbildes zu verteilen und so den Kontrast im diagnostisch relevanten Bereich anzuheben. Dies wird durch zwei Parameter charakterisiert, die Fenstermitte (FM) und die Fensterbreite (FB) (siehe Abbildung 2.16). Die Fenstermitte definiert den Mittelpunkt des Bereichs auf der Grauwertskala, auf den die Graustufen verteilt werden sollen. Die Anzahl der Grauwerte, die dieser Bereich umfasst, wird durch die Fensterbreite festgelegt. Die Bildhelligkeit kann somit durch die Fenstermitte und der Bildkontrast durch die Fensterbreite variiert werden. Handelt es sich um einen 12-Bit-Detektor beträgt die Fenstermitte standardmäßig 2.048 und Fensterbreite 4.095, sodass der komplette Dynamikbereich erfasst wird, wobei die Randwerte schwarz bzw. weiß entsprechen. Durch geeignetere Wahl von FM und FB kann ein beliebiger Bereich der initialen Grauwertskala hervorgehoben und so der visuelle Kontrast der zu untersuchenden Bildinhalte verstärkt werden. Allen Werten oberhalb bzw. unterhalb des Fensterbereichs werden die Graustufen schwarz bzw. weiß zugeordnet. Theoretisch könnten somit sogar zwei benachbarten Werten die Graustufen schwarz und weiß zugeordnet werden, sofern dies das SNR zulässt.



**Abbildung 2.16:** Prinzip der Fenstertechnik für einen 12-Bit-Detektor. Die Anzahl der dargestellten Graustufen hängt von der Farbtiefe des Monitorings bzw. des Speicherformats ab. (a)  $FM = 2.047$ ,  $FB = 4.095$  (b)  $FM = 1.011$ ,  $FB = 1.011$

Die Ortsfrequenztechnik befasst sich mit den Detailstrukturen eines Bildes, welche sich durch Kontrastanhebung oder Kontrastsenkung verändern lassen. Abgebildete Kanten aufgrund von unterschiedlicher Schwächung werden hier als Ortsfrequenz betrachtet. Hohe Absorptionswerte (Knochen) lassen sich schwächen und niedrige Absorptionswerte (Weichteilgewebe) können hervorgehoben werden. Der Effekt der Ortsfrequenztechnik wird durch die Größe des verwendeten Filterkernels und durch den Wert des Kontrastanhebungsfaktors, welcher in Prozent angegeben wird, bestimmt.

Ein kleiner Filterkernel (bspw.  $3 \times 3$  Pixel) und entsprechender Kontrastanhebungsfaktor ermöglicht eine Verbesserung der Bildschärfe.

Ein mittelgroßer Filterkernel (bspw.  $50 \times 50$  Pixel) und großer Kontrastanhebungsfaktor erzeugt eine Betonung der Kanten (Kantenanhebung).

Ein großer Filterkernel (mehr als  $100 \times 100$  Pixel) und kleiner Kontrastanhebungsfaktor

bewirkt eine Reduktion großflächiger Kontraste unter Beibehaltung der Detailkontraste. Dies führt zu einer Harmonisierung des Bildes und wird auch als Dynamische-Dichte-Optimierung (DDO) bezeichnet.

Höhere Kontrastanhebungsfaktoren führen jedoch auch zu einem erhöhten Rauschanteil im Bild. Die Möglichkeiten der Kantenanhebung werden somit durch das SNR limitiert.

*Die Rauschunterdrückung* ermöglicht eine Reduktion des Rauschanteils und somit eine Verbesserung des Bildeindrucks. Dazu kann beispielsweise die Tiefpaßfilterung oder die Rekursivfilterung genutzt werden.

Bei der Tiefpaßfilterung wird das Bild mit einem kleinen Kernel abgetastet und dabei jedem Pixelwert der Mittelwert aller Pixel im Kernel zugeordnet. So kann das Bildrauschen reduziert oder sogar ganz unterdrückt und eine Kantenglättung vorgenommen werden. Nachteilig bei diesem Verfahren ist die zunehmende Bildunschärfe.

Bei der Rekursivfilterung werden die Pixelwerte mehrerer Einzelbilder miteinander verknüpft. Die Pixelwerte einer Bildserie werden gewichtet integriert, wobei das letzte Bild die größte Gewichtung erhält. Die zufällig auftretenden Rauscheffekte können so identifiziert und beseitigt werden.

Der Umfang der Rauschunterdrückung ist bei allen Methoden durch den gleichzeitigen Verlust von Bildinformationen, welche möglicherweise diagnostischen Wert haben könnten, limitiert.

### Belichtungsautomatik

Aufgrund des hohen Dynamikbereiches sind Unter- bzw. Überbelichtungen bei digitalen Detektorsystemen praktisch nicht mehr möglich. Länger belichtete Aufnahmen wirken aufgrund des geringeren Quantenrauschens subjektiv besser als kürzer belichtete Aufnahmen (eine Sättigung der Leuchtstoffe wird in aller Regel nicht erreicht), sodass viele Anwender zur Wahl von zu langen Belichtungszeiten neigen und somit höhere Patientenbelastungen als nötig in Kauf nehmen (auch als „dose creep“ bezeichnet). Aus diesem Grunde verfügen die meisten digitalen Systeme über eine sog. Belichtungsautomatik (engl. Automatic-Exposure-Control).

Für die Systemdosis  $K_B$  am Bildempfänger gilt:

$$K_B \propto Z \cdot I_A \cdot U_A^n \cdot T \quad (2.41)$$

Hierbei ist  $Z$  die Ordnungszahl des Anodenmaterials,  $I_A$  der Röhrenstrom,  $U_A$  die Anodenspannung,  $T$  die Belichtungszeit und  $n$  von der Form des Röntgenspektrums abhängig, wobei häufig  $n \approx 3$  gilt.  $T$  und  $I_A$  werden auch oft zusammengefasst und als mAs-Produkt bezeichnet. Durch die direkte Messung der Systemdosis am Bildempfänger oder der indirekten Dosisbestimmung durch Erfassung der Helligkeitswerte (dies ist bei Flachdetektoren der Fall) in einem vorher festgelegten Bildbereich (das Messfeld) können die Parameter  $I_A$ ,  $U_A$ ,  $T$ , sowie eventuelle Zusatzfilterungen durch die Belichtungsautomatik optimiert werden. Somit lässt sich die Dosisbelastung bei gleichbleibender Bildqualität minimiert (quantitatives Dosismanagement). In der Regel muss jedoch zumindest ein Bereich für die Anodenspannung vorgegeben werden, sodass die Bildqualität der diagnostischen Fragestellung entspricht.

## 2.4 Interventionelle Angiographie

Bei der Angiographie handelt es sich um eine kontrastmittelgestützte Darstellung der Gefäße mittels bildgebender Verfahren wie der Projektionsradiographie, der CT oder der MRT. Die Angiographie erlaubt so eine genaue Beurteilung der Gefäßmorphologie und des Blutflussverhaltens. Während die CT und die MRT nur zur Diagnostik von Erkrankungen mit Gefäßveränderungen dienen, bietet die Projektionsradiographie auch die Möglichkeit der Behandlung. In diesem Fall wird die Projektionsangiographie als interventionelle Angiographie bezeichnet und stellt zudem die Kerndisziplin der interventionellen Radiologie dar.

Dazu wird ein Katheter unter Durchleuchtung über die Leistenarterie bis zur Behandlungsstelle vorgeschoben, sodass dieser als Schleuse für andere Materialien dienen kann. Bei Kathetern handelt es sich um hohle, flexible Kunststoffschläuche, welche in Körperhöhlen, wie bspw. Gefäße, eingeführt werden können. Diese können sich je nach Anwendung in Härte, Form und Größe unterscheiden (typische Innendurchmesser liegen zwischen 0,4 mm und 4 mm). Zur kontrastreicheren Darstellung befindet sich an der Spitze des Katheters ein Röntgenmarker, welcher typischerweise aus Blei oder Molybdän besteht.

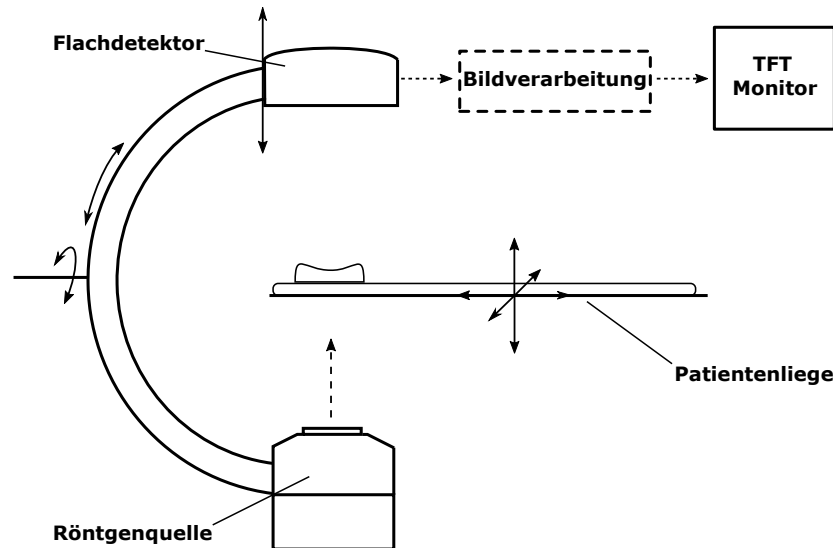
Zu den typischen Indikationen zählen die Arteriosklerose, Embolisationen von Aneurysmata (Aussackungen von Gefäßen), Stenosen (Gefäßverengungen) oder mittlerweile auch akute Gefäßverschlüsse. Je nach Lokalisation der Gefäßerkrankung spricht man beispielsweise von der Koronarangiographie (Herzkranzgefäße) oder der Neuroangiographie (zerebrale beziehungsweise hirnversorgende Gefäße).

Im Folgenden werden nun kurz die technische Umsetzung und die Besonderheiten der interventionellen Angiographie erläutert und anschließend mit der mechanischen Thrombektomie eines der modernsten Verfahren zur Behandlung von Gefäßverschlüssen von hirnversorgenden Arterien geschildert.

### 2.4.1 Technische Besonderheiten der interventionellen Angiographie

#### Digitaler C-Bogen

Die Bildgebung der interventionellen Angiographie basiert auf dem Prinzip der Projektionsradiographie (siehe Kapitel 2.6), wobei ein sog. C-Bogen verwendet wird (siehe Abbildung 2.17). Durch die C-förmige Verbindung von Röntgenquelle und digitalem Flachdetektor kann das Gerät horizontal, vertikal sowie um die Schwenkachsen bewegt werden. Der Rotationsmittelpunkt des C-Bogens wird als Isozentrum bezeichnet. Dies und die beweglich gelagerte Patientenliege ermöglichen die Erstellung von Röntgenbildern des Patienten aus nahezu jedem Winkel und die Anpassung von Abständen. Die im Flachdetektor erzeugten Aufnahmen werden in einem Großrechner automatisch bearbeitet (qualitatives Dosismanagement) und auf einem TFT-Monitor im Untersuchungsraum dargestellt. Hochmoderne Arbeitsplätze verfügen zusätzlich über einen zweiten C-Bogen, wodurch die gleichzeitige Betrachtung von zwei Ebenen ermöglicht wird („biplanes Arbeiten“). Für weiterführende Informationen zur Technik und den Vorteilen digitaler C-Bögen sei auf [BS10] verwiesen.



**Abbildung 2.17:** Schematische Darstellung eines C-Bogens, wie er an angiographischen Arbeitsplätzen eingesetzt wird.

### Röntgenquelle

Zusätzlich zu den in Abschnitt 2.3.1 geschilderten Funktionsprinzipien verfügen Röntgenquellen in der modernen Angiographie über ein sog. Steuergitter, das sich zwischen Kathode und Anode befindet. Durch Anlegen einer ausreichend hohen negativen Spannung an das Steuergitter kann der Röhrenstrom unterdrückt und die Röntgenquelle somit dunkel getastet werden. Dies ermöglicht einen gepulsten Betrieb unabhängig von der Kathodentemperatur, die eine gewisse Trägheit besitzt. Der Pulsbetrieb ermöglicht verglichen mit einem kontinuierlichen Betrieb sowohl eine Reduktion der Dosisbelastung, als auch eine Verbesserung der Bildqualität, da die Dosis pro Puls deutlich höher gewählt werden kann, die über die gesamte Belichtungszeit integrierte Dosis aber dennoch abnimmt. Dieser Nutzen übersteigt den Informationsverlust während der Pulspausen. Typisch realisierte Pulsfrequenzen liegen je nach Anwendung zwischen 0,5 und 60 Pulsen pro Sekunde. (Näheres siehe [K12b])

Wie bereits in Abschnitt 2.3.1 angesprochen, verfügen Röntgenquellen der interventionellen Angiographie außerdem über zusätzliche Kupferfilter zur weiteren Dosisreduktion (spektrales Dosismanagement).

### Bilderzeugung

Bei der Bilderzeugung während einer Intervention wird von der Belichtungsautomatik grundsätzlich zwischen der Fluoroskopie (oder auch Durchleuchtung) und der diagnostischen Aufnahme, bei der die digitale Subtraktionsangiographie eine Sonderform darstellt, unterschieden (quantitatives Dosismanagement). Quelle für die Ausführungen sind die Bücher [D16] und [G14].

*Die Fluoroskopie* dient zur Lagekontrolle von Katheter und anderen Behandlungsmaterialien, welche durch Röntgenmarker hervorgehoben dargestellt werden. Die Fluoroskopiebilder dienen somit lediglich als Orientierungshilfe für den Radiologen. Folglich

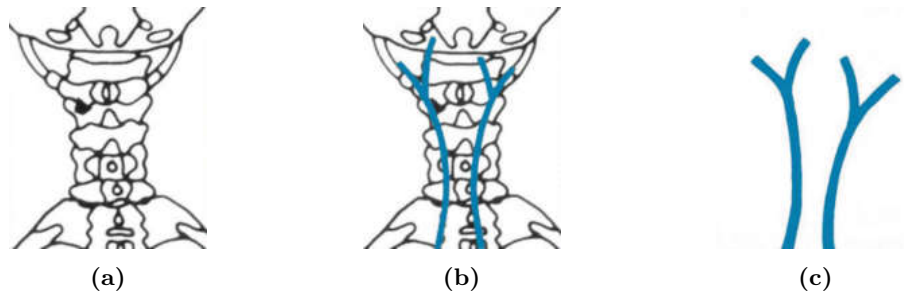
muss die Bildqualität keinen diagnostischen Anforderungen genügen und es können durch den Einsatz von Kupferfiltern höhere Strahlungsqualitäten verwendet und so die Dosisbelastung reduziert werden.

*Die Aufnahme* hingegen dient der diagnostischen Beurteilung von Gefäßerkrankungen. Zur Kontrastverstärkung der Gefäße wird über den Katheter ein Kontrastmittel an der zu untersuchenden Stelle appliziert. Dabei wird zwischen Negativkontrastmitteln (bspw.  $\text{CO}_2$ ), welche einen niedrigeren Schwächungskoeffizienten als das umgebene Material besitzen, und Positivkontrastmitteln, welche einen höheren Schwächungskoeffizienten als das umgebene Material besitzen, unterschieden. In der Neuroangiographie werden in erster Linie jodhaltige Positivkontrastmittel verwendet. Aufgrund der wesentlich höheren Ordnungszahl von Jod ist auch der Massenschwächungskoeffizient des Photoeffekts deutlich größer als der von Wasser. Ein guter Kontrast kann also in erster Linie im Bereich der K-Absorptionskante von Jod bei 33,2 keV [HS95] erfolgen. Eine Dosisreduktion durch zusätzliche Kupferfilter ist somit nur bedingt möglich.

*Die digitale Subtraktionsangiographie (DSA)* stellt eine Sonderform der Aufnahme dar. Mit ihr ist es möglich gesonderte Gefäßaufnahmen, sog. Angiogramme, wie die in Abbildung 2.22, zu erzeugen. So können Überlagerungen der Gefäße mit anderen Strukturen und der damit verbundene „Knick“ in den Pixel- bzw. Grauwerten, der die diagnostische Beurteilung beeinträchtigen könnte, vermieden werden. Zur Erzeugung eines solchen Angiogramms wird zunächst eine sog. Maske ohne Kontrastmittel aufgenommen (2.18(a)). Anschließend wird das Kontrastmittel appliziert und die Aufnahme mit Kontrastmittel für das sog. Füllbild wiederholt (2.18(b)). Durch geschicktes Subtrahieren der beiden Bilder kann ein Bild erzeugt werden, welches nur noch die mit Kontrastmittel gefüllten Gefäße enthält (2.18(c)). Geschickt bedeutet in diesem Fall, dass die Pixelwerte der Bilder vor der Subtraktion logarithmiert werden müssen. Dies ergibt sich aus der exponentiellen Schwächung der Photonen durch Materie (Gleichung 2.7). Für die Differenz der logarithmierten Intensitäten von Maske  $I_M$  und Füllbild  $I_J$  gilt:

$$\ln I_J - \ln I_M = \ln I_0 - \mu(d - G) - \mu_J G - \ln I_0 + \mu d = G(\mu - \mu_J) \approx -G \cdot \mu_J \quad (2.42)$$

Hierin entspricht  $d$  der Dicke des durchstrahlten Materials ohne Kontrastmittel und  $G$  der Dicke des Gefäßes. Ist der Schwächungskoeffizient  $\mu_J$  des Kontrastmittels sehr groß gegenüber dem mittleren Schwächungskoeffizienten  $\mu$  des umliegenden Gewebes, so hängt der Pixelwert und somit auch die Graustufe des Differenzbildes nur noch von der Dicke des Gefäßes ab. Durch die schnelle Abfolge von Maske und mehrerer Füllbilder können zum einen Bewegungsartefakte vermieden und zum anderen die Dynamik der Kontrastmittelverteilung dargestellt werden.



**Abbildung 2.18:** Darstellung des Prinzips der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA). (a) Maske ohne Kontrastmittel. (b) Füllbild mit Kontrastmittel. (c) Differenzbild von logarithmierter Maske und logarithmiertem Füllbild. [Kr11]

## 2.4.2 Die mechanische Thrombektomie

### Indikation

Kommt es zu einer lokalen Verlangsamung des Blutflusses, so kann dies die Aktivierung des Gerinnungssystems zur Folge haben. Infolgedessen kommt es im betroffenen Bereich zur teilweisen oder vollständigen Gerinnung einer Blutsäule und so zur Entstehung eines Blutgerinnsels, auch Thrombus genannt. Dieser Thrombus kann an seiner Entstehungsstelle oder, aufgrund des Abtransports durch den Blutstrom, in kleineren Gefäßen zu Verstopfungen führen. Kommt es dadurch zum Ausfall der Blutversorgung von ganzen Organen und somit zur Unterversorgung mit Sauerstoff und Glucose, spricht man allgemein von einer Embolie. Betrifft die Embolie eines der zerebralen Gefäße, also der hirnersorgenden Gefäße, wird diese als ischämischer Schlaganfall bzw. Apoplex bezeichnet (siehe auch Abbildung 2.22(a)). Neben der Lage kann es auch zu wesentlichen Unterschieden bezüglich der Thrombengröße bzw. -länge kommen. Diese kann zwischen wenigen mm und einigen cm variieren. [G14]

Nach dem Auftreten von klinischen Symptomen erfolgt zur Diagnosesicherung eines Apoplex mit einer CT, einer CT-Angio und einer CT-Perfusion eine ganze Reihe bildgebender Verfahren. Sind die so erstellten Aufnahmen zu Beginn der Intervention aufgrund von Transportmaßnahmen in Spezialkliniken älter als eine Stunde, so müssen diese wiederholt werden. So kann es schon im Vorfeld der interventionellen Angiographie zu einer nicht zu vernachlässigenden Dosisbelastung des Patienten kommen. [R17]

Das Standardverfahren zur Behandlung eines zerebralen Thrombus stellt die sog. Thrombolyse dar. Dabei wird lokal über einen Katheter ein Medikament verabreicht, welches die Fibrinolyse (Fibrinspaltung) und somit die Auflösung des Thrombus katalysiert. Allerdings ist dieses Verfahren nur dann erfolgversprechend, wenn der Thrombus nicht länger als 8 mm ist. Zudem kann die stark blutverdünnende Wirkung der Thrombolyse bei frisch operierten Menschen oder solchen mit Gerinnungsstörungen zu inneren Blutungen führen, sodass die Lyse nicht für jeden geeignet ist. Mit fortschreitender Dauer nach der Embolie kommt es zusätzlich zu nekrotischen Veränderungen und somit zu Verletzungen des Gewebes, sodass dadurch ebenfalls das Risiko einer Blutung infolge der Lyse steigt. Circa 4,5 Stunden nach Symptombeginn übersteigt das Risiko die Erfolgsaussichten und ein Einsatz der Thrombolyse ist nicht mehr sinnvoll. [Si16]

Die Etablierung digitaler C-Bögen und die Weiterentwicklung chirurgischer Materialien erweiterten die Möglichkeiten der Behandlung von zerebralen Thromben um die mechanische Thrombektomie, welche seit 2008 mit jährlich progressiver Häufigkeit in Deutschland angewandt wird. Anfang 2015 zeigte sich in fünf voneinander unabhängigen randomisierten Studien eine klare Überlegenheit der mechanischen Thrombektomie in Verbindung mit einer systemischen Lyse gegenüber der konservativen alleinigen Thrombolyse oder anderen nicht invasiven Therapien bei der Behandlung von Verschlüssen einer größeren Hirnarterie im Stromgebiet der Arteria carotis interna (innere Halsschlagader). Demnach kann durch die mechanische Thrombektomie das Zeitfenster zwischen Symptombeginn und Intervention auf circa sechs Stunden ausgeweitet, das Risiko für Blutungen gesenkt und die Rekanalisationsrate erhöht werden. Es ist somit zu erwarten, dass sich die mechanische Thrombektomie in Verbindung mit einer systemischen Lyse zum Standardverfahren bei großen zerebralen Gefäßverschlüssen entwickeln wird. Aufgrund der endlichen Ausdehnung der chirurgischen Instrumente beschränkt sie sich jedoch auf die großen Hirnarterien, also die Arteria carotis interna und die Arteria vertebralis sowie deren direkte Folgeäste. Außerdem wird speziell ausgebildetes Personal und ein moderner angiographischer Arbeitsplatz benötigt. Nähere Informationen zu Studienergebnissen und der Anwendbarkeit der mechanischen Thrombektomie können [FG15] entnommen werden.

### Behandlungsablauf

Nach der Diagnosesicherung eines Verschlusses einer der großen Hirnarterien wird, falls keine Kontraindikation besteht, mit einer intravenös verabreichten systemischen Lyse begonnen. Anschließend wird an einem dafür geeigneten Arbeitsplatz mit der mechanischen Thrombektomie begonnen (Abbildung 2.19).

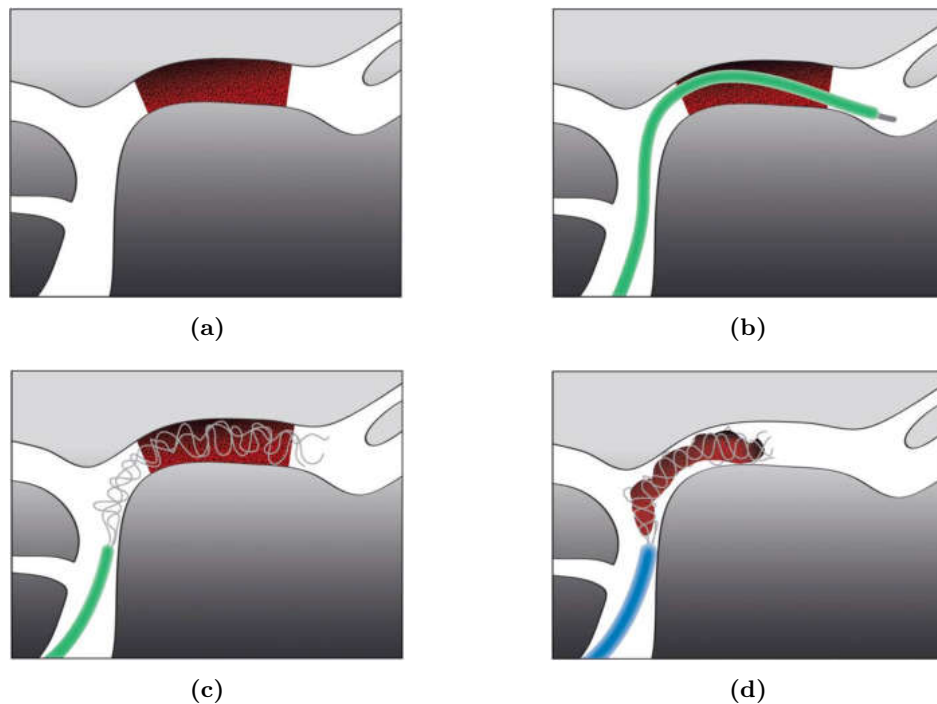


**Abbildung 2.19:** Darstellung eines angiographischen Arbeitsplatzes während einer mechanischen Thrombektomie.

Dazu wird unter Vollnarkose die Beinschlagader in der Leiste punktiert und unter Durchleuchtung ein Katheter mit einem großen Lumen über die Aorta in die Halsschlagader (Arteria carotis communis) bzw. die innere Halsschlagader (Arteria carotis interna) vorgeschoben. Durch diesen wird nun ein jodhaltiges Kontrastmittel appliziert und so eine DSA-Serie des Initialbefundes aufgenommen (Abbildung 2.22(a)). Für das

weitere Vorgehen dient dieser Katheter nun als Schleuse für einen sehr viel kleineren und flexibleren Katheter, den sog. Mikrokatheter (Abbildung A.6). Dieser wird durch die Schleuse bis zur verstopften Arterie geschoben (Abbildung 2.20(a)). Mithilfe eines Führungsdrahtes wird der Mikrokatheter unter Durchleuchtung vorsichtig am Thrombus vorbeigeschoben (Abbildung 2.20(b)). Schließlich wird der Führungsdraht aus dem Mikrokatheter entfernt und durch ein kleines Drahtgeflecht, den sog. Stent-Retriever (Abbildung 3.9(c)), ersetzt. Die Freisetzung des Stent-Retrievers erfolgt durch das Zurückziehen des Mikrokatheters, während der Stent-Retriever innerhalb des Thrombus in Position gehalten wird. Nach einigen Minuten ist der Stent-Retriever vollständig in den Thrombus hineinexpandiert, sodass Stentmaschen und Thrombus verhakt sind (Abbildung 2.20(c)). Nun kann der Stent samt Thrombus in den größeren Katheter zurückgezogen werden (Abbildung 2.20(d)). Dies geschieht unter zusätzlicher Aspiration, damit eventuell gelöste Thrombusfragmente angesaugt werden und so Verschlüsse folgender Arterien vermieden werden können. Anschließend wird wiederum durch die Applikation von Kontrastmittel eine DSA-Serie des Abschlussbefundes aufgenommen (Abbildung 2.22(b)). Falls der Abschlussbefund zufriedenstellend ist, wird das gesamte Material wieder über die punktierte Leistenarterie entfernt und die Wunde mit einer Naht und einem Druckverband versorgt. Ist der Thrombektomieversuch erfolglos geblieben, kann das Verfahren wiederholt werden.

Weiteres zur Technik der mechanischen Thrombektomie ist [YBR16] zu entnehmen.



**Abbildung 2.20:** Prinzip der mechanischen Thrombektomie. (a) Proximaler Verschluss der Arteria cerebri media. (b) Mikrokatheter wird am intraarteriellen Thrombus vorbeigeführt. (c) Durch Zurückziehen des Mikrokatheters wird der Stent-Retriever freigesetzt, welcher sich in den Thrombus einarbeitet. (d) Unter Aspiration wird der Stent-Retriever samt Thrombus zurückgezogen. [FG15]

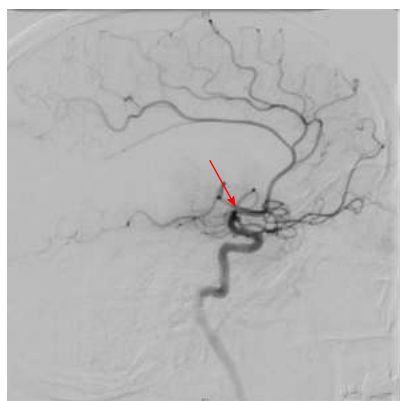


(a)

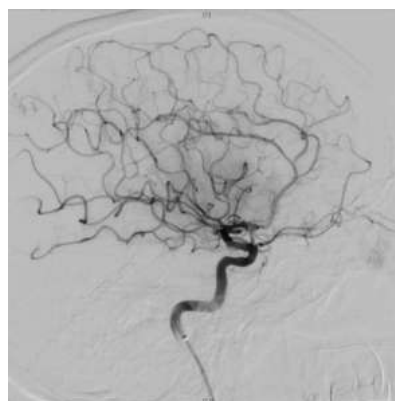


(b)

**Abbildung 2.21:** Verwendetes mikrochirurgisches Material bei der mechanischen Thrombektomie. (a) Mikrokatheter mit einem Innendurchmesser von circa 0,5 mm. (b) Entfalteter Stent-Retriever samt entferntem Thrombus.



(a)



(b)

**Abbildung 2.22:** Darstellung lateraler Übersichtsangiogramme während einer Thrombektomie. (a) Das Angiogramm zeigt einen proximalen Verschluss im M1-Segment der rechten Arteria cerebri media (ein Endast der inneren Halsschlagader). (b) Durch mechanische Thrombektomie vollständig wiedereröffnetes M1-Segment mit kompletter Kontrastierung aller abhängigen Gefäßabschnitte.

## 3 Materialien und Methoden

*Im ersten Teil dieses Kapitels erfolgt eine Übersicht über alle verwendeten Materialien. Zu diesem Zweck werden Aufbau und Funktionen des angiographischen Arbeitsplatzes, des Messsystems und der verwendeten Prüfkörper detailliert beschrieben. Anschließend dient der zweite Teil des Kapitels der Darstellung der angewandten Messmethoden, deren Ergebnisse in den folgenden Kapiteln bereitgestellt werden.*

### 3.1 Artis zee biplane

Alle Messungen werden an einem Artis zee biplane System der Firma Siemens durchgeführt. Dabei handelt es sich um einen hochmodernen angiographischen Arbeitsplatz mit der Möglichkeit zur simultanen digitalen Subtraktionsangiographie in zwei Ebenen. Neben allen modernen Verfahren der Neuroangiographie erfüllt die Anlage auch alle Voraussetzungen für innovative kardiovaskuläre Untersuchungen und Eingriffe.

Es folgt nun eine kurze Übersicht über die Komponenten des Arbeitsplatzes, wobei explizit auf die Dosisüberwachung eingegangen wird. Anschließend erfolgt eine Beschreibung der besonderen Möglichkeiten des Dosismanagements der Anlage.

Falls nicht anders gekennzeichnet, beziehen sich die Ausführungen auf die Angaben in [Si12].

#### 3.1.1 Anlagenübersicht

Das Artis zee biplane System besteht aus zwei digitalen C-Bögen, dem Bodenstativ (Ebene A) und dem Deckenstativ (Ebene B) (siehe Abbildung 3.1). Der Abstand zwischen Bildempfänger und Quelle kann am Bodenstativ von 90 cm bis 120 cm und am Deckenstativ von 94 cm bis 122 cm stufenlos verstellt werden. Schrägprojektionen sind durch Drehungen und Orbitalbewegungen (Angulationen) der C-Bögen möglich. Der Rotationsmittelpunkt ist frei wählbar und wird Isozentrum genannt. Bei der Grundeinstellung befindet sich das Isozentrum in einem Abstand von 75 cm zur Röntgenquelle. Zwischen den Stativen befindet sich eine beweglich gelagerte Patientenlagerung (Ausführung NEURO). Die Tischhöhe und die Tischplattenlängs- und Querposition sind ebenfalls stufenlos einstellbar und werden relativ zum Isozentrum angezeigt. Zudem ist die Patientenlagerung in der Ebene schwenkbar gelagert. Der Abstand zwischen Quelle und Patient kann so zwischen 46 cm und 78 cm variiert werden.

Die Steuerung der Anlage erfolgt über eine Bedienkonsole (Abbildung A.2), welche sich direkt an dem Lagerungstisch befindet, und einen Fußschalter (Abbildung A.3), über den die Strahlung ausgelöst werden kann.

Zudem steht im Untersuchungsraum ein Monitoring, bestehend aus sechs Bildschirmen,

zur Verfügung (Abbildung A.4). Dabei dienen jeweils zwei Bildschirme der Darstellung von Durchleuchtungs- und Referenzbildern der beiden Ebenen und der Überwachung der Patientenvitaldaten.

Im Kontrollraum befindet sich eine zusätzliche Systemkonsole, die zur Patientenverwaltung, Nachverarbeitung, Archivierung und dem Editieren von Untersuchungsprogrammen dienen soll.



**Abbildung 3.1:** Übersichtsaufnahme des Artis zee biplan Systems.

#### Röntgenquelle

Die verbauten Röntgenquellen besitzen die Typ-Bezeichnung MEGALIX Cat Plus-122. Quellen dieses Typs verfügen über eine Triplefokusanode mit den elektrischen Brennfleckgrößen  $(0,3 \times 0,3) \text{ mm}^2$  (micro),  $(0,6 \times 0,6) \text{ mm}^2$  (small), sowie  $(1 \times 1) \text{ mm}^2$  (large). Der Anodenwinkel beträgt  $12^\circ$  und als Deckschichtmaterial wird eine Wolfram-Rhenium Mischung verwendet. Die Wärmeableitung erfolgt über Graphit und zur Kühlung werden Öl (innerer Kühlkreislauf) und Trinkwasser (äußerer Kühlkreislauf) verwendet.

Die Anodenspannung wird von einem Generator vom Typ Polydoros A100 bereitgestellt. Dabei handelt es sich um einen Hochfrequenzgenerator mit einer Restwelligkeit von  $\leq 2\%$ . Es sind Spannungen zwischen  $40 \text{ kV}_p$  und  $125 \text{ kV}_p$  verfügbar. Ein zusätzliches Steuergitter zwischen Kathode und Anode ermöglicht zudem den Pulsbetrieb.

Die Röntgenquelle verfügt über eine Eigenfilterung mit einem Aluminiumäquivalent von  $1,5 \text{ mm}$ . Hinzu kommt eine Zusatzfilterung von  $0,6 \text{ mm}$  Aluminium und bei Bedarf eine Kupferfilterung in einer der wählbaren Stärken von  $0,0 \text{ mm}$ ,  $0,1 \text{ mm}$ ,  $0,2 \text{ mm}$ ,  $0,3 \text{ mm}$ ,  $0,6 \text{ mm}$  und  $0,9 \text{ mm}$ .

Zusätzlich zur Primärblende bietet eine standardmäßige Tiefenblende aus Bleilamellen die Möglichkeit der Rechteckeinblendung, sodass die Feldgröße optimal an das zu untersuchende Objekt angepasst werden kann. Extreme Inhomogenitäten im Bild können außerdem durch die Verwendung von Keil- und Fingerfiltern, welche beliebig im Bild positioniert werden können, kompensiert werden. Die Röntgenquelle ist in Abbildung A.5 dargestellt.

## Bildempfänger

Als Bildempfänger dienen digitale Flachdetektoren (FD) mit der Typ-Bezeichnung Trixell Pixium 4700. Dabei handelt es sich um einen indirekten Flachdetektor aus amorphem Silizium mit einer Szintillatorschicht aus Caesiumiodid. Das größte Eingangsformat des FDs beträgt 30 cm x 40 cm (48 cm Bilddiagonale). Zusätzlich stehen fünf Zoomstufen mit den Bilddiagonalen 42 cm, 32 cm, 22 cm, 16 cm sowie 11 cm und somit insgesamt sechs verschiedene BV-Formate zur Verfügung.

Insgesamt ist der Flachdetektor mit 2.480 x 1.920 Pixeln ausgestattet. Die effektive Pixelgröße hängt dabei vom gewählten Format und Modus ab (siehe Tabelle 3.1), da bei größeren Eingangsformaten und je nach Anspruch an die Auflösung über einen definierten Pixelbereich gemittelt wird.

Zur Unterdrückung der Streustrahlung verfügt der Detektor über ein abnehmbares Streustrahlenraster, welches ein Schachtverhältnis von 15/80 besitzt und auf einen Brennfleckabstand von 105 cm fokussiert ist.

Die Digitalisierungstiefe beträgt 12 Bit. Das vom Flachdetektor bereitgestellte Initialbild umfasst somit 4.096 Grauwerte.

BV-Format / cm	Pixelmatrix		Pixelgröße / $\mu\text{m}$	
	Durchleuchtung	Aufnahme	Durchleuchtung	Aufnahme
48	1.240 x 960	1.240 x 960	308	308
42	960 x 960	960 x 960	308	308
32	1.440 x 1.440	720 x 720	154	308
22	1.024 x 1.024	1.024 x 1.024	154	154
16	720 x 720	720 x 720	154	154
11	512 x 512	512 x 512	154	154

**Tabelle 3.1:** Matrix- und Pixelgrößen der verschiedenen BV-Formate und Modi.

## Schwächungsgleichwerte

Aufgrund von verschiedenen Materialien im Strahlengang kommt es zu einer Abschwächung und zusätzlichen Aufhärtung des Nutzstrahlenbündels. In Tabelle 3.2 sind die Härtungsgleichwerte der einzelnen Komponenten aufgelistet.

Für Aufnahmen im Kopfbereich ergibt sich somit eine Vorfilterung von 2,5 mm Aluminium, wenn sich die Quelle oberhalb des Tisches befindet, und von 4,68 mm Aluminium, wenn sich die Quelle unterhalb des Tisches befindet (mögliche Kupferfilter exklusive).

### 3.1.2 Dosisüberwachung

#### Dosismessung

Die Dosisüberwachung erfolgt durch die direkte Messung des Dosisflächenproduktes (DFP) mithilfe des DIAMENTORS K2S der Firma PTW unmittelbar hinter der Tiefenblende. Der DIAMENTOR K2S dient der Messung des Dosisflächenproduktes, der Dosisflächenproduktleistung und der Strahlanforderungszeit und entspricht somit den Anforderungen der DIN EN 60580 [DIN01b]. Die Angabe des Dosisflächenproduktes erfolgt in der Einheit  $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ . Der Messbereich reicht von  $0,1 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$  bis  $10^6 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$

Objekt	Härtungsgleichwert / mm Al
Eigenfilterung der Röhre	1,5
Zusatzfilterung	0,6
DFP-Kammer	0,2
Blendenabdeckung	$\leq 0,2$
Tischplatte	$\leq 1,4$
Matratze	$\leq 0,6$
Kopfstütze	$\leq 0,18$

**Tabelle 3.2:** Härtungsgleichwerte von Materialien im Nutzstrahlenbündel in Aluminiumäquivalenzdicken bei 70 kV<sub>p</sub> beziehungsweise HVL = 2,5 mm (mögliche Kupferfilter exklusive). [Si12]

bei einer digitalen Auflösung von  $0,01 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ . Die Dosisflächenproduktleistung wird entsprechend in  $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2/\text{s}$  und die Strahlanforderungszeit in Minuten angezeigt. Bei gepulstem Betrieb ist zu beachten, dass die Strahlanforderungszeit nicht identisch mit der aufsummierten Dauer der einzelnen Strahlpulse ist. Es wird vielmehr die Zeitdauer ermittelt, für die die gepulste Durchleuchtung eingeschaltet war.

Die Genauigkeit der DFP-Messung beträgt  $\pm 15\%$  (Erweiterungsfaktor  $k = 2$ ) und liegt somit innerhalb der von [DIN01b] geforderten Messunsicherheit von max.  $\pm 25\%$ . Die Höhe der Unsicherheitsangabe kompensiert die fehlende Messwertkorrektur bezüglich der Kammertemperatur, des Luftdrucks sowie auftretender Sättigungseffekte und variierender Strahlungsqualitäten. Insbesondere die große Spannbreite der verwendeten Strahlungsqualitäten kann zu Abweichungen von bis zu 12% vom „wahren Wert“ führen.

Zusätzlich zu den direkt gemessenen Größen wird über die Messung der Blendenposition die Referenz-Luftkerma  $K_{a, \text{ref}}$  mit einer Genauigkeit von  $\pm 30\%$  (Erweiterungsfaktor  $k = 2$ ) geschätzt. Diese wird für einen fest definierten Referenzpunkt angegeben, welcher sich in einem Abstand von 60 cm zur Quelle befindet. Da an diesem Punkt die Oberkante des Lagerungstisches vermutet wird, soll die Referenz-Luftkerma zur Abschätzung der Einfallsdosis dienen. Schwächungen durch die Patientenlagerung sowie Rückstreuungen aufgrund des Patienten werden dabei nicht berücksichtigt.

Die Kalibrierscheine der PTW für das verwendete Endgerät befinden sich im Anhang A.4. Weitere Angaben zum DIAMENTOR K2S können [PTW12] entnommen werden.

### Dosisprotokollierung

Zusätzlich zu den oben beschriebenen Messwerten werden während der Untersuchung alle dosisbestimmenden Parameter an den Monitoren im Untersuchungs- und Kontrollraum angezeigt. Dazu zählen der gewählte Modus, die Pulsfrequenz, die Anodenspannung, das Röhrenstrom-Zeit-Produkt, der eingestellte Kupferfilter sowie die relativen Positionen der C-Bögen und des Lagerungstisches.

Nach Abschluss der Untersuchung erfolgt durch die Generierung eines Untersuchungsprotokolls eine umfassende Protokollierung der Dosisbelastung des Patienten (siehe Abbildung 3.2). Für jede durchgeführte Aufnahmesequenz werden in zwei Zeilen von links nach rechts folgende Parameter gesichert:

Erste Zeile:

Sequenznummer, Aufnahmeart, Steuerung der Bildfrequenz (FIXED = Feste Bildfrequenz), Sequenzlänge in Sekunden, Bildfrequenz in 1/s, Datum/Uhrzeit.

Zweite Zeile:

C-Bogen-Bezeichnung (Ebene A oder B), Röhrenstrom in mA, Pulsdauer in ms, Kontrolllevel (Grobanzeige zur Schätzung der Dosis), Brennfleckgröße (micro, small oder large), Kupferfilterung in mm, BV-Format in cm, gemessenes DFP in  $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ , geschätztes  $K_{a \text{ ref}}$  am Referenzpunkt in mGy, laterale Angulation (LAO/RAO), kraniale/kaudale Angulation (CRA), Gesamtzahl der Bilder der Szene.

Abschließend erfolgt die Protokollierung der kumulierten Strahlungsdaten in drei Zeilen und zwei Spalten.

Für die Zeilen gilt von oben nach unten:

Summe beider C-Bögen, Bodenstativ (Ebene A), Deckenstativ (Ebene B).

In der ersten Spalte werden die Strahlungsdaten der Fluoroskopie angezeigt. Dazu zählen die Strahlanforderungszeit in Minuten, die durch Fluoroskopie verursachten Dosisflächenprodukte und die Werte der Referenz-Luftkerma.

In der zweiten Spalte werden die sich aus Durchleuchtung und Aufnahme ergebenden Summen von Dosisflächenprodukt und Referenz-Luftkerma angezeigt.

Exam Protocol									
-----									
Patient Info:									
Name:					Sex: :		ID:		
-----									
Patientenlage: HFS					04-Nov-16 11:54:03				
1	DSA	FIXED	LD Cerebral			4s	4F/s	04-Nov-16	13:06:25
A	77kV 255mA	90.3ms	0.1CL small 0.1Cu 16cm	108.00 $\mu\text{Gym}^2$	24.7mGy	0LAO	0CRA	17F	
1	DSA	FIXED	LD Cerebral			4s	4F/s	04-Nov-16	13:06:25
B	69kV 302mA	61.6ms	0.0CL small 0.3Cu 22cm	55.51 $\mu\text{Gym}^2$	9.6mGy	88RAO	1CRA	17F	
2	DSA	FIXED	LD Cerebral			8s	4F/s	04-Nov-16	13:09:23
A	74kV 265mA	90.2ms	0.2CL small 0.1Cu 22cm	358.02 $\mu\text{Gym}^2$	38.4mGy	33LAO	0CRA	29F	
2	DSA	FIXED	LD Cerebral			8s	4F/s	04-Nov-16	13:09:23
B	69kV 308mA	52.4ms	0.0CL small 0.3Cu 32cm	183.66 $\mu\text{Gym}^2$	14.1mGy	54RAO	1CRA	29F	
3	DSA	FIXED	BBA			9s	2F/s	04-Nov-16	13:12:24
A	63kV 335mA	150.9ms	0.2CL small 0.3Cu 48cm	343.84 $\mu\text{Gym}^2$	12.3mGy	0LAO	0CRA	17F	
*Aufsummierte Strahlungsdaten* 04-Nov-16 13:24:36									
Untersuchender Arzt :					Aufnahmen: 5				
Summe Fluoro: 28.8min					Summe: 2955.4 $\mu\text{Gym}^2$ 369.7mGy				
A	Fluoro: 25.7min	1783.5 $\mu\text{Gym}^2$	255.1mGy	Summe: 2593.3 $\mu\text{Gym}^2$ 330.4mGy					
B	Fluoro: 3.1min	122.92 $\mu\text{Gym}^2$	15.6mGy	Summe: 362.10 $\mu\text{Gym}^2$ 39.3mGy					
=====									

**Abbildung 3.2:** Beispiel für ein Untersuchungsprotokoll zur Sicherung der Strahlungsdaten einer Untersuchung.

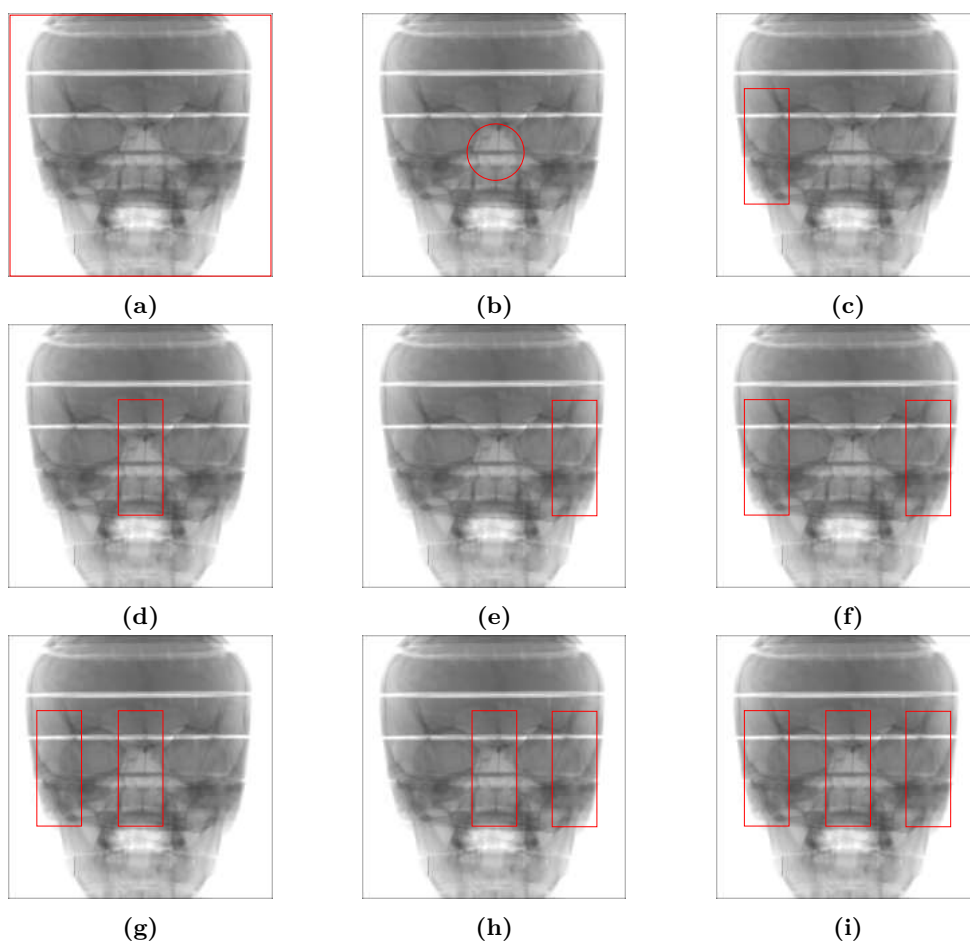
### 3.1.3 Funktionen für das Dosismanagement

Das Artis zee biplane System verfügt über mehrere Funktionen, die erheblich zur Minderung der Strahlenbelastung des Patienten und des Anwenders beitragen. Im Folgenden wird nun ein kurzer Überblick über die im „CARE-Paket“ (Combined Applications to Reduce Exposure) enthaltenden Funktionen gegeben. Für eine detailliertere Beschreibung des CARE-Pakets siehe [Si10].

### CAREmatic

Bei CAREmatic handelt es sich um die Belichtungsautomatik des Flachdetektors. Anhand der Signalstärken in einem vorher festgelegten Pixelbereich (Messfeld) wird ein Wassergleichwert für das durchstrahlte Objekt ermittelt. Dementsprechend werden Anodenspannung, Röhrenstrom, Pulsbreite und Zusatzfilterung automatisch geregelt. Vom Anwender ist lediglich zu beachten, dass sich die medizinisch relevante Struktur im gewählten Messfeld des Flachdetektors befindet. Dazu stehen insgesamt 9 Messfeldformen zur Verfügung, die in Abbildung 3.3 dargestellt sind. Bei dem Messfeld in Abbildung 3.3(a) handelt es sich um das „intelligente“ Messfeld. Hier wird unter Berücksichtigung der Position der Tiefenblende und auf Basis einer Histogrammanalyse automatisch der beste Messfeldbereich eingestellt.

Die Standardeinstellung für zerebrale Anwendungen ist das Messfeld in Abbildung 3.3(b).



**Abbildung 3.3:** Für die Belichtungsautomatik zur Verfügung stehende Messfelder.

### CAREvision

Die Funktion CAREvision enthält eine Auswahl verschiedener Untersuchungsprogramme. Jedes Untersuchungsprogramm enthält drei Durchleuchtungs- und bis zu vier Aufnahmemodi, die sich hinsichtlich der Dosisbelastung und der Bildqualität stark unter-

scheiden können.

Für zerebrale Anwendungen werden die Programme „Neuro“ und „LD Neuro“ (LD steht für low dose) zur Verfügung gestellt. Diese enthalten jeweils die drei Durchleuchtungsmodi „FL-“, „FL“ und „FL+“ (FL steht für Fluoroskopie). Das Programm Neuro enthält zudem den Aufnahmemodus „Cerebral“ und das Programm LD Neuro den Aufnahmemodus „LD Cerebral“.

In den Durchleuchtungs- und Aufnahmemodi werden alle für die Belichtungsautomatik relevanten Parameter festgelegt. Dazu zählen beispielsweise Minimal- und Maximalwerte für die zusätzliche Kupferfilterung, den Röhrenstrom, die Anodenspannung oder auch die Systemdosis pro Bild. Auch der Umfang der automatischen Bildbearbeitung wird durch die Angabe der gewünschten Fensterung, des Kontrastanhebungsfaktors und verschiedener Filter-Kernel festgelegt. Sämtliche zur Verfügung stehenden Parameter können samt der Einstellungen für die oben genannten Modi der im Anhang A.7 befindlichen Tabelle entnommen werden.

Zusätzlich bietet CAREvision die Möglichkeit, bei der Durchleuchtung zwischen neun Pulsfrequenzen (0,5, 1, 2, 3, 4, 7,5, 10, 15, 30 P/s) und bei der Aufnahme zwischen zehn Bildfrequenzen (0,5, 1, 2, 3, 4, 7,5, 10, 15, 30 B/s) zu wählen. Zudem kann die maximale Dauer einer Aufnahmesequenz in Sekunden festgelegt werden.

### **CAREfilter**

Die Funktion CAREfilter beinhaltet die verschiedenen Kupferfilter, die in den Stärken 0,0 mm, 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm, 0,6 mm und 0,9 mm zur Verfügung stehen. Diese werden von der Belichtungsautomatik gemäß der im gewählten Modus festgelegten Minimal- und Maximalwerte vor der Tiefenblende in den Strahlengang gefahren. Die zusätzliche Aufhärtung des Photonenspektrums ermöglicht eine enorme Reduktion der Patientenhautdosis.

### **CAREprofile**

Während der Strahlungspausen wird immer das letzte Durchleuchtungs- oder Aufnahmebild angezeigt. Dies wird auch als „last image hold“ (LIH) bezeichnet. Mit CAREprofile wird die Stellung der Tiefenblende sowie zusätzlicher Finger- oder Keilfilter im LIH-Bild angezeigt. Dies ermöglicht ein Einblenden ohne zusätzliche Strahlungsauslösung.

### **CAREposition**

CAREposition ist eine Erweiterung der CAREprofile-Funktion, bei der auch Bewegungen des Lagerungstisches auf dem LIH-Bild angezeigt werden. Somit kann der Patient mithilfe des letzten Durchleuchtungs- oder Aufnahmebildes ohne zusätzliche Strahlung neu positioniert werden.

### **CAREwatch**

CAREwatch beinhaltet die Anzeige des Dosisflächenproduktes und der Referenz-Luftkerma auf den Live-Bildschirmen im Untersuchungsraum und auf den Monitoren des

Kontrollraums. Während der Durchleuchtung beziehungsweise Aufnahmesequenzen werden aktuelle Leistungswerte und während der Strahlungspausen über die bisherige Untersuchung akkumulierte Werte angezeigt.

### **CAREguard**

CAREguard ermöglicht die Einstellung von Grenzwerten für das Dosisflächenprodukt, die Referenz-Luftkerma und die Strahlanforderungszeit. Ist der Grenzwert erreicht, so ertönt ein akustisches Signal und ein Meldungsfenster erscheint auf dem Monitor der Konsole und auf dem Touchscreen.

### **CAREreport**

Mithilfe von CAREreport erfolgt eine detaillierte Protokollierung von Dosisinformationen in einem Untersuchungsprotokoll. Siehe auch Abschnitt 3.1.2 und Abbildung 3.2.

## **3.2 PTW-DIADOS**

Für alle in dieser Arbeit durchgeführten Dosismessungen wird ein DIADOS System, bestehend aus einem Diagnostikdetektor und einem Diagnostikdosimeter, der Firma PTW verwendet. Beide Komponenten werden im Folgenden kurz vorgestellt. Andere getestete Messsysteme zeigten unterhalb einer Dosisleistung von  $20 \mu\text{Gy/s}$  ein nicht zufriedenstellendes Ansprechvermögen. Dazu zählen die Stielkammer Typ 23332 und die Farmer-Kammer Typ 30012.

### **3.2.1 Diagnostikdetektor**

Bei dem verwendeten DIADOS PTW Diagnostikdetektor T60004 handelt es sich um einen Festkörperdetektor mit Silizium als Halbleitermaterial. Der Detektor hat eine Größe von  $(40,15 \times 24,15 \times 11,95) \text{ mm}^3$  und ein zylinderförmiges Messfeld mit einer Grundfläche von  $28,27 \text{ mm}^2$  und einer Höhe von  $11,4 \text{ mm}$  (siehe Abbildung 3.4). Der Bezugspunkt für die Messung befindet sich  $5,7 \text{ mm}$  unterhalb der Eintrittsfläche in der Mitte des Fadenkreuzes.

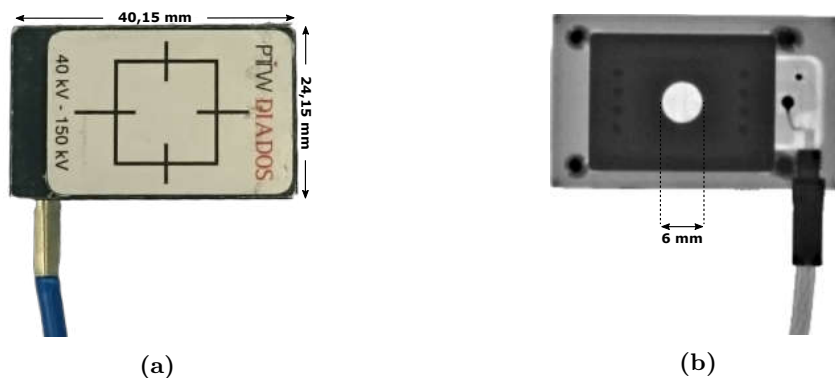
Obwohl es sich um einen Festkörperdetektor handelt, ist der PTW-T60004 durch ein richtungsabhängiges Ansprechvermögen für die Messung von Rückstreuungen an Phantomoberflächen geeignet. Aus diesem Grund ist bei allen Messungen darauf zu achten, dass das Fadenkreuz des Detektors in Richtung Strahlenquelle zeigt und die Detektorebene rechtwinklig zur Bestrahlungsrichtung orientiert ist.

Der Detektor ist für Dosismessungen an konventionellen Röntgenanlagen sowie an Durchleuchtungsanlagen in gepulstem oder kontinuierlichem Betrieb in einem Energiebereich von  $40 \text{ keV}$  bis  $150 \text{ keV}$  geeignet. Das nominelle Ansprechvermögen beträgt  $40 \mu\text{C/Gy}$  und die maximale Auflösung  $1 \text{ nGy/s}$ .

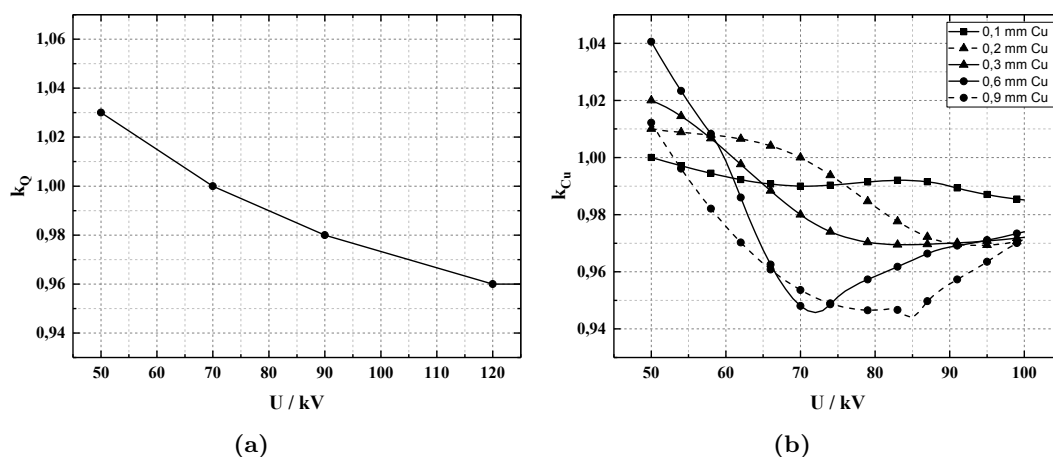
Die Kalibrierung des Detektors ermöglicht eine direkte Messung der Luftkerma. Der dafür nötige Kalibrierfaktor  $N_k$  wird im Kalibrierschein der PTW (siehe Anhang A.5) für Wolfram-Anoden bei einer Anodenspannung von  $70 \text{ kV}_p$  und einer Vorfilterung von

2,5 mm Aluminium angegeben und beträgt:

$$N_k = 2,725 \cdot 10^4 \frac{\text{Gy}}{\text{C}} \quad (3.1)$$



**Abbildung 3.4:** Verwendeter DIADOS Diagnostikdetektor T60004. (a) Der Rahmen kennzeichnet den zu überstrahlenden Bereich. (b) Auf dem Durchleuchtungsbild ist das zylinderförmige Messfeld gut erkennbar.



**Abbildung 3.5:** Korrektionsfaktoren für die Messanzeige des DIADOS Diagnostikdetektor T60004 in Abhängigkeit von der Anodenspannung. Zwischen den Werten wird, wie von der PTW empfohlen, linear interpoliert. (a) Korrektionsfaktoren bei von  $70 \text{ kV}_p$  abweichenden Anodenspannungen und einer Vorfilterung von 2,5 mm Aluminium (Werte gemäß Kalibrierschein im Anhang A.5). (b) Korrektionsfaktoren für zusätzliche Kupferfilterungen (Werte gemäß [PTW14]).

Für abweichende Anodenspannungen oder mögliche Zusatzfilterungen aus Kupfer besitzt der Detektor eine Energieabhängigkeit. Dementsprechend muss der Messwert mit zusätzlichen Korrektionsfaktoren multipliziert werden. Die Verläufe der Korrektionsfaktoren sind in Abbildung 3.5(a) ohne Kupferfilterung und in Abbildung 3.5(b) mit Kupferfilterung in Abhängigkeit von der Anodenspannung dargestellt. Die Luftkerma  $K_a$  ergibt sich somit über die Beziehung

$$K_a = k_Q \cdot k_{Cu} \cdot N_k \cdot M \quad (3.2)$$

aus dem Ladungsmesswert  $M$ , wobei ohne zusätzliche Kupferfilterung  $k_{\text{Cu}} = 1$  zu wählen ist. Die Unsicherheiten der Korrektionsfaktoren betragen jeweils 3 % (Erweiterungsfaktor  $k = 2$ ).

Korrekturen bezüglich äußerer Faktoren, wie Luftdruck, Luftfeuchte oder Temperatur, sind nicht erforderlich. Auch Sättigungseffekte bei hohen Dosisleistungen sind durch das relativ kleine Messvolumen nicht zu erwarten und führen in jedem Fall zu Abweichungen von weniger als  $\pm 2\%$ .

Weitere Informationen zu den technischen Details des DIADOS PTW Diagnostikdetektors T60004 können der Gebrauchsanweisung [PTW14] entnommen werden.

### 3.2.2 Diagnostikdosimeter

In Verbindung mit dem Diagnostikdetektor wird zur Visualisierung der Messwerte das DIADOS PTW Diagnostikdosimeter T11003 verwendet (siehe Abbildung 3.6). In der Datenbank des Diagnostikdetektors können mehrere Kammer-Kalibrierfaktoren gespeichert werden. Dies ermöglicht die direkte Anzeige des gewünschten Messwertes. Bei der Darstellung kann zwischen elektrischen und radiologischen Einheiten gewählt werden. Die wählbaren elektrischen Einheiten sind Ladung in Coulomb und Strom in Amperere. Die radiologischen Einheiten umfassen die Luftkerma in Gy, Luftkermaleistung in Gy/s (Momentanwert oder über 2 s beziehungsweise 20 s gemittelt), die Strahlanforderungszeit in Sekunden und die Luftkerma pro Puls sowie die Pulsanzahl bei gepulstem Betrieb.

Der Messbereich reicht für die Dosisleistungsmessung von  $0,1 \mu\text{Gy/s}$  bis  $500 \text{ mGy/s}$  und für die absolute Dosismessung von  $0,1 \mu\text{Gy}$  bis  $5 \text{ kGy}$ . Innerhalb dieser Messbereichsgrenzen beträgt die digitale Auflösung mindestens 1 %, typischerweise sogar weniger als 0,5 %.

Der angezeigte Messwert muss zudem mit einem elektrischen Kalibrierfaktor  $K_{\text{elec}}$  multipliziert werden. Dieser beträgt gemäß des Kalibrierscheins in Anhang A.5:

$$K_{\text{elec}} = 1,00 \quad (3.3)$$

Die Unsicherheit von  $K_{\text{elec}}$  beträgt 2 % (Erweiterungsfaktor  $k = 2$ ) und die Abweichung der Wiederholbarkeit der Dosimeteranzeige weniger als 0,5 % (Standardabweichung). Weiterführende Informationen zum DIADOS PTW Diagnostikdosimeter T11003 können der Gebrauchsanweisung [PTW15] entnommen werden.



Abbildung 3.6: Darstellung des DIADOS PTW Diagnostikdosimeters T11003.

### 3.3 Prüfkörper

#### 3.3.1 Alderson-Rando Kopfphantom

Bei den Dosismessungen mit Phantom wird der Kopf des Alderson-Rando Phantoms der Firma Radiology Support Devices INC verwendet (siehe Abbildung 3.7). Dabei handelt es sich um ein anthropomorphes Phantom. Es besteht aus einem menschlichen Skelett, das in eine Isocyanat-Gummimasse mit einer spezifischen Dichte von  $0,985 \text{ g/cm}^3$  eingebettet ist. Damit hat das Phantom Absorptions- und Streueigenschaften gegenüber Röntgenstrahlen, die mit denen des menschlichen Gewebes vergleichbar sind. Die Körpermaße des Phantoms entsprechen denen einer Person mit einer Körperhöhe von 173 cm und einem Gewicht von 73,5 kg. Das Phantom ist in 10 jeweils 2,5 cm starke, axiale Schichten beziehungsweise „Level“ zerlegbar. Diese sind von oben abwärts von 0 bis 9 durchnummeriert. Für weitere Informationen siehe [RSD11].



**Abbildung 3.7:** Alderson-Rando Kopfphantom. (a) Kameraaufnahme. (b) Durchleuchtungsbild bei einer posterior-anterior-Projektion.

#### 3.3.2 Prüfkörper zur Untersuchung der Bildqualität

##### Primus A Strukturkörper

Für die Messung objektiver Bildqualitätskriterien wird der Primus A Strukturkörper der Firma IBA Dosimetry verwendet (siehe Abbildung 3.8). Dieser genügt den nach [DIN01a] gestellten Anforderungen für die Untersuchung der Bildqualität von Radiographie- sowie Fluoroskopiesystemen.

Der Grundkörper besteht aus mehreren Schichten PMMA (Polymethylmetacrylat) mit einer Gesamtdicke von 30 mm und einer Kupferschicht mit einer Dicke von 1 mm. Der Strukturkörper fasst die nachfolgend spezifizierten Komponenten mechanisch zu einer Einheit zusammen, deren Dicke 18,5 mm beträgt:

Markierungen zur Prüfung der Röhrenachsenorientierung, 17 Dynamikstufen aus Kupfer zur Messung des Dynamikumfangs (die Stufen 8, 10 und 17 sind durch Klartext-Ziffern gekennzeichnet), 16 Detailkontrastobjekte mit einem Durchmesser von jeweils 4 mm, ein 0,78 mm dickes kV-Prüffeld aus Ytterbium, ein Linienkreuz zur Mittenmar-

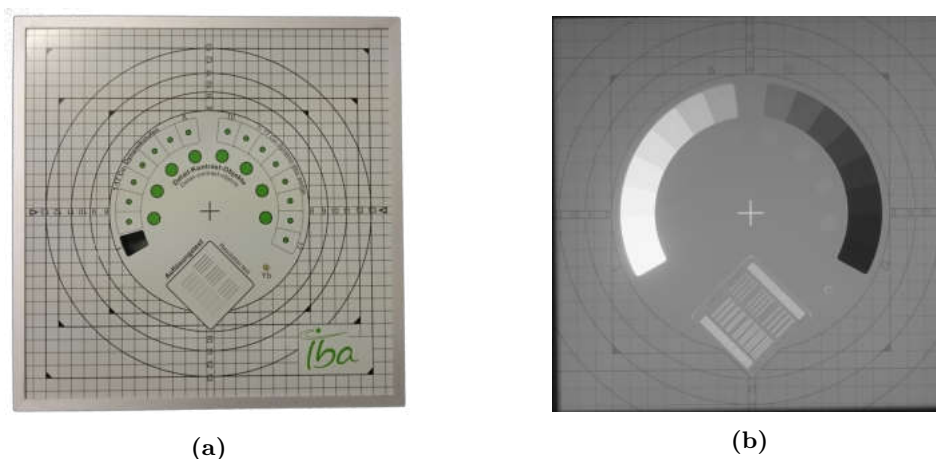
kierung, acht Detailkontrastobjekte mit 10 mm Durchmesser, ein strukturfrees Innenfeld und einen Auflösungstest.

In dieser Arbeit werden lediglich der Auflösungstest und die Dynamikstufen 9 und 11 verwendet.

Der Auflösungstest wird durch ein Bleistrichraster realisiert, das zur Vermeidung von Moiré-Effekten relativ zur Röhrenachse leicht verdreht ist. Mit dem Bleistrichraster kann ein Ortsfrequenzbereich von 0,6 Lp/mm bis 5,0 Lp/mm gemessen werden. Dabei wird jede Ortsfrequenz in drei Perioden dargestellt. Höhere Ortsfrequenzen sind zur Bildmitte hin positioniert.

Die Dynamikstufe 9 besitzt eine PMMA-Dicke von 47 mm und eine Kupfer-Dicke von 2,5 mm. Die Dynamikstufe 11 besitzt eine PMMA-Dicke von 42 mm und eine Kupfer-Dicke von 2,96 mm.

Weitere Details zum Aufbau des Primus A Strukturkörpers und der Auswertung der verschiedenen Komponenten können [DIN01a] entnommen werden.



**Abbildung 3.8:** Primus A Strukturkörper der Firma IBA Dosimetry. (a) Kameraaufnahme. (b) Durchleuchtungsbild.

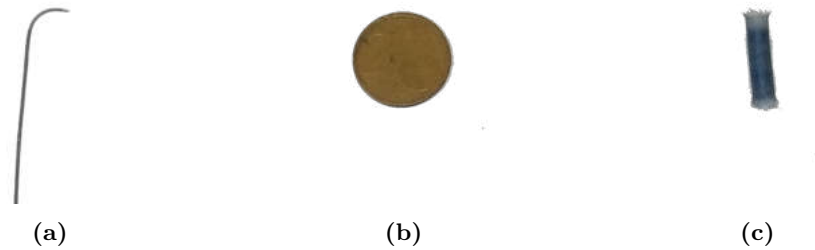
### Chirurgisches Material

Bei der Durchführung einer mechanischen Thrombektomie kommt mikrochirurgisches Material zum Einsatz, durch das die benötigte Auflösung beziehungsweise Bildqualität und somit auch der minimale Dosisbedarf des bildgebenden Systems festgelegt wird. Aus diesem Grund werden zur Untersuchung des subjektiven Bildeindrucks ein Mikrokatheter (Abbildung 3.9(a)) und ein entfalteter Stent-Retriever (Abbildung 3.9(c)) verwendet.

Der Mikrokatheter ist vom Typ Excelsior SL-10 der Firma Boston Scientific und besitzt an der Spitze einen Innendurchmesser von 0,42 mm und einen Außendurchmesser von 0,6 mm. Zudem befinden sich zur kontrastreicheren Darstellung zwei Röntgenmarker aus Blei an der Spitze des Katheters. Die genauen Abmessungen und weitere Details zum verwendeten Katheter können Anhang A.6 entnommen werden.

Der verwendete Stent-Retriever hat einen Durchmesser von 3,55 mm, wobei der Durchmesser der einzelnen Maschen lediglich circa 0,1 mm beträgt. Auch der Stent-Retriever

besitzt an beiden Enden jeweils einen Röntgenmarker. Nähere Details sind nicht bekannt.

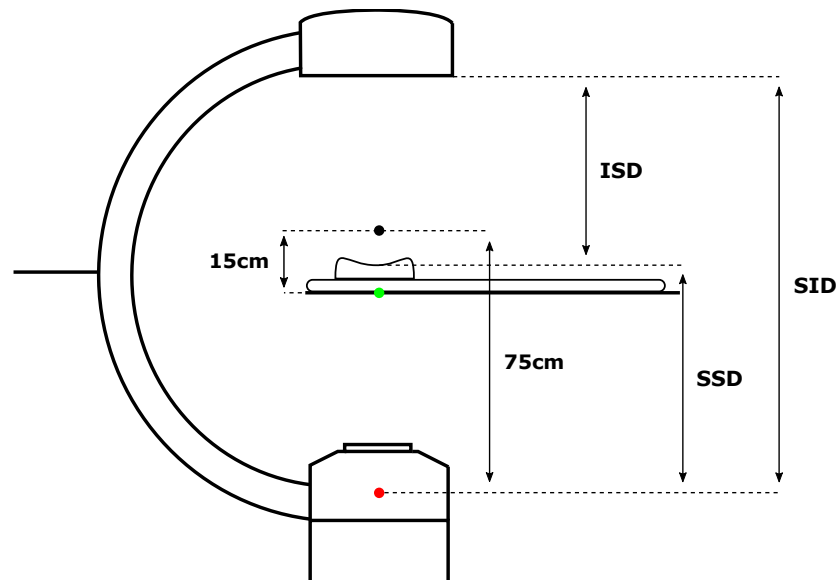


**Abbildung 3.9:** Verwendetes mikrochirurgisches Material zur Untersuchung der Bildqualität. (a) Excelsior SL-10 Mikrokatheter mit einem Außendurchmesser von 0,6 mm. (b) Maßstabsgetreue 2-Cent-Münze zwecks Größenvergleich. (c) Entfalteter Stent-Retriever mit einem Durchmesser von 3,55 mm.

### 3.4 Geometrische Überlegungen

Im Folgenden werden die Vorgehensweisen bei der Bestimmung von Abständen und Feldgrößen erläutert. Diese bilden die Grundlage für alle anschließend beschriebenen Messmethoden.

#### 3.4.1 Abstandsbestimmung



**Abbildung 3.10:** Für die Messungen relevante Abstandsbezeichnungen. Die Lage des Zentrums des elektronischen Brennflecks (Fokus) ist rot, die des Referenzpunktes der angezeigten Referenz-Luftkerma grün und die des Isozentrums schwarz markiert.

In Abbildung 3.10 sind alle für die Messungen relevanten Abstände eingezeichnet. Dabei steht SID (Source-to-Image-Distance) für den Abstand zwischen Quelle und Bildempfänger, SSD (Source-to-Skin-Distance) für den Abstand zwischen Quelle und Hautoberfläche und ISD (Image-to-Skin-Distance) für den Abstand zwischen Bildempfänger und Hautoberfläche. Die Grundposition des Isozentrums befindet sich auf der Achse des Zentralstrahls bei einem Abstand von 75 cm zur Röntgenquelle. Der Referenzpunkt der durch die Anlage abgeschätzten Referenz-Luftkerma wird bei einem Abstand von 60 cm zur Röntgenquelle definiert, da hier die Oberkante des Lagerungstisches vermutet wird.

Für die Messung der Hautdosis ist insbesondere der Abstand zwischen Quelle und Kopfhaut von Interesse, dessen Bestimmung über zwei Varianten erfolgen kann.

### Variante A

Befindet sich der Messort im Zentrum des Strahlenfeldes und betragen die Angulationen in lateraler sowie in kranialer/kaudaler Richtung  $0^\circ$ , so kann der SSD in Abhängigkeit von der angezeigten Tischhöhe  $r_T$  berechnet werden. Da die Tischhöhe relativ zum Isozentrum angegeben wird, folgt somit für den Abstand zwischen Quelle und Messort an der Kopfhautoberfläche:

$$\text{SSD} = 75 \text{ cm} + D_M + D_K + D_{\text{eff.}} + r_T = 81,39 \text{ cm} + r_T \quad (3.4)$$

Die mit einer Messzange ermittelten Dicken von Matratze  $D_M$  und Kopfstütze  $D_K$  betragen hierbei 3,2 cm beziehungsweise 2,62 cm. Die Tiefe des effektiven Messortes im Diagnostikdetektor wird mit  $D_{\text{eff.}} = 0,57 \text{ cm}$  bezeichnet. Befindet sich kein Detektor und/oder keine Kopfstütze im Strahlengang, so ist  $D_{\text{eff.}}$  beziehungsweise  $D_K$  von den angegebenen 81,39 cm zu subtrahieren.

### Variante B

Beträgt die Angulation in lateraler oder kranialer/kaudaler Richtung  $> 0^\circ$  und/oder ist die Anzeige der Tischhöhe während der Bestrahlung unbekannt, so kann lediglich eine Abschätzung des Abstandes zwischen Quelle und Hautoberfläche aus den Untersuchungsdaten erfolgen. In den „DICOM-Tags“ jedes gespeicherten Durchleuchtungsbildes wird der Abstand zwischen Röntgenquelle und einem Punkt 15 cm oberhalb der Tischplatte angegeben, da hier das zu untersuchende Objekt vermutet wird. Da Matratze und Kopfstütze zusammen eine Dicke von ca. 5,82 cm aufweisen, ist es nicht unvernünftig anzunehmen, dass der angegebene Abstand in etwa dem Zentrum des Kopfes entspricht, sofern der Kopf durch eine Kugel mit einem Radius von 9 cm genähert wird (typische Kopfumfänge liegen zwischen 54 cm und 62 cm). Durch diese Näherung kann der Abstand zwischen Quelle und Kopfhaut mithilfe von

$$\text{SSD} \approx r_D - 9 \text{ cm} \quad (3.5)$$

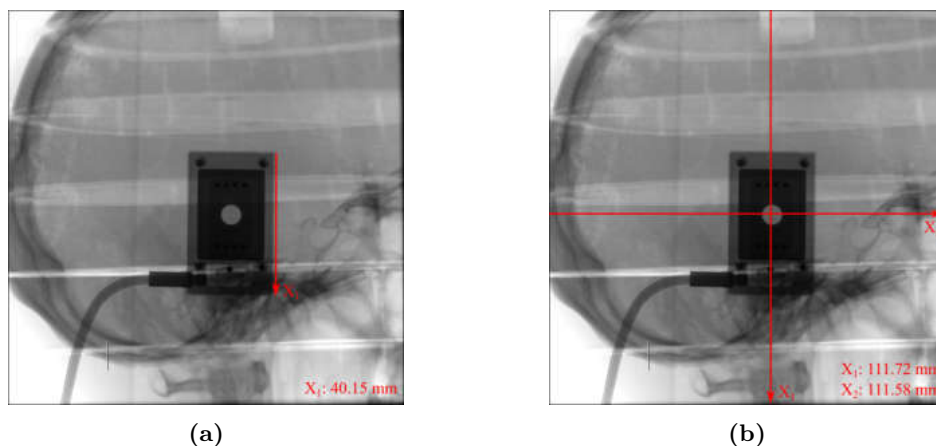
aus dem angegebenen Abstand  $r_D$  abgeschätzt werden.

## 3.4.2 Feldgrößenbestimmung

Neben der Kenntnis des SSDs ist häufig auch die Feldgröße in der Messebene, oder an der Kopfhautoberfläche von Interesse. Wie auch bei der Abstandsbestimmung existieren zur Bestimmung der Feldgröße zwei Varianten.

### Variante A

Die Bestimmung der Feldgröße kann mithilfe eines Tools zur Distanzmessung in der Bildnachverarbeitung erfolgen. Die Kalibrierung des Tools setzt jedoch die Kenntnis über die Größe eines Objekts in der Ebene voraus, in der die Feldgröße bestimmt werden soll. Bei den durchgeführten Dosismessungen wird zur Kalibrierung die Länge des Diagnostikdetektors verwendet, sodass die Feldgröße in der Ebene der Detektoroberfläche bestimmt werden kann. Das Prinzip ist in Abbildung 3.11 dargestellt. Die Feldgröße in der Messebene ergibt sich anschließend mithilfe des Abstandsquadratgesetzes (Gleichung 2.22) und der effektiven Messtiefe von 0,57 cm unterhalb der Detektoroberfläche.



**Abbildung 3.11:** Prinzip der Feldgrößenbestimmung in der Bildnachverarbeitung. (a) Kalibrierung des Tools zur Distanzmessung mit der Länge des Diagnostikdetektors. (b) Messung der Feldgröße in der Ebene der Detektoroberfläche.

### Variante B

Wie für den Abstand, so wird auch für die Feldgröße in der Ebene des Strahlenfeldes, deren Zentrum 15 cm oberhalb des Lagerungstisches liegt, ein Wert in den DICOM-Tags angegeben. Unter der Annahme eines kugelförmigen Kopfes mit einem Radius von 9 cm kann die Feldgröße an der Kopfhautoberfläche  $A_H$  aus der Abstands-  $r_D$  und Feldgrößenangabe  $A_D$  in den DICOM-Tags mithilfe des Abstandsquadratgesetzes abgeschätzt werden:

$$A_H \approx A_D \cdot \left( \frac{r_D - 9 \text{ cm}}{r_D} \right)^2 \quad (3.6)$$

## 3.5 Dosismessungen

Es folgt ein Überblick über die Methoden der durchgeführten Dosismessungen. Dazu erfolgt zunächst eine Erläuterung der Vorgehensweise bei der Simulation der verwendeten Röntgenspektren, bevor anschließend die Messungen von Korrektions- und Konversionsfaktoren detailliert beschrieben werden. Anschließend wird geschildert, wie mithilfe dieser Konversionsfaktoren und den Daten der Untersuchungsprotokolle die Hautdosisbelastung der Patienten ermittelt werden kann. Abschließend wird das Messverfahren zur Untersuchung der Hautdosis in Abhängigkeit von verschiedenen Geräteparameter

dargestellt. Bei allen Messungen wird der DIADOS PTW Diagnostikdetektor T60004 verwendet. Dieser befindet sich immer zentral im Strahlengang und außerhalb des Messfeldes in Abbildung 3.3(c). Als Messzeit werden jeweils 20 s gewählt, sodass An- und Abschalteneffekte vernachlässigt werden können. Die Puls- beziehungsweise Bildfrequenz beträgt, sofern nicht anders angegeben, bei Durchleuchtungen 10 P/s und bei Aufnahmen 4 B/s.

#### 3.5.1 Simulation der Röntgenspektren

Die Simulation der verwendeten Röntgenspektren erfolgt mithilfe eines Algorithmus gemäß [BS97]. Dieser ermöglicht die Simulation der spektralen Photonenfluenz für Anodenspannungen von 30 keV bis 140 keV, sowie Generatorwelligkeiten von 0 bis 100 %. Daraus ergibt sich mithilfe von Gleichung 2.33 die spektrale Energiefluenz.

Die Grundlage für den Algorithmus liefern empirische Daten einer Röntgenquelle mit einer Wolframanode und einer Eigenfilterung von 1,1 mm Aluminium. Der Anodenwinkel der Quelle beträgt  $12^\circ$  [B16]. Bei Röntgenquellen mit anderen Anodenmaterialien oder einer geringeren Eigenfilterung findet der Algorithmus keine Anwendung. Eine Korrektur bezüglich abweichender Anodenwinkel kann beispielsweise mithilfe der Daten in [DIN90] erfolgen. Auch eine verschleißbedingte Aufrauung der Anodenoberfläche und die damit verbundene Aufhärtung des Röntgenspektrums muss gegebenenfalls zusätzlich berücksichtigt werden. Aufgrund eines Quellenwechsels kurz vor Beginn der Messungen konnte dies jedoch bei den durchgeführten Messungen vernachlässigt werden.

Mithilfe der Daten gemäß [HS95] können zudem zusätzliche Schwächungs- und Aufhärtungseffekte verschiedener Elemente und Verbindungen berücksichtigt werden.

#### 3.5.2 Messung der Korrektions- und Konversionsfaktoren

##### Strahlungsqualitätskorrektur des DFP-Monitorings

Zur Ermittlung von Korrektionsfaktoren bezüglich der Strahlungsqualität wird die DFP-Anzeige des DIAMENTORS K2S beider C-Bögen separat mithilfe des DIADOS PTW Diagnostikdetektors T60004 für variierende Strahlungsqualitäten gegen gemessen. Zu diesem Zweck wird der Diagnostikdetektor an den beiliegenden Haltestäben befestigt und der Lagerungstisch als Stativ verwendet (siehe Abbildung 3.12). Es wird darauf geachtet, dass sich zwischen Quelle und Diagnostikdetektor kein zusätzliches Material befindet. Der Abstand zwischen Bildempfänger und Diagnostikdetektor wird mit 40 cm ausreichend groß gewählt, sodass es nicht zur Beeinflussung der Messwerte durch mögliche Rückstreuungen kommen kann. Die Messungen werden bei einem SID von 100 cm und einem BV-Format von 42 cm durchgeführt. Der Abstand zwischen Quelle und Detektor beträgt 60 cm und die Angulationen des C-Bogens in alle Richtungen  $0^\circ$ .

Gemessen wird die Luftkerma in Abhängigkeit von der Strahlungsqualität. Dazu werden im Programmeditor neue Aufnahmemodi mit gewünschten Filter- und  $kV_p$ -Einstellungen erstellt, sodass zu allen sechs Kupferfilterstärken jeweils über ein möglichst breites Spannungsspektrum Messwerte aufgenommen werden können, wobei gleichzeitig die Anzeige des DFP-Monitorings notiert wird. Durch Multiplikation der gemessenen Luftkerma mit der Feldgröße in der Messebene, welche mithilfe der Variante A in Abschnitt 3.4.2 bestimmt werden kann, erhält man das gemessene Dosisflächenprodukt.



**Abbildung 3.12:** Aufbau zur Messung von Korrekturen des DFP-Monitorings und zur Verifikation des Abstandsquadratgesetzes.

Durch die Bildung des Verhältnisses von gemessenem Dosisflächenprodukt  $DFP_M$  und angezeigtem Dosisflächenprodukt  $DFP_A$ , ergibt sich für jeden Messwert ein von der Strahlungsqualität abhängiger Korrektionsfaktor  $k_{DFP}(\Phi_E)$ :

$$k_{DFP}(\Phi_E) = \frac{DFP_M}{DFP_A} \quad (3.7)$$

Durch Variation der Tischhöhe kann der gleiche Aufbau zur Verifikation des Abstandsquadratgesetzes verwendet werden. Dazu wird statt der kumulierten Luftkerma die über 20 s gemittelte Luftkermaleistung gemessen.

### Messung der Schwächung durch die Patientenlagerung

Zur Messung der durch die Patientenlagerung bedingten Schwächung des Nutzstrahlenbündels wird der Aufbau in Abbildung 3.12 modifiziert. Der Diagnostikdetektor wird zentral in der Kopfstütze mit dem Fadenkreuz nach unten platziert. Der Tisch wird nun so im Strahlengang positioniert, dass sich der Detektor zentral im Strahlenfeld in einem Abstand von circa 60 cm zur Quelle befindet. Dabei wird darauf geachtet, dass sich außer der Patientenlagerung nichts zwischen Quelle und Diagnostikdetektor befindet. Alle weiteren Einstellungen und Vorgehensweisen bei den Messungen entsprechen denen bei der Messung zur Strahlungsqualitätskorrektur des DFP-Monitorings im vorherigen Abschnitt.

Der von der Strahlungsqualität abhängende Schwächungsfaktor  $k_{Tisch}(\Phi_E)$  der Patientenlagerung ergibt sich für jeden Messwert aus dem Verhältnis von gemessenem Dosis-

flächenprodukt  $DFP_M$  und korrigierter DFP-Anzeige:

$$k_{\text{Tisch}}(\Phi_E) = \frac{DFP_M}{k_{\text{DFP}}(\Phi_E) \cdot DFP_A} \quad (3.8)$$

### Messung von Konversionsfaktoren zur Ermittlung der Oberflächendosis

Die Messung eines von der Strahlungsqualität abhängigen Konversionsfaktors zur Ermittlung der Patientenoberflächendosis aus dem protokollierten Dosisflächenprodukt erfolgt für zwei Projektionsrichtungen.

Die posterior-anterior-Projektion (kurz p.-a.-Projektion) steht stellvertretend für alle Untertischprojektionen, also solchen, bei denen sich die Patientenlagerung zwischen Quelle und Patient befindet. Hierbei wird der Diagnostikdetektor am Hinterkopf auf Höhe der Schicht Nummer zwei fixiert (siehe Abbildung 3.13(a)), welche die dichtesten Strukturen beinhaltet. Zudem stellt dies den Ort dar, an dem das Maximum der applizierten lokalen Haut-Äquivalenzdosis vermutet wird, da dies die Standardprojektionsrichtung der Ebene A darstellt. Das Phantom wird in der Kopfschale platziert und der Lagerungstisch so positioniert, dass sich der Detektor im Zentrum des Strahlenganges befindet und der Abstand zwischen Quelle und Detektor circa 60 cm beträgt. Die Angulationen des C-Bogens betragen bei der p.-a.-Projektion in alle Richtungen  $0^\circ$  (siehe Abbildung 3.13(c)).

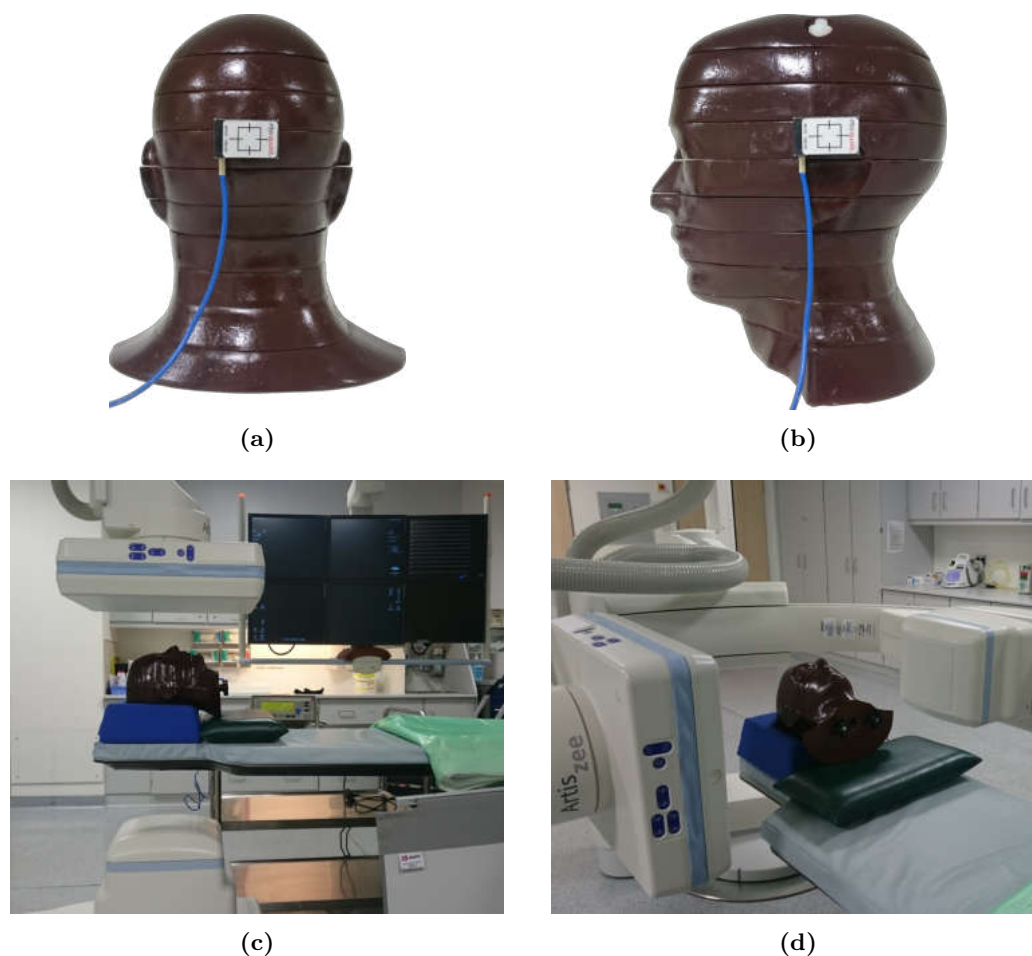
Die laterale-Projektion steht stellvertretend für alle Übertischprojektionen, also solchen, bei denen sich kein weiteres Material zwischen Patient und Quelle befindet. Hier wird der Diagnostikdetektor an der Seite des Kopf-Phantoms ebenfalls auf Höhe der Schicht Nummer zwei fixiert (siehe Abbildung 3.13(b)). Das Phantom wird wiederum in der Kopfschale platziert und der Lagerungstisch so positioniert, dass sich der Detektor im Zentrum des Strahlenganges befindet und der Abstand zwischen Quelle und Detektor circa 60 cm beträgt. Die laterale Angulation des C-Bogens beträgt  $90^\circ$  und die kraniale/kaudale Angulation  $0^\circ$  (siehe Abbildung 3.13(d)). Dies entspricht der Standardprojektionsrichtung der Ebene B.

Bei beiden Projektionsrichtungen wird ein SID von 100 cm und ein BV-Format von 32 cm gewählt. Mithilfe von modifizierten Aufnahmeprogrammen wird die Oberflächendosis für alle sechs Kupferfilterstärken über ein möglichst breites Spektrum von Anodenspannungen gemessen. Parallel wird zu jeder Messung die Anzeige des DFP-Monitorings notiert. Die Feldgröße in der Messebene an der Phantomboberfläche kann mithilfe der Variante A in Abschnitt 3.4.2 bestimmt werden.

Durch Multiplikation der gemessenen Oberflächendosis und der Feldgröße in der Messebene ergibt sich das Dosisflächenprodukt  $DFP_O$  an der Phantomboberfläche. Der von der Strahlungsqualität abhängige Konversionsfaktor  $f_O(\Phi_E)$  ergibt sich aus dem Verhältnis von gemessenem Dosisflächenprodukt an der Phantomboberfläche und angezeigtem Dosisflächenprodukt  $DFP_A$ :

$$f_O(\Phi_E) = \frac{DFP_O}{DFP_A} \quad (3.9)$$

Dieser wird für jeden Messwert in beiden Projektionsrichtungen berechnet. Zur Überprüfung einer möglichen Feldgrößenabhängigkeit, werden in lateraler-Projektionsrichtung Konversionsfaktoren mit einer Anodenspannung von  $72 \text{ kV}_p$  und einer Kupferfilterstärke von  $0,2 \text{ mm}$  bei Feldgrößen von  $(140 \times 140) \text{ mm}^2$  bis  $(90 \times 90) \text{ mm}^2$  gemessen.



**Abbildung 3.13:** Aufbau zur Messung der Oberflächendosis am Kopfphantom. Platzierung des Diagnostikdetektors bei (a) der Untertisch- beziehungsweise p.-a.-Projektion und (b) der Übertisch- beziehungsweise lateralen-Projektion. Lage des Kopfphantoms relativ zum C-Bogen bei (c) der Untertisch- beziehungsweise p.-a.-Projektion und (d) der Übertisch- beziehungsweise lateralen-Projektion.

### Ermittlung von Rückstreufaktoren am Alderson-Rando Kopfphantom

Mithilfe der gemessenen Konversionsfaktoren  $f_O(\Phi_E)$  zur Ermittlung der Oberflächendosis und der Korrekturfaktoren  $k_{\text{DFP}}(\Phi_E)$  bezüglich der Strahlungsqualitätsabhängigkeit des DFP-Monitorings lassen sich die Rückstreufaktoren  $B(\Phi_E)$  am Kopfphantom in Abhängigkeit von der Strahlungsqualität wie folgt bestimmen:

$$B(\Phi_E) = \frac{f_O(\Phi_E)}{k_{\text{DFP}}(\Phi_E)} \quad (3.10)$$

Für die Berechnung der Rückstreufaktoren werden die Konversionsfaktoren der lateralen-Projektionsrichtung verwendet, da für diese auch Messungen zur Überprüfung einer möglichen Feldgrößenabhängigkeit durchgeführt wurden.

### 3.5.3 Bestimmung der Hautdosis aus den Untersuchungsprotokollen

In Verbindung mit den Untersuchungsprotokollen ermöglichen die gemessenen Konversionsfaktoren  $f_O(\Phi_E)$  eine nachträgliche Bestimmung der lokalen Patienten-Haut-Äquivalenzdosis  $H_p(0,07)$  jeder einzelnen Aufnahmeserie und Durchleuchtung.

Dazu wird neben den Strahlungsdaten in den Untersuchungsprotokollen die Strahlenfeldgröße an der Hautoberfläche des Patienten benötigt, die mithilfe der Feldgrößen- und Abstandsangaben  $A_D$  und  $r_D$  in den DICOM-Tags der Aufnahme- und Durchleuchtungsbilder ermittelt werden kann (genauer wird dies in Variante B des Abschnitts 3.4.2 beschrieben). Mithilfe des protokollierten Dosisflächenprodukts  $DFP_A$  und der Feldgröße an der Hautoberfläche kann die Einfalldosis  $K_E$  bestimmt werden.

Die nötige Transformation von Luftkerma in Wasser-Energiedosis erfordert gemäß der Gleichungen 2.15 und 2.18 die Berücksichtigung des Verhältnisses der Massenenergieabsorptionskoeffizienten  $(\mu_{en}/\rho)_i$  von Wasser (Index W) und Luft (Index a). Die Bremsstrahlungsverluste  $g$  können gemäß [K12a] bei den betrachteten Strahlungsqualitäten und Medien ohne Beeinträchtigung der angestrebten Genauigkeit vernachlässigt werden. Die Massenenergieübertragungskoeffizienten werden gemäß Gleichung 2.36 über die simulierten spektralen Energiefluenzen gemittelt. Stehen die spektralen Energiefluenzen nicht zur Verfügung, so wird die Verwendung der mittleren Energien, die in Abschnitt 4.1 zur Verfügung gestellt werden, in Verbindung mit den Daten in Abbildung A.1 empfohlen.

Die sich so ergebende Wasser-Energiedosis an der Hautoberfläche ist zur Umwandlung in  $H_p(0,07)$  mit einem Strahlungs-Wichtungsfaktor und dem Wert der relativen Tiefendosiskurve in 0,07 mm Tiefe zu multiplizieren. Für den Strahlungs-Wichtungsfaktor gilt bei Photonenstrahlung allgemein  $w_R = 1$  und für die relative Tiefendosis bei den betrachteten Strahlungsqualitäten  $D_{rel.}(0,07) \geq 0,998$  [HS95]. Somit gilt für die lokale Haut-Äquivalenzdosis:

$$\begin{aligned}
 H_p(0,07) &= \frac{DFP_A}{A_D} \cdot \left( \frac{r_D}{r_D - 9 \text{ cm}} \right)^2 \cdot \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_W}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_a} \cdot f_O(\Phi_E) \cdot D_{rel.}(0,07) \cdot w_R \cdot (1 - g) \\
 &\approx K_E \cdot \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_W}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_a} \cdot f_O(\Phi_E)
 \end{aligned} \tag{3.11}$$

Es sei darauf hingewiesen, dass die Gültigkeit der in dieser Arbeit gemessenen Konversionsfaktoren auf den Schädelbereich und die Strahleneintrittseite beschränkt ist. Aufgrund von geometrischen Überlegungen werden bei Projektionen mit Angulationen größer  $70^\circ$  und kleiner  $-70^\circ$  die Konversionsfaktoren für Übertischprojektionen und bei allen weiteren die für Untertischprojektionen verwendet.

Zur Abschätzung des Risikos von strahleninduzierten Hautschäden ist die Bestimmung des Maximums von  $H_p(0,07)$  durch eine sinnvolle Addition der Einzelwerte erforderlich. Dazu wird angenommen, dass sich das Maximum der lokalen Haut-Äquivalenzdosis im Feldzentrum der primären Projektionsrichtung der Ebene A befindet. Bei biplanaren Anwendungen oder bei Angulationsänderungen von  $> 45^\circ$  werden nur solche Projektionen berücksichtigt, deren Feldgröße im Isozentrum größer als  $81 \text{ cm}^2$  ist. Bei dieser kann davon ausgegangen werden, dass sich das Zentrum der primären Projektionsrichtung noch im Strahlenfeld befindet, da die behandelten Gefäße primär im hinteren Teil des Kopfes lokalisiert sind und ein Kopfradius von 9 cm angenommen wird.

### 3.5.4 Messung der Hautdosisleistung in Abhängigkeit von verschiedenen Geräteparametern

Zur Messung des Einflusses verschiedener, dem Anwender zur Verfügung stehender Geräteparameter auf die lokale Haut-Äquivalenzdosis, wird der Messaufbau in Abbildung 3.13 verwendet und die Oberflächendosisleistung  $\dot{K}_O$  bei variierenden Geräteparametern gemessen. Die Dosisleistung wird dabei über 20 s gemittelt, wobei die ersten und die letzten drei Sekunden nicht berücksichtigt werden, um mögliche An- und Abschalt-effekte zu minimieren. Neben der Dosisleistung werden bei jeder Messung die Strahlungsdaten der Anlage notiert, sodass eine Umrechnung von Oberflächendosisleistung in die lokale Haut-Äquivalenzdosisleistung  $\dot{H}_p(0,07)$  möglich ist. Diese erfolgt über folgende Gleichung:

$$\begin{aligned}\dot{H}_p(0,07) &= \dot{K}_O \cdot \frac{(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_W}{(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_a} \cdot D_{\text{rel.}}(0,07) \cdot w_R \cdot (1 - g) \\ &\approx \dot{K}_O \cdot \frac{(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_W}{(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_a}\end{aligned}\quad (3.12)$$

Die Massenenergieabsorptionskoeffizienten  $(\mu_{\text{en}}/\rho)_i$  von Wasser (Index W) und Luft (Index a) werden über die simulierten spektralen Energiefluenzen gemittelt. Der Strahlungswichtungsfaktor  $w_R$ , der Wert der relativen Tiefendosisleistung  $D_{\text{rel.}}(0,07)$  in 0,07 mm Tiefe sowie die Bremsstrahlungsverluste  $(1 - g)$  können wie in Gleichung 3.11 bei den vorliegenden Strahlungsqualitäten zu 1 zusammengefasst werden.

Alle Messungen werden für die p.-a.-Projektionsrichtung (Abbildungen 3.13(a) und 3.13(c)), bei der alle Angulationen  $0^\circ$  betragen, und die laterale-Projektionsrichtung (Abbildungen 3.13(b) und 3.13(d)), bei der die laterale Angulation  $-90^\circ$  beträgt, durchgeführt. Somit können mögliche Einflüsse der Patientenlagerung beziehungsweise verschiedener Projektionsrichtungen identifiziert werden. Ferner werden die Messungen für alle drei Durchleuchtungsmodi (Fl-, Fl und Fl+) und die beiden Aufnahmemodi (LD Cerebral und Cerebral), deren Parameter der Tabelle in Anhang A.7 zu entnehmen sind, wiederholt, um auch hier mögliche Abhängigkeiten auszuschließen.

Die Bestimmung der Feldgröße in der Messebene und des Abstandes zwischen Quelle und Messort erfolgt mithilfe der jeweiligen Variante A in den Abschnitten 3.4.1 und 3.4.2.

Sofern es sich nicht um den kritischen Parameter handelt, beträgt der SSD 60 cm, der SID 100 cm, die Pulsfrequenz 10 P/s, die Bildfrequenz 4 B/s und das BV-Format 32 cm.

### 3.6 Untersuchung der Bildqualität

Zwecks Untersuchung der Bildqualität werden mithilfe der in Abschnitt 3.3.2 vorgestellten Prüfkörper quantitative Messungen objektiver und subjektiver Qualitätskriterien durchgeführt.

#### Objektive Bildqualität

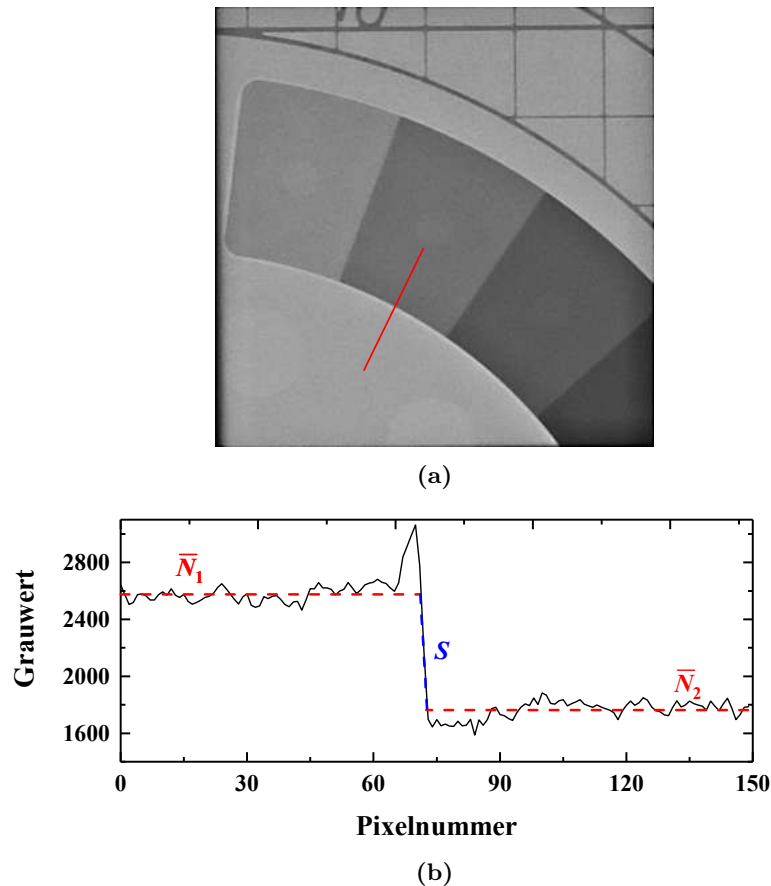
Als objektive Bildqualitätskriterien werden die Definitionen der Modulation (Gleichung 2.38), des SNR's beziehungsweise CNR's (Gleichung 2.40) sowie der Grenzauflösung verwendet und an einem Primus A Strukturkörper der Firma IBA bestimmt. Der Prüfkörper wird mittig auf der Patientenlagerung platziert und ein Abstand von 60 cm zur Röntgenquelle hergestellt. Der SID beträgt 100 cm und die Angulationen des C-Bogens 0°. Es werden für die drei Durchleuchtungsmodi (FL-, FL, FL+) und die beiden Aufnahmemodi (LD Cerebral, Cerebral) sogenannte „Store Monitor“ Bilder bei allen sechs verfügbaren BV-Formaten mit und ohne Streustrahlenraster aufgenommen. Bei den „Store Monitor“ Bildern werden die Einstellungen der Bildanzeige im Untersuchungsraum eingefroren, sodass die Bilder so gespeichert werden, wie sie dem Anwender während der Untersuchung/Intervention zur Verfügung standen.

Zur Messung der Modulation und des SNR's gemäß Gleichung 2.40 wird die Dynamikstufe 11 im Zentrum des Messfeldes in Abbildung 3.3(b) platziert. Der an die Dynamikstufen angrenzende Bereich entspricht der Dichte der Dynamikstufe 9, sodass so eine Untersuchung des Dichtesprungs zwischen den Stufen 9 und 11 möglich ist. Diese Dichtedifferenz entspricht in etwa der eines Mikrokatheters und menschlichem Gewebe im Schädelbereich. Die Auswertung der Bilder erfolgt mithilfe der ImageJ Distribution Fiji. Wie in Abbildung 3.14(a) dargestellt wird ein Grauwertprofil untersucht, welches die Dichtebereiche der Dynamikstufen 9 und 11 umfasst und in etwa eine Länge von 150 Pixeln besitzt. Zur Bestimmung von Modulation und SNR werden die mittleren Grauwerte  $\bar{N}_1$  und  $\bar{N}_2$  der beiden Dynamikstufen sowie deren Standardabweichungen  $\sigma_1$  und  $\sigma_2$  bestimmt. Zusätzlich wird als Maß für die Zeichenschärfe beziehungsweise Auflösung der Grauwertgradient  $S$  im Bereich des Dichtesprungs der beiden Bereiche ermittelt. Diese ergibt sich aus:

$$S = \frac{\bar{N}_1 - \bar{N}_2}{\Delta x}, \quad (3.13)$$

wobei  $\Delta x$  der Pixelanzahl im Übergangsbereich entspricht.

Zur Ermittlung der visuellen Grenzauflösung wird das Bleistrichraster des Prüfkörpers im Zentrum des Messfeldes platziert und die Messungen wiederholt. Die erkennbaren Linienpaare pro Millimeter werden in einem Abstand von circa 150 cm zu den Befundungsmonitoren direkt im Untersuchungsraum ausgewertet, sodass die Bedingungen möglichst realitätsnah sind.



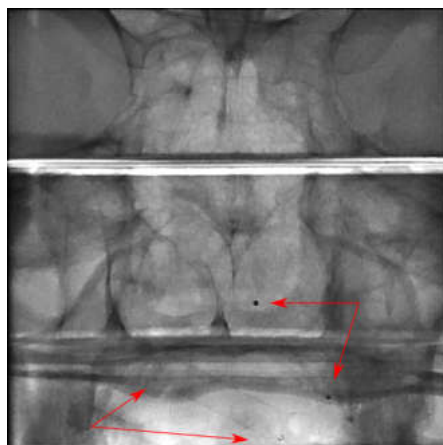
**Abbildung 3.14:** Erstellung eines Grauwertprofils zwecks objektiver Bewertung der Bildqualität. (a) Das Profil überstreicht die Dynamikstufen 9 und 11 des Primus A Strukturkörper und umfasst 150 Pixel. (b) Entstehendes Grauwertprofil mit den mittleren Grauwerten (rot) der beiden Dynamikstufen und des Grauwertgradienten im Bereich des Dichtesprungs (grün.)

### Subjektive Bildqualität

Für die subjektive Bewertung der Bildqualität werden der Mikrokatheter und der Stent-Retriever aus Abbildung 3.9 in einer Bohrung des Kopfphantoms auf der Höhe eines Endastes der Arteria cerebri media platziert (siehe Abbildung 3.15). Dabei handelt es sich um die kleinsten Strukturen, die für den Anwender während der Fluoroskopie bei einer mechanischen Thrombektomie noch gut erkennbar sein müssen. Das Kopfphantom wird wie in Abbildung 3.13(c) in der Kopfstütze platziert und das oben beschriebene Vorgehen zur Aufnahme der „Store Monitor“ Bilder für die drei Durchleuchtungsmodi wiederholt. Die Bilder werden anschließend anonymisiert, sodass in diesen der Modus und das BV-Format nicht mehr explizit angegeben werden, und zwei erfahrenen Radiologen zur Verfügung gestellt. Diese bewerten die Bilder unabhängig voneinander hinsichtlich der Erkennbarkeit des im Phantom platzierten chirurgischen Materials.

Dabei wird folgender Bewertungsschlüssel verwendet:

- 1 := Objekte sind sehr gut erkennbar
- 2 := Objekte sind teilweise sehr gut erkennbar
- 3 := Objekte sind noch ausreichend gut erkennbar
- 4 := Objekte sind nicht ausreichend gut erkennbar
- 5 := Objekte sind gar nicht erkennbar



**Abbildung 3.15:** Platzierung des chirurgischen Materials im Kopfphantom zwecks subjektiver Bewertung der Bildqualität. Die gut erkennbaren Röntgenmarker sind mit roten Pfeilen gekennzeichnet.

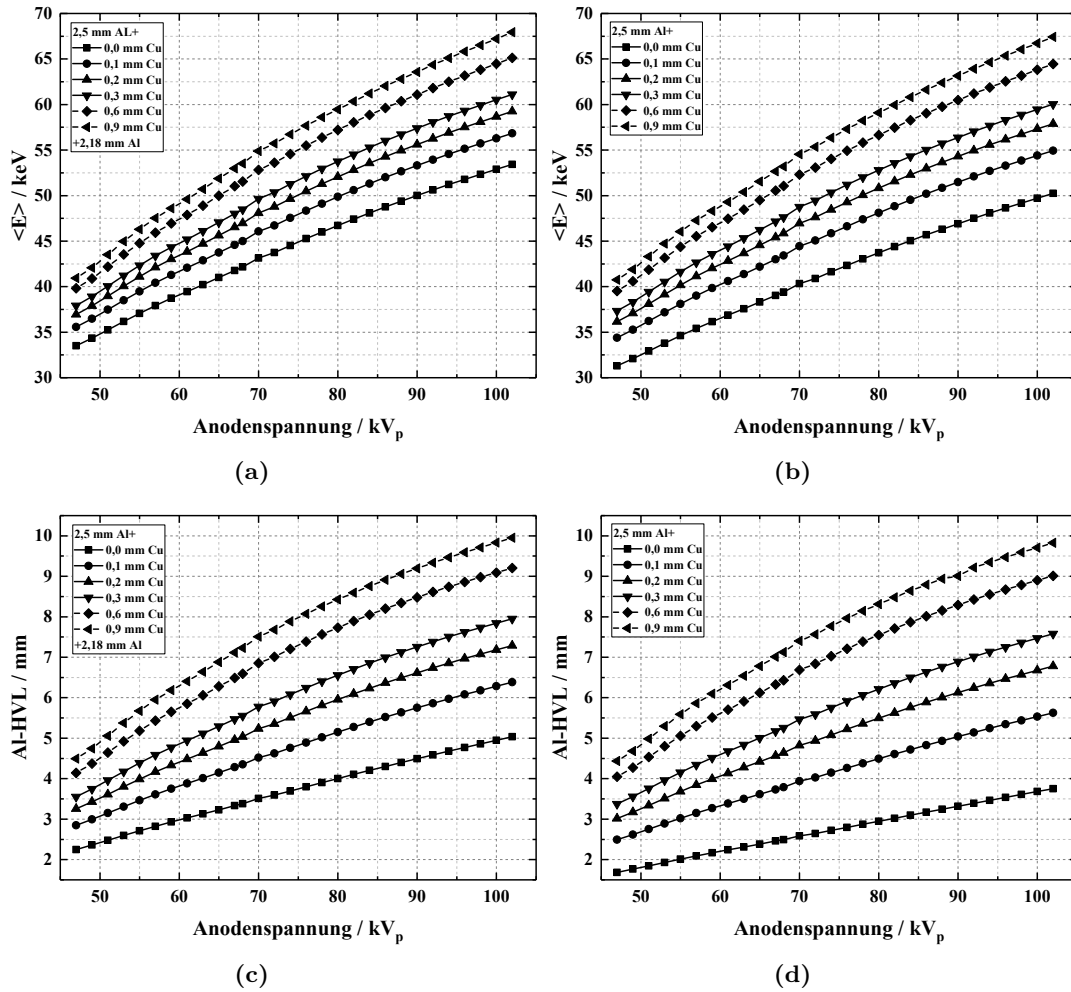
## 4 Konversionsfaktoren und Ermittlung der Patientenhautdosis

*In diesem Kapitel erfolgt die Vorstellung der gemessenen Konversionsfaktoren zur Ermittlung der lokalen Haut-Äquivalenzdosis im Schädelbereich. Dazu werden zunächst die Parameter ermittelt, welche die Konversionsfaktoren beeinflussen können. Speziell wird auf die simulierten Strahlungsqualitäten, die Abhängigkeit der DFP-Anzeige von der Strahlungsqualität, die Schwächung durch die Patientenlagerung und die Rückstreuung aufgrund des Patienten eingegangen. Zum Ende des Kapitels werden mithilfe der gemessenen Konversionsfaktoren die Hautdosisbelastungen von Patienten infolge einer mechanischen Thrombektomie untersucht und in Relation zu in der Literatur vorhandenen vergleichbaren Untersuchungen gesetzt. Die Angabe der Unsicherheiten erfolgt stets gemäß [DIN99] und zu einem Erweiterungsfaktor von  $k = 1$  (für nähere Angaben siehe Anhang A.1).*

### 4.1 Simulierte Röntgenspektren

Zur Berechnung der lokalen Haut-Äquivalenzdosis aus der gemessenen oder ermittelten Oberflächendosis gemäß Gleichung 3.11 wurden die spektralen Photon- und Energiefluenzen für alle an der Haut- beziehungsweise Phantomoberfläche auftretenden Strahlungsqualitäten simuliert. Dazu wurde neben den sechs unterschiedlichen Kupferfilterdicken und einer variierenden Anodenspannung auch die zusätzliche Aufhärtung durch die Patientenlagerung (siehe Tabelle 3.2) berücksichtigt. Bei den Simulationen wurde somit zwischen Untertischprojektionen, bei denen sich die Patientenlagerung zwischen Quelle und Patient befindet, und Übertischprojektionen differenziert.

Da dem Anwender die genauen spektralen Photon- beziehungsweise Energiefluenzen im Regelfall nicht zur Verfügung stehen, sind in Abbildung 4.1 die mittleren Energien und die Halbwertsdicken in Aluminium zur Charakterisierung der Strahlungsqualitäten dargestellt. Diese können bei praktischen Anwendungen zur Abschätzung des Wechselwirkungsverhaltens in anderen Materialien verwendet werden.



**Abbildung 4.1:** Simulierte mittlere Energien und Aluminium-HVL-Werte für an der Hautoberfläche auftretende Strahlungsqualitäten. Mittlere Energien bei (a) Untertischprojektionen und (b) Übertischprojektionen. Al-HVL-Werte bei (c) Untertischprojektionen und (d) Übertischprojektionen. (Die Werte gelten für eine Wolfram-Anode mit einem Winkel von  $12^\circ$  und einer Generatorwelligkeit von 2%)

## 4.2 Verifikation des Abstandsquadratgesetzes

Für die spätere Bestimmung der Haut-Äquivalenzdosis aus den Untersuchungsprotokollen ist der Geltungsbereich des Abstandsquadratgesetzes essentiell. Dessen Verifikation wurde mithilfe des in Abbildung 3.12 dargestellten Aufbaus für Quellen-Objekt-Abstände von 46 cm bis 78 cm durchgeführt.

Die gemessenen Luftkermaleistungen wurden auf ihren Maximalwert bei einem Abstand von 46 cm normiert und sind in Abbildung 4.2 dargestellt.

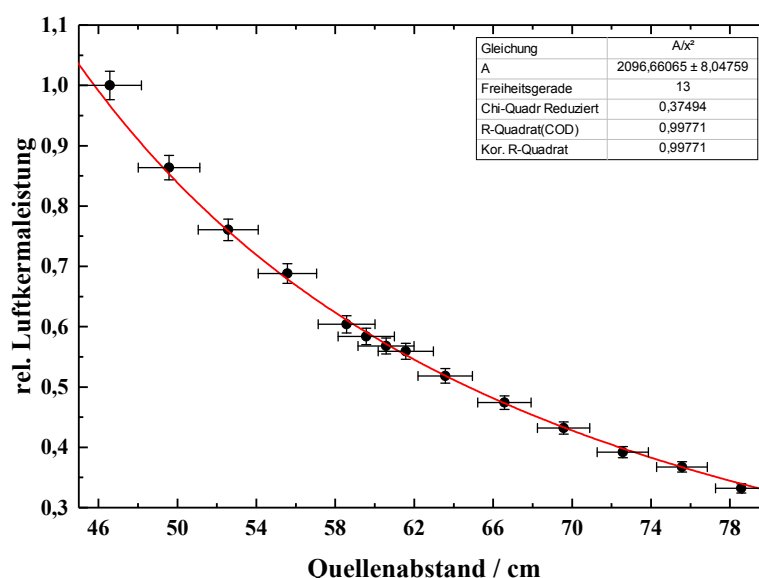
Die relativen Standardunsicherheiten der gemessenen Luftkermaleistungen betragen 2,35% und die der Abstandsangabe je nach Abstand zwischen 3,46% und 1,66%, wobei große Abstände geringere relative Unsicherheiten besitzen.

Als Anpassungsfunktion wird die Funktion

$$f(x) = A \cdot \frac{1}{x^2} \quad (4.1)$$

verwendet, wobei  $x$  der Abstand zur Quelle und  $A$  der Anpassungsparameter ist. Mit Hilfe des Iterationsalgorithmus Levenberg Marquardt, durchgeführt mit dem Programm OriginLab, ergibt sich für den Anpassungsparameter ein Wert von  $A = 2096,66 \pm 8,05$ , wobei die Konvergenzwahrscheinlichkeit gemäß  $\chi^2$ -Test nach [W11] 97,79 % beträgt. Der Wert für  $A$  weicht somit um weniger als 0,001 % vom gemäß des Abstandsquadratgesetzes erwarteten Wertes von  $A_{\text{theo}} = 2116$  ab.

Die minimalen positiven Residuen bei kleinen Abständen und negativen Residuen bei großen Abständen können durch die Schwächung des Photonenstrahls in Luft erklärt werden. Diese Abweichungen sind jedoch so gering, dass im Rahmen der betrachteten Abstände und der Anforderungen an die Messgenauigkeit die Schwächung durch Luft vernachlässigt werden kann. Die Zu- und Abnahme der Dosisleistung in Abhängigkeit vom Abstand kann somit im Folgenden ohne weitere Einschränkungen durch das Abstandsquadratgesetz beschrieben werden, sofern sich kein anderes Medium als Luft im betrachteten Bereich befindet.

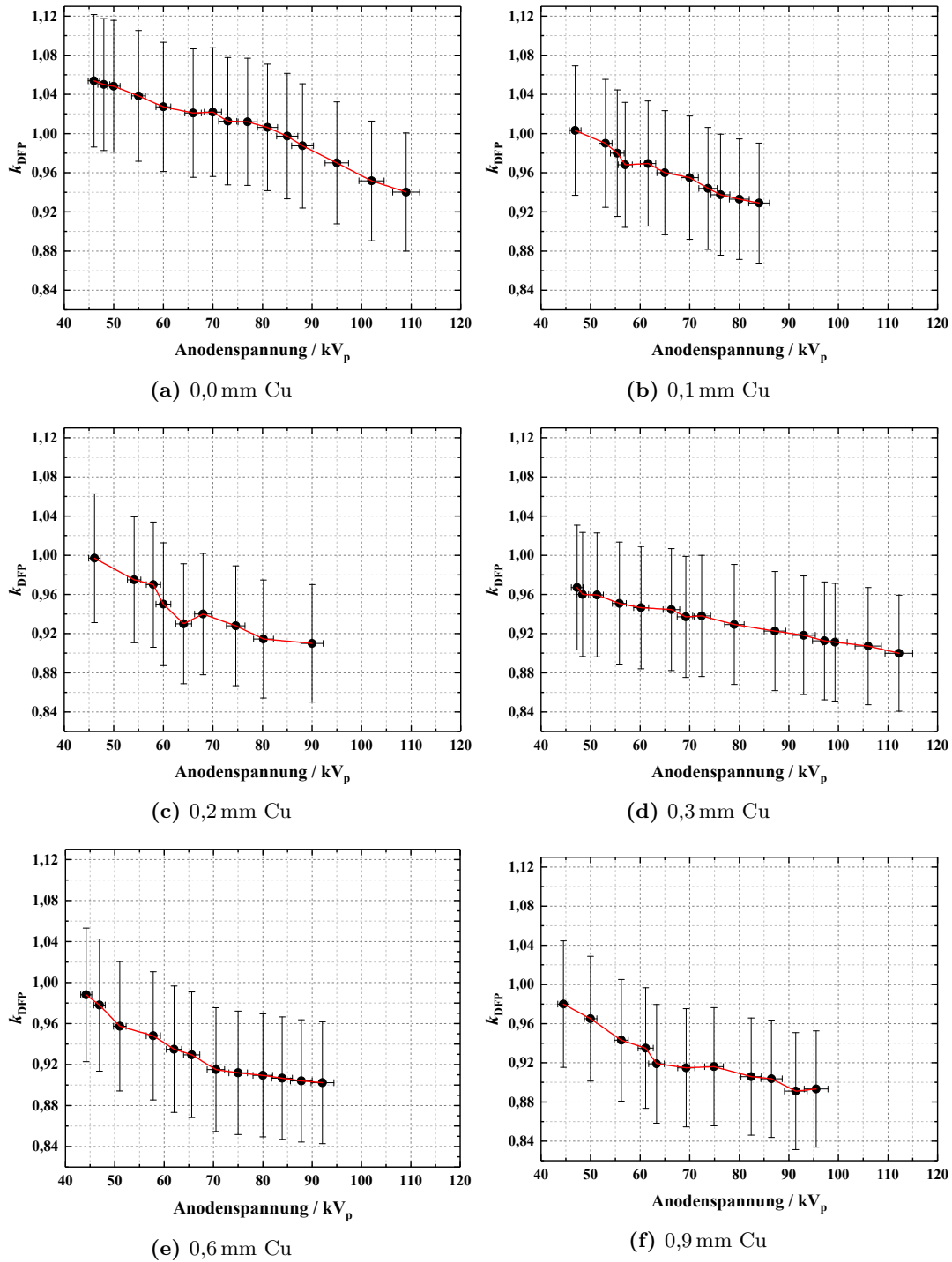


**Abbildung 4.2:** Relative Luftkermaleistung (normiert auf den Maximalwert bei 46 cm) in Abhängigkeit vom Quellenabstand. Rot dargestellt ist die Anpassungsfunktion.

### 4.3 Strahlungsqualitätskorrektur des DFP-Monitorings

Die DFP-Anzeige des DIAMENTORS K2S wird bezüglich variierender Strahlungsqualitäten nicht korrigiert, sondern stattdessen mit einem erheblichen Anteil von circa 4,6 % [DIN01b] in der Unsicherheitsangabe berücksichtigt. Da es bei der Verwendung verschiedener Durchleuchtungs- und Aufnahmemodi jedoch zu großen Unterschieden hinsichtlich der Strahlungsqualität kommen kann, wurden zur Erhöhung der Genauigkeit Messungen zur Ermittlung eines Korrekturfaktors  $k_{\text{DFP}}$  bezüglich der Strahlungsqualitätsabhängigkeit der DFP-Kammer durchgeführt. Die gemessenen Korrekturen

onsfaktoren sind in Abbildung 4.3 in Abhängigkeit von der Anodenspannung für jede wählbare Kupferfilterstärke dargestellt.



**Abbildung 4.3:** Korrekturfaktoren des DFP-Monitorings in Abhängigkeit von der Anodenspannung und der zusätzlichen Kupferfilterung (Cu). Zwischen den Messwerten wird eine lineare Interpolation empfohlen.

Mit zunehmender Anodenspannung beziehungsweise Kupferfilterdicke kommt es zu ei-

nem Anstieg der mittleren Energie des Röntgenspektrums, sodass auch Energie und Reichweite der in der DIAMENTOR-Kammerwand erzeugten Sekundärelektronen zunehmen. Die Bedingungen des geforderten Sekundärelektronengleichgewichts sind somit nicht für alle Strahlenqualitäten erfüllt. Dies resultiert in einem Anstieg des DFP-Messwertes bei höheren Strahlungsqualitäten und somit in dem beobachtbaren Abfall des Korrekturfaktors  $k_{\text{DFP}}$ . Da der funktionale Verlauf dieses Effekts nicht genau bekannt ist, erscheint eine lineare Interpolation zwischen den Messwerten am geeignetsten. Mithilfe des Korrekturfaktors lässt sich die relative Standardunsicherheit des DFP-Monitorings von 7,5 % auf 6,43 % ohne Kupferfilterung und 6,6 % mit zusätzlicher Kupferfilterung verbessern.

#### 4.4 Schwächung durch die Patientenlagerung

Bei Untertischprojektionen beziehungsweise p.-a.-Projektionen kommt es durch die Patientenlagerung, bestehend aus Tisch, Matratze und Kopfstütze, zu einer zusätzlichen Schwächung des Nutzstrahlenbündels. Für eine korrekte Abschätzung der Einfalldosis muss das gemessene Dosisflächenprodukt somit bei Untertischprojektionen mit einem Schwächungsfaktor  $k_{\text{Tisch}}$  multipliziert werden.

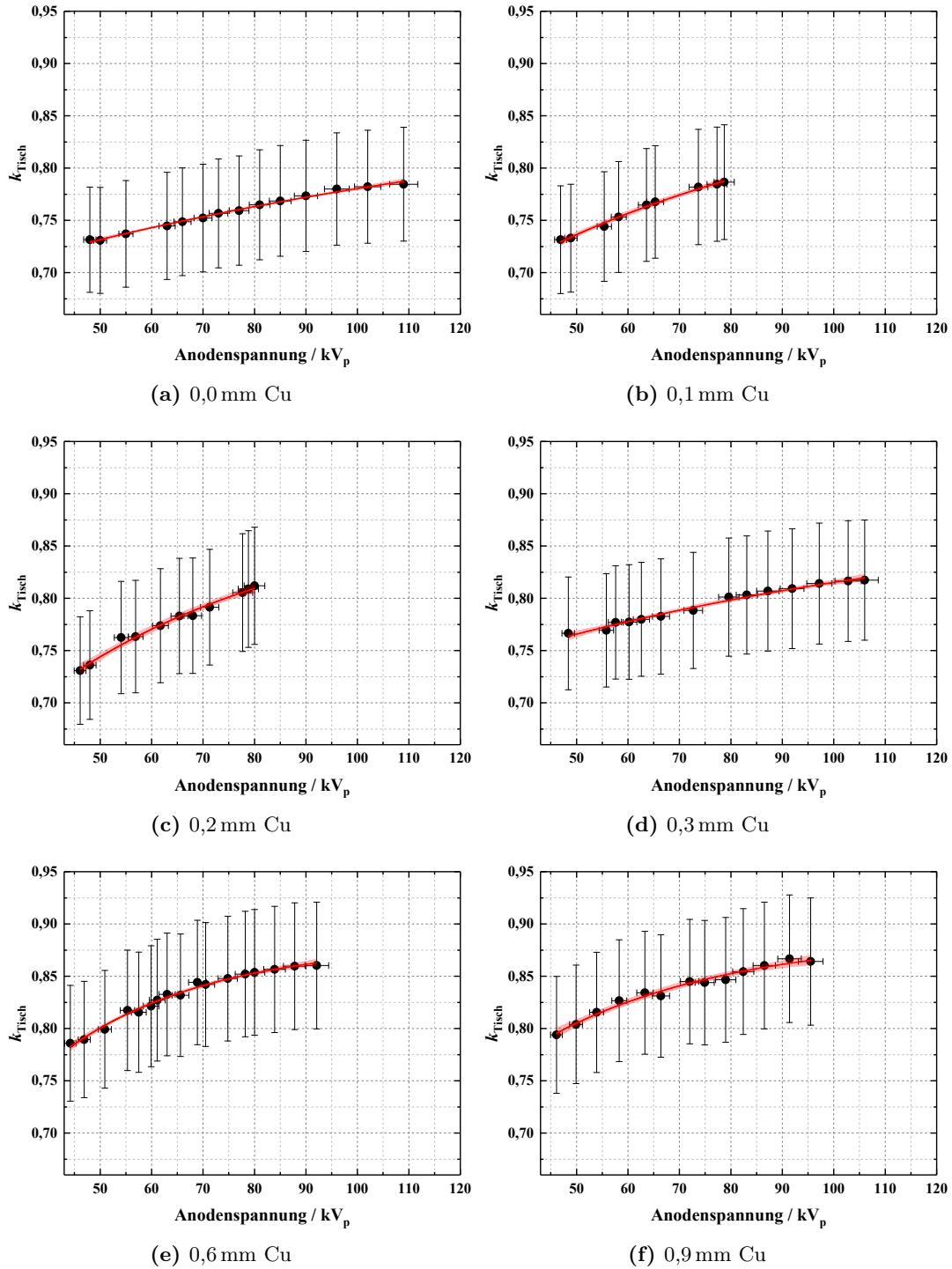
In Abbildung 4.4 sind die gemessenen Schwächungsfaktoren in Abhängigkeit von der Anodenspannung für jede wählbare Kupferfilterstärke dargestellt. Die Messwerte liegen in einem Bereich zwischen 0,73 und 0,88. Der in der Literatur oft zu findende Wert von 0,7 ist somit als etwas zu gering einzuschätzen. Der beobachtbare Anstieg des Schwächungsfaktors mit zunehmender Strahlungsqualität lässt sich durch die Abnahme des Massenschwächungskoeffizienten erklären, welcher durch die zunehmende Dominanz der Compton-Streuung in eine vorübergehende Sättigung läuft (siehe auch Abbildung 2.2). Der Verlauf des Schwächungsfaktors lässt sich somit im betrachteten Energiebereich durch eine Sättigungsfunktion der Form  $f(x) = a - b \cdot c^x$  mit zufriedenstellender Genauigkeit beschreiben.

Mithilfe des Levenberg Marquardt Iterationsalgorithmus ergeben sich für die einzelnen Kupferfilterstärken in Abhängigkeit von der Anodenspannung  $U_A$  folgende Anpassungsfunktionen für  $k_{\text{Tisch}}$ :

$$\begin{aligned} k_{\text{Tisch } 0,0}(U_A) &= 0,88 - 0,22 \cdot 0,99^{U_A} \\ k_{\text{Tisch } 0,1}(U_A) &= 0,89 - 0,31 \cdot 0,99^{U_A} \\ k_{\text{Tisch } 0,2}(U_A) &= 0,89 - 0,39 \cdot 0,98^{U_A} \\ k_{\text{Tisch } 0,3}(U_A) &= 0,89 - 0,21 \cdot 0,99^{U_A} \\ k_{\text{Tisch } 0,6}(U_A) &= 0,88 - 0,46 \cdot 0,97^{U_A} \\ k_{\text{Tisch } 0,9}(U_A) &= 0,89 - 0,34 \cdot 0,97^{U_A} \end{aligned}$$

Der zweite Index gibt jeweils an, um welche Kupferfilterstärke es sich handelt. Der  $\chi^2$ -Test liefert für alle sechs Funktionen eine Konvergenzwahrscheinlichkeit von  $\geq 97\%$ . Es liegen zudem alle Messwerte in den 95 % Konfidenzintervallen der Funktionen.

Der so berechnete Schwächungsfaktor ist mit einer relativen Standardunsicherheit von 6,89 % ohne Kupferfilterung und 7,05 % mit zusätzlicher Kupferfilterung zu belegen. Die Unsicherheit der Anodenspannung von 2,5 % ist dabei noch nicht berücksichtigt.



**Abbildung 4.4:** Schwächungsfaktoren der Patientenlagerung in Abhängigkeit von der Anodenspannung und der zusätzlichen Kupferfilterung (Cu). Die Anpassungsfunktionen sind rot und die zugehörigen 95 %-Konfidenzbänder transparent dargestellt.

## 4.5 Rückstrefaktoren am Alderson-Rando Kopfphantom

Aufgrund der in Abschnitt 2.1.1 beschriebenen Rückstreuung kommt es zu einem Anstieg der Oberflächendosis relativ zur Einfalldosis. Dieser Anstieg wird durch den Rückstrefaktor  $B$  berücksichtigt. Der Wert von  $B$  hängt stark von der Strahlungsqualität und dem bestrahlten Objekt ab.

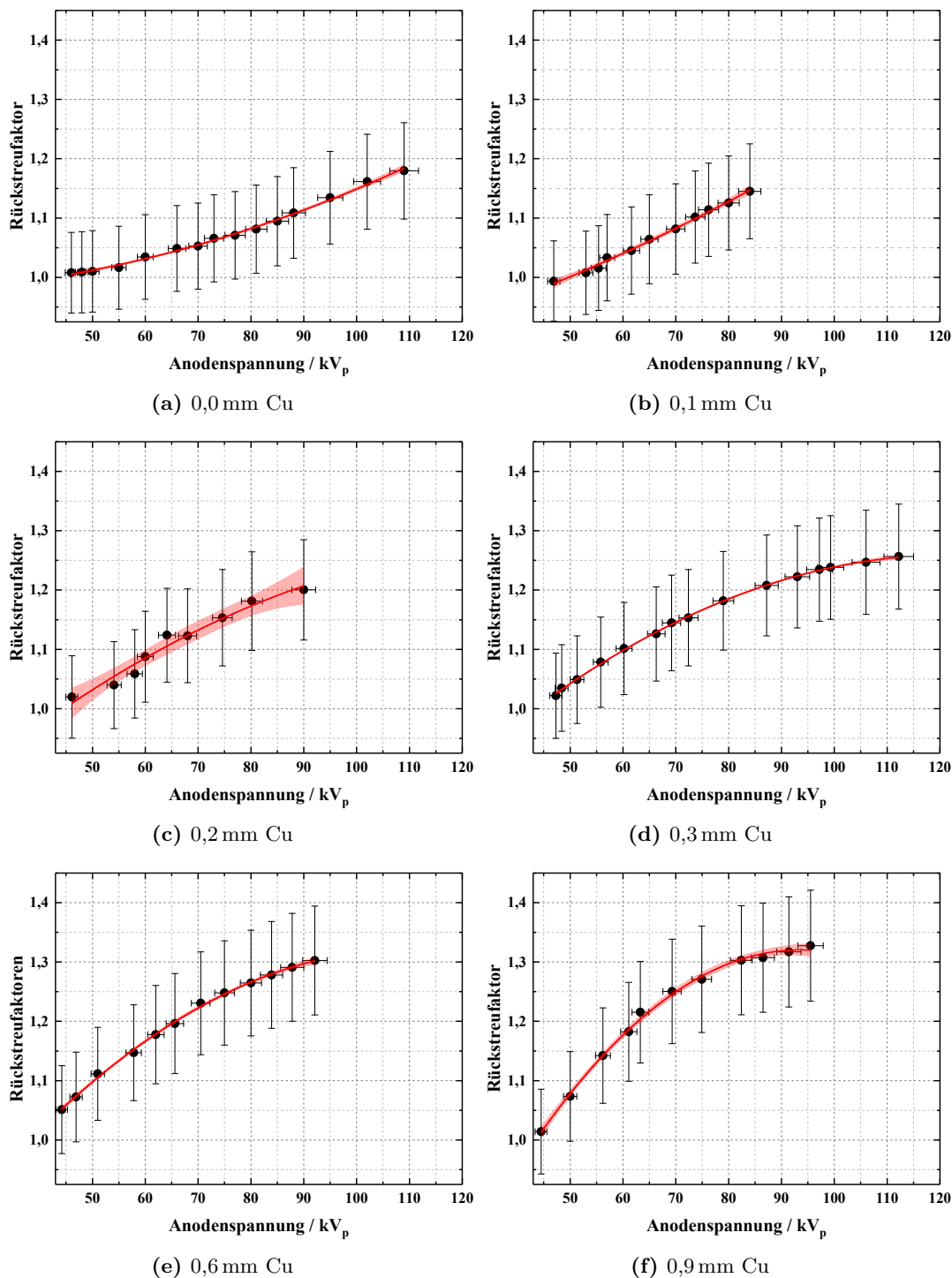
Die am Alderson-Rando Kopfphantom in Abhängigkeit von der Strahlungsqualität gemessenen Rückstrefaktoren sind in Abbildung 4.5 dargestellt. Es treten somit Rückstrefaktoren zwischen 1 und 1,33 auf. Bedingt durch die zunehmende Dominanz der Compton-Streuung gegenüber dem Photoeffekt kommt es zu einem Anstieg der Rückstrefaktoren bei höheren Strahlungsqualitäten. Im weiteren Verlauf ist auch ein Abfall der Rückstrefaktoren zu erwarten, da bei steigenden Photonenenergien die relative Wahrscheinlichkeit für Rückstreuungen gemäß Klein-Nishina-Wirkungsquerschnitt wieder abnimmt (siehe auch Abbildung 2.1). Dementsprechend ist zwischen den Kupferfilterstärken von 0,1 mm und 0,3 mm ein Vorzeichenwechsel des Krümmungsverhaltens, der konsistent mit dem Verlauf der Rückstrefaktoren gemäß [Fea04] ist, zu beobachten. Im betrachteten Energiebereich lässt sich der Verlauf des Rückstrefaktors somit sehr gut durch ein Polynom 2. Grades beschreiben. Es sei darauf hingewiesen, dass sich dieses nicht zum Extrapolieren der Messwerte eignet, da Rückstrefaktoren  $< 0$  physikalisch nicht sinnvoll sind.

Mithilfe des Levenberg Marquardt Iterationsalgorithmus ergeben sich für die einzelnen Kupferfilterstärken in Abhängigkeit von der Anodenspannung  $U_A$  folgende Anpassungsfunktionen für  $B$ :

$$\begin{aligned}
 B_{0,0}(U_A) &= 1,99 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 - 2,56 \cdot 10^{-4} \cdot U_A + 0,97 \\
 B_{0,1}(U_A) &= 1,53 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 2,24 \cdot 10^{-3} \cdot U_A + 0,85 \\
 B_{0,2}(U_A) &= -3,26 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 8,94 \cdot 10^{-3} \cdot U_A + 0,67 \\
 B_{0,3}(U_A) &= -4,15 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 1,02 \cdot 10^{-2} \cdot U_A + 0,64 \\
 B_{0,6}(U_A) &= -6,27 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 1,38 \cdot 10^{-2} \cdot U_A + 0,57 \\
 B_{0,9}(U_A) &= -1,28 \cdot 10^{-4} \cdot U_A^2 + 2,39 \cdot 10^{-2} \cdot U_A + 0,20
 \end{aligned}$$

Der Index gibt jeweils an, um welche Kupferfilterstärke es sich handelt. Der  $\chi^2$ -Test ergibt für alle sechs Funktionen eine Konvergenzwahrscheinlichkeit von  $> 95\%$ . Zudem liegt der Großteil der Messwerte in den  $95\%$  Konfidenzintervallen der Funktionen.

Der so berechnete Rückstrefaktor ist mit einer relativen Standardunsicherheiten von  $6,89\%$  ohne Kupferfilterung und  $7,05\%$  mit zusätzlicher Kupferfilterung zu belegen. Die Unsicherheit der Anodenspannung von  $2,5\%$  ist dabei noch nicht berücksichtigt. Diesen Ergebnissen liegen Messungen mit einer Feldgröße von  $(132,07 \times 131,70) \text{ mm}^2$  zugrunde. Eine signifikante Abhängigkeit des Rückstrefaktors von der Feldgröße konnte für Feldgrößen zwischen  $(140 \times 140) \text{ mm}^2$  und  $(90 \times 90) \text{ mm}^2$  nicht beobachtet werden. Bei davon abweichenden Feldern kann eine Abhängigkeit des Rückstrefaktors jedoch nicht ausgeschlossen werden.



**Abbildung 4.5:** Rückstreufaktoren des Alderson-Rando Kopfphantoms in Abhängigkeit von der Anodenspannung und der zusätzlichen Kupferfilterung (Cu). Die Anpassungsfunktionen (Polynome 2. Grades) sind rot und die zugehörigen 95%-Konfidenzbänder transparent dargestellt.

## 4.6 Konversionsfaktoren zur Bestimmung der Oberflächendosis

Zur Ermittlung der Oberflächendosis aus dem protokollierten Dosisflächenprodukt wird, neben der Feldgröße an der Patientenoberfläche, ein sogenannter Konversionsfaktor  $f_O$  benötigt. Dieser setzt sich in erster Linie aus der Strahlungsqualitätsabhängigkeit der DFP-Kammer und der Rückstreuung des Patienten zusammen, wobei bei Untertischprojektionen zudem die Schwächung durch die Patientenlagerung berücksichtigt wird. Der Wert des Konversionsfaktors hängt somit von der Strahlungsqualität, dem bestrahlten Objekt und der Projektionsrichtung ab.

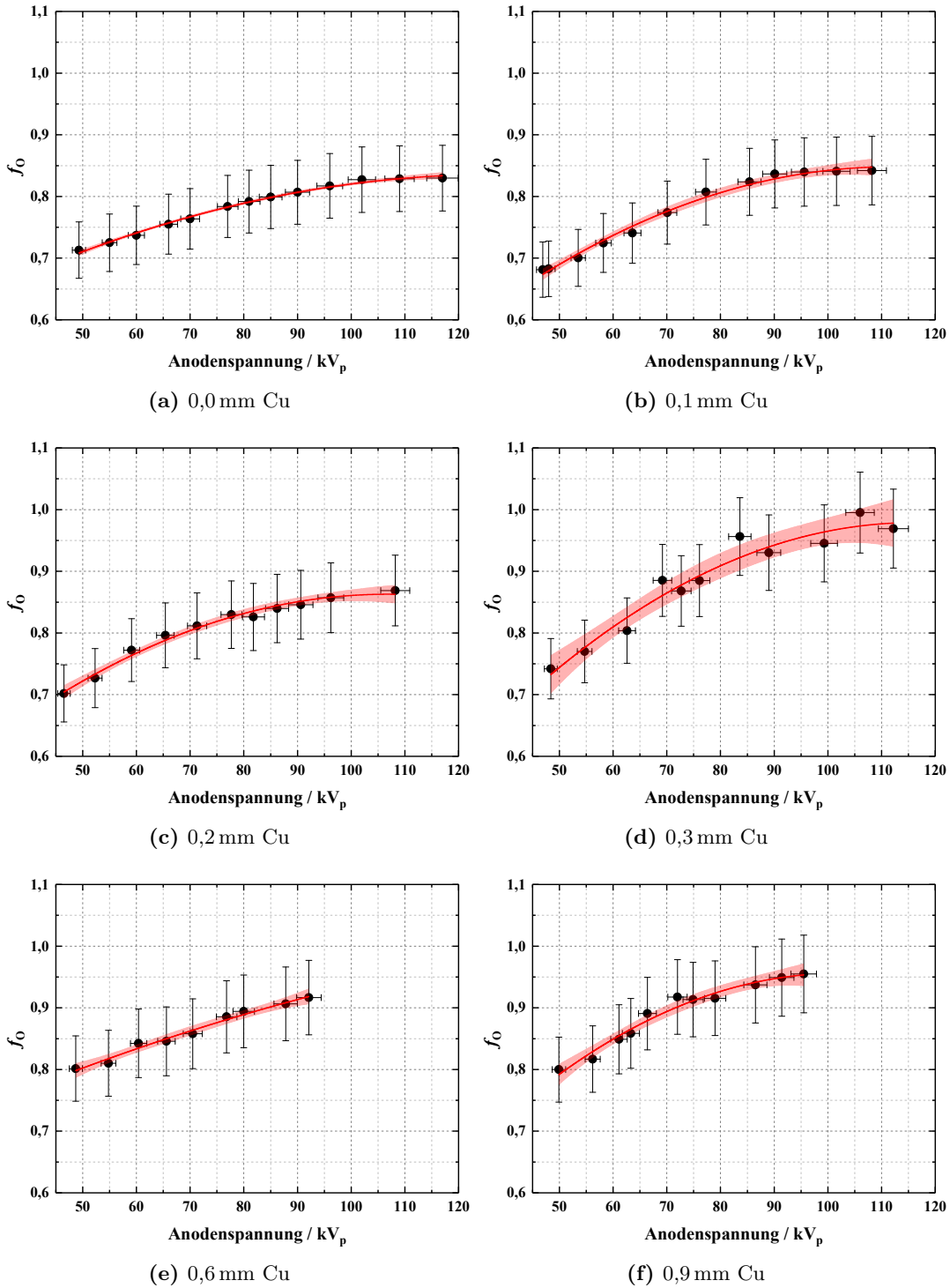
Die am Alderson-Rando Kopfphantom in Abhängigkeit von der Strahlungsqualität gemessenen Konversionsfaktoren sind für Untertischprojektionen in Abbildung 4.6 und für Übertischprojektionen in Abbildung 4.7 dargestellt. Da die Rückstreuung gegenüber der Strahlungsqualitätsabhängigkeit der DFP-Kammer dominiert, besitzt der Konversionsfaktor mit größer werdender Strahlungsqualität ansteigenden Charakter. Dieser Anstieg ist bei Untertischprojektionen aufgrund der geringer werdenden Schwächung durch die Patientenlagerung stärker ausgeprägt als bei Übertischprojektionen. Durch die im vorigen Abschnitt beschriebene Charakteristik des Rückstreufaktors ist bei höheren Energien mit einem Abfall des Konversionsfaktors zu rechnen. Somit lässt sich auch hier der Verlauf des Konversionsfaktors im betrachteten Energiebereich mit hinreichender Genauigkeit durch ein Polynom 2. Grades nähern. Die Anpassungsfunktionen wurden wiederum mithilfe des Levenberg Marquardt Iterationsalgorithmus bestimmt. Bei Untertischprojektionen ergeben sich für  $f_O$  in Abhängigkeit von der Anodenspannung  $U_A$  bei den einzelnen Kupferfilterstärken folgende Funktionen:

$$\begin{aligned}
 f_{O\ 0,0}(U_A) &= -2,10 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 5,35 \cdot 10^{-3} \cdot U_A + 0,49 \\
 f_{O\ 0,1}(U_A) &= -4,14 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 9,25 \cdot 10^{-3} \cdot U_A + 0,33 \\
 f_{O\ 0,2}(U_A) &= -4,37 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 9,33 \cdot 10^{-3} \cdot U_A + 0,36 \\
 f_{O\ 0,3}(U_A) &= -5,38 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 1,25 \cdot 10^{-2} \cdot U_A + 0,25 \\
 f_{O\ 0,6}(U_A) &= -1,12 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 4,35 \cdot 10^{-3} \cdot U_A + 0,61 \\
 f_{O\ 0,9}(U_A) &= -6,06 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 1,23 \cdot 10^{-2} \cdot U_A + 0,33
 \end{aligned}$$

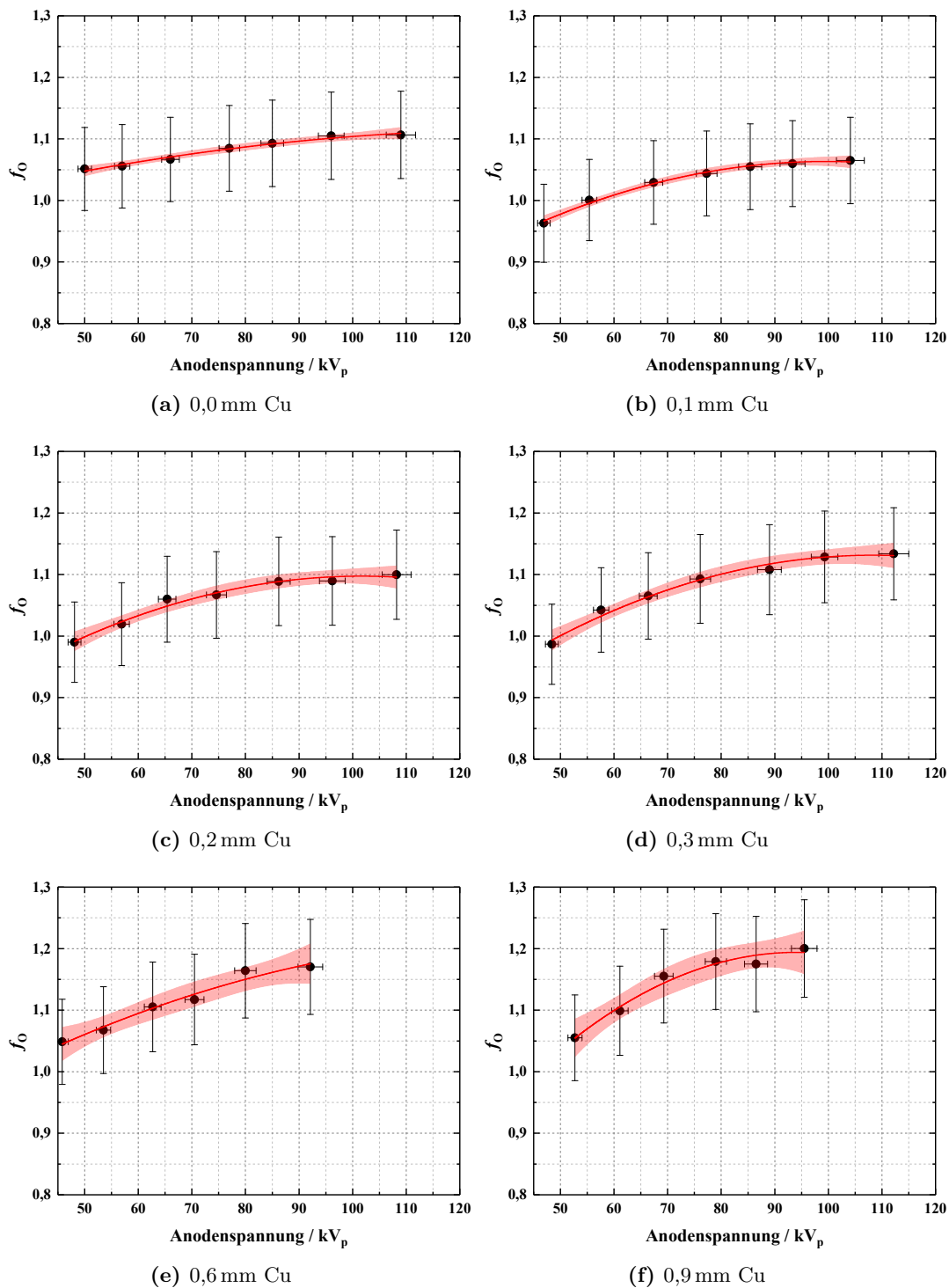
Bei Übertischprojektionen ergeben sich entsprechend folgende Funktionen:

$$\begin{aligned}
 f_{O\ 0,0}(U_A) &= -9,21 \cdot 10^{-6} \cdot U_A^2 + 2,51 \cdot 10^{-3} \cdot U_A + 0,95 \\
 f_{O\ 0,1}(U_A) &= -3,49 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 6,94 \cdot 10^{-3} \cdot U_A + 0,72 \\
 f_{O\ 0,2}(U_A) &= -3,69 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 7,50 \cdot 10^{-3} \cdot U_A + 0,72 \\
 f_{O\ 0,3}(U_A) &= -3,85 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 8,34 \cdot 10^{-3} \cdot U_A + 0,68 \\
 f_{O\ 0,6}(U_A) &= -2,16 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 5,79 \cdot 10^{-3} \cdot U_A + 0,82 \\
 f_{O\ 0,9}(U_A) &= -8,16 \cdot 10^{-5} \cdot U_A^2 + 1,53 \cdot 10^{-2} \cdot U_A + 0,47
 \end{aligned}$$

Der Index gibt jeweils an, um welche Kupferfilterstärke es sich handelt. Der  $\chi^2$ -Test liefert für alle sechs Funktionen eine Konvergenzwahrscheinlichkeit von  $> 94\%$ . Zudem liegt der Großteil der Messwerte in den  $95\%$  Konfidenzintervallen der Funktionen.



**Abbildung 4.6:** Konversionsfaktoren zur Ermittlung der Oberflächendosis bei Untertischprojektionen (Patientenlagerung zwischen Quelle und Patient) in Abhängigkeit von der Anodenspannung und der zusätzlichen Kupferfilterung (Cu). Die Anpassungsfunktionen (Polynome 2. Grades) sind rot und die zugehörigen 95%-Konfidenzbänder transparent dargestellt.



**Abbildung 4.7:** Konversionsfaktoren zur Ermittlung der Oberflächendosis bei Übertischprojektionen (Kein Material zwischen Quelle und Patient) in Abhängigkeit von der Anodenspannung und der zusätzlichen Kupferfilterung (Cu). Die Anpassungsfunktionen (Polynome 2. Grades) sind rot und die zugehörigen 95%-Konfidenzbänder transparent dargestellt.

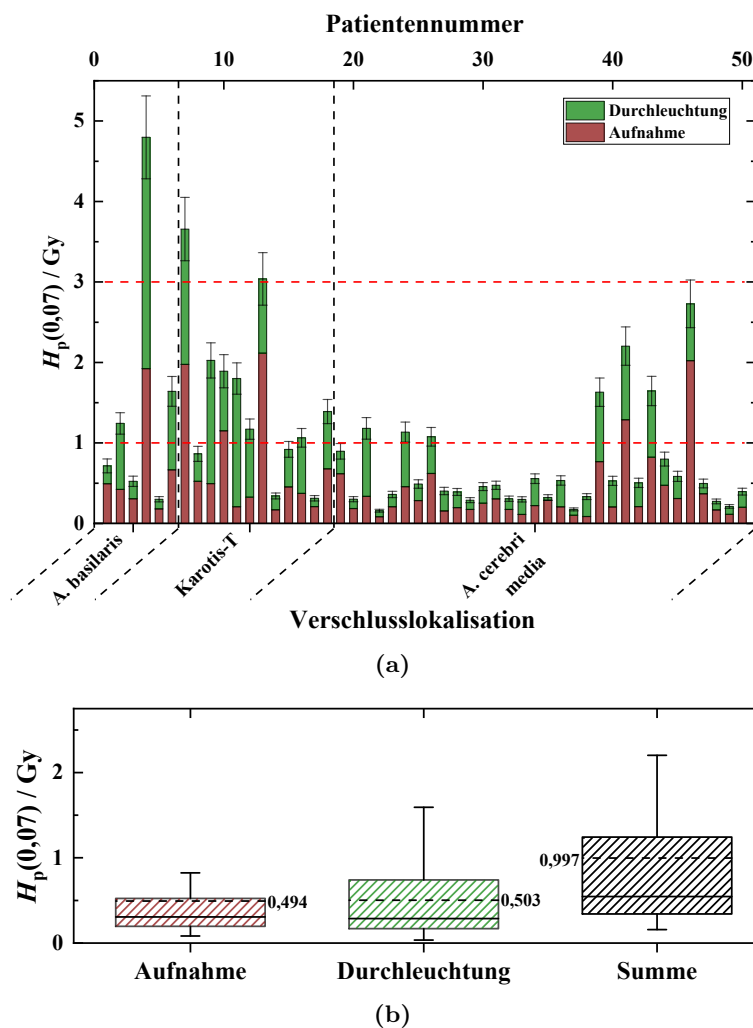
Der so berechnete Konversionsfaktor ist mit einer relativen Standardunsicherheiten von 6,43 % ohne Kupferfilterung und 6,6 % mit zusätzlicher Kupferfilterung zu belegen. Die Unsicherheit der Anodenspannung von 2,5 % ist dabei noch nicht berücksichtigt.

Auch hier sei darauf hingewiesen, dass die Aufnahme der Messwerte bei Feldgrößen von  $(132,07 \times 131,70) \text{ mm}^2$  und  $(136,47 \times 136,20) \text{ mm}^2$  erfolgte. Für Feldgrößen zwischen  $(140 \times 140) \text{ mm}^2$  und  $(90 \times 90) \text{ mm}^2$  konnte zwar keine signifikante Abhängigkeit des Konversionsfaktors beobachtet, für davon abweichende Feldgrößen sollte dies jedoch keinesfalls ausgeschlossen werden.

### 4.7 Kurzstudie zur Patientenhautexposition bei der mechanischen Thrombektomie

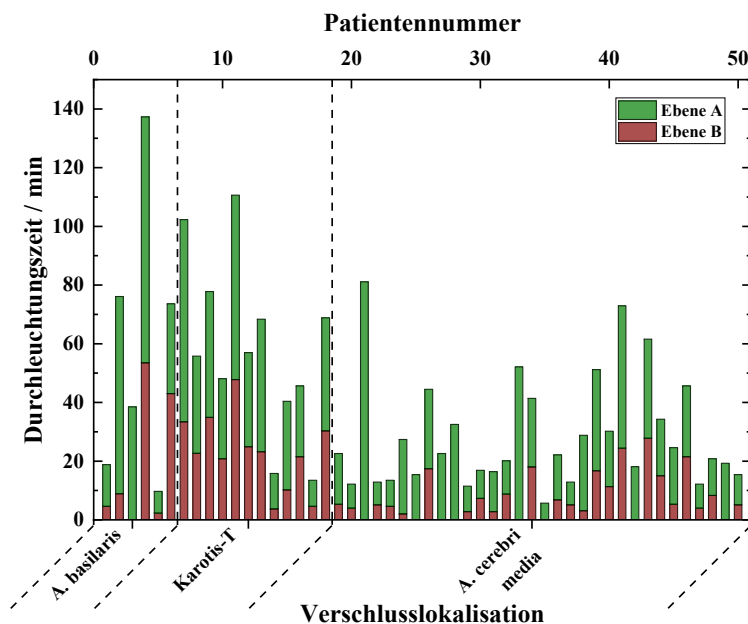
Mithilfe der im vorangegangenen Abschnitt ermittelten Konversionsfaktoren und der simulierten Röntgenspektren konnte eine retrospektive Kurzstudie bezüglich der Patientenhautdosisbelastung infolge einer neuroangiographischen Intervention durchgeführt werden. Dazu wurden die Untersuchungsprotokolle von 50 Patienten ausgewertet, die sich im Frühjahr 2017 in der Klinik für Neuroradiologie des Klinikzentrums Dortmund einer mechanischen Thrombektomie unterzogen haben. Das Patientenalter zum Zeitpunkt der Intervention reicht von 23 Jahren bis 88 Jahren und betrug durchschnittlich 72,7 Jahre (der Median betrug 78 Jahre). Die behandelten Verschlüsse betrafen die Arteria cerebri media (M1- und M2-Segment), die Arteria carotis interna, die Arteria carotis communis, die Arteria vertebralis und die Arteria basilaris. Die Prävalenz für Frauen gegenüber der für Männer war im Verhältnis 3 zu 2 erhöht.

Die maximalen lokalen Haut-Äquivalenzdosiswerte der betrachteten Patientengruppe sowie deren statistische Verteilung können in Abbildung 4.8 nachvollzogen werden. Die Werte reichen von 0,158 Gy bis zu 4,80 Gy, wobei der Mittelwert bei circa 1 Gy liegt und die geschätzten Standardunsicherheiten zwischen 10 und 12 % betragen. Gemäß Abbildung 4.8(a) kommt es in 3 von 50 Fällen (dies entspricht 6 %) zu einer Überschreitung der durchschnittlichen Schwellendosis von 3 Gy für strahleninduzierte Hautreaktionen (siehe auch Tabelle 2.2). Aufgrund des fortgeschrittenen Alters der meisten Patienten und den damit verbundenen degenerierten Zellerneuerungsmechanismen sind Hautreaktionen jedoch auch bei niedrigeren Dosiswerten zu erwarten. Da die Patienten zudem durch mehrere vorangegangene diagnostische CTs vorbelastet sind, erscheint die Definition einer konservativeren „Überwachungsdosis“ von 1 Gy nicht unvernünftig. Diese wird in 18 von 50 Fällen (36 %) und somit einem nicht unerheblichen Anteil überschritten. Der Großteil der Patienten erfährt somit jedoch eine bezüglich Hautreaktionen unbedenkliche Dosisbelastung von weniger als 1 Gy. Dies wird durch die rechtsschiefe Lage des Medians bei 0,54 Gy in Abbildung 4.8(b) unterstrichen. Die Beiträge von Durchleuchtung und DSA-Sequenzen zur lokalen Haut-Äquivalenzdosis sind als etwa gleich stark zu bewerten, wobei die Durchleuchtung leicht höhere Maximalwerte aufweist. Die mittlere lokale Haut-Äquivalenzdosis aufgrund von Durchleuchtung beträgt 0,50 Gy und aufgrund von DSA-Sequenzen 0,49 Gy.

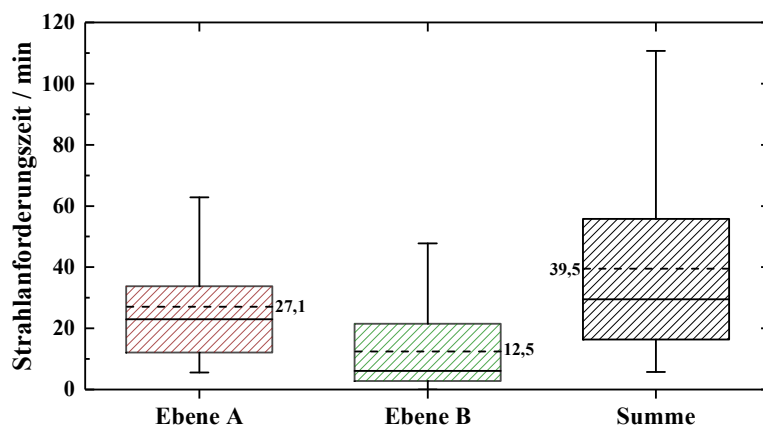


**Abbildung 4.8:** Maximale Lokale Haut-Äquivalenzdosiswerte einer Patientengruppe, die sich einer mechanischen Thrombektomie unterzogen haben. (a) Balkendiagramm der untersuchten Patienten mit eingezeichnetem Grenzwert für Hautreaktionen bei 3 Gy. (b) Boxplots der applizierten lokalen Haut-Äquivalenzdosis (der jeweilige Mittelwert ist segmentiert und der Median kompakt dargestellt). Die maximale Länge der Whisker ist auf das 1,5-Fache des Interquartilsabstands beschränkt.

In Abbildung 4.9 sind die auftretenden Strahlanforderungszeiten mit der Unterteilung in die beiden zur Verfügung stehenden Ebenen dargestellt. Demnach reicht die Strahlanforderungszeit von 5,7 Minuten bis zu 137,3 Minuten und beträgt im Mittel 39,5 Minuten. Bei der durchgängig verwendeten Pulsrate von 10 P/s kann es somit zur Aufnahme von bis zu 82.380 Durchleuchtungsbildern während einer Untersuchung kommen. Der Beitrag der Ebene A (im Mittel 27,1 Minuten) ist dabei signifikant höher als der der Ebene B (im Mittel 12,5 Minuten). Bei 8 von 50 Patienten (18 %) wird nur die Ebene A verwendet und somit monoplanar gearbeitet. Ein Vergleich mit Abbildung 4.8(a) zeigt, dass mit einer Ausnahme alle monoplanar durchgeführten Interventionen zu unbedenklichen Hautdosisbelastungen von unter 1 Gy führen, sodass biplanare Durchleuchtungen nur erfolgen sollten, sofern die Umstände dies dringend erfordern.



(a)

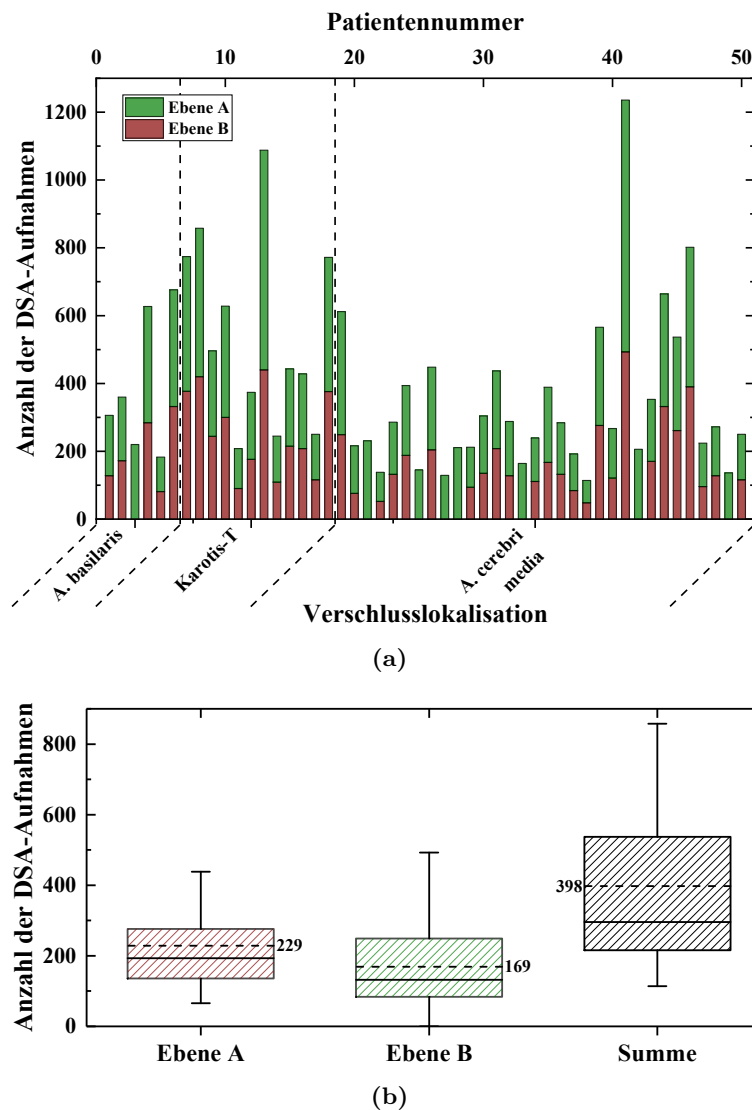


(b)

**Abbildung 4.9:** Bei der mechanischen Thrombektomie entstehende Strahlanforderungszeiten. (a) Balkendiagramm der untersuchten Patienten. (b) Boxplots der Strahlanforderungszeit (der jeweilige Mittelwert ist segmentiert und der Median kompakt dargestellt). Die maximale Länge der Whisker ist auf das 1,5-Fache des Interquartilsabstands beschränkt.

Die Anzahlen der bei den Untersuchungen entstehenden DSA-Aufnahmen können der Abbildung 4.10 entnommen werden. Auch hier erfolgt eine Untergliederung in das Boden- (Ebene A) und Deckenstativ (Ebene B). Pro Untersuchung kommt es gemäß Abbildung 4.10(a) zu 114 bis 1.236 und im Mittel zu 398 DSA-Aufnahmen. Bei der im Regelfall verwendeten Bildrate von 4B/s und einer durchschnittlichen Sequenzdauer von 6 s werden somit bis zu 52 DSA-Sequenzen pro Untersuchung gefahren. Im Gegensatz zur Durchleuchtung zeigt sich bei biplanarer Anwendung keine signifikante Dominanz einer der beiden Ebenen. Die durchschnittliche Anzahl der Aufnahmen mit Ebene A beträgt 229 und der Ebene B beziehungsweise 212, wenn die monoplanar durchgeführten Untersuchungen unberücksichtigt bleiben. Sofern die zweite Ebene zu

Untersuchungsbeginn angewählt wurde, wird somit der Großteil der DSA-Sequenzen biplan durchgeführt. In Einzelfällen durchgeführte 3D-Rotationsangiographien werden in der Statistik nicht berücksichtigt. Diese können jedoch zu bis zu 600 zusätzlichen Aufnahmen führen.



**Abbildung 4.10:** Anzahl der durchgeführten DSA-Aufnahmen. (a) Balkendiagramm der untersuchten Patienten. (b) Boxplots der Aufnahmeanzahl (der jeweilige Mittelwert ist segmentiert und der Median kompakt dargestellt). Die maximale Länge der Whisker ist auf das 1,5-Fache des Interquartilsabstands beschränkt.

Um dem Anwender die Möglichkeit zu bieten, während der Untersuchung die bereits applizierte lokale Haut-Äquivalenzdosis abzuschätzen, wäre eine Korrelation zwischen  $H_p(0,07)$  und einem der Monitoring-Parameter wünschenswert. Eine Korrelation zwischen angezeigter Strahlanforderungszeit und der Hautdosis ist wenig sinnvoll, da diese die Exposition aufgrund von DSA-Sequenzen oder 3D-Rotationsangiographien nicht erfasst. Somit käme es zu extremen Über- oder Unterschätzungen der Hautdosis. Eine weitere Möglichkeit bietet das direkt gemessene Dosisflächenprodukt, das auch

zur Abschätzung der effektiven Dosis verwendet wird. Der Zusammenhang zwischen  $H_p(0,07)$  und protokolliertem DFP ist in Abbildung 4.11(a) zu sehen. Die lineare Anpassung an eine Ursprungsgerade liefert folgende Steigung:

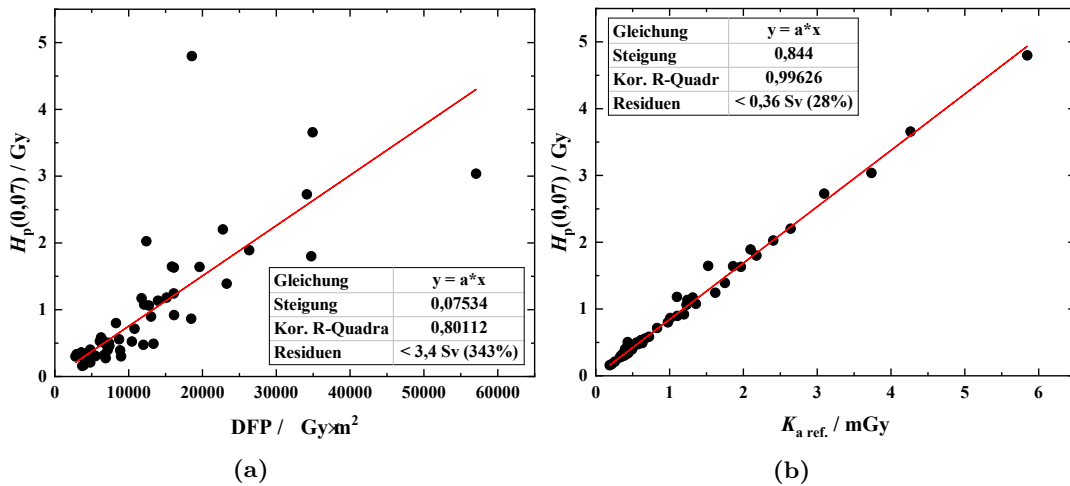
$$f_{H_p(0,07)}(\text{DFP}) = 0,0753 \pm 0,0104 \quad (4.2)$$

Zwar ist mit steigendem DFP eine ansteigende Tendenz von  $H_p(0,07)$  zu erkennen, doch kommt es aufgrund erheblicher Schwankungen der Feldgröße durch unterschiedliche BV-Formate sowie variierender SIDs und Einblendungen zu Residuen von bis zu 3,4 Gy beziehungsweise 343 % bezüglich des linearen Verlaufs. Von der Verwendung von  $f_{H_p(0,07)}$  zur Abschätzung der Patientenhautdosis wird im Einzelfall somit dringend abgeraten. Lediglich bei größeren Studien kann das DFP als Indikator für die mittlere applizierte Hautdosis dienen.

Neben dem direkt gemessenen Dosisflächenprodukt wird auch die indirekt gemessene Referenz-Luftkerma  $K_{a \text{ ref.}}$  protokolliert. Für diese zeigt sich verglichen mit dem DFP ein deutlich ausgeprägter linearer Zusammenhang zur lokalen  $H_p(0,07)$  (siehe Abbildung 4.11(b)). Die Steigung der linearen Anpassungsfunktion durch den Ursprung beträgt

$$f_{H_p(0,07)}(K_{a \text{ ref.}}) = 0,844 \pm 0,102. \quad (4.3)$$

Die Steigung ist trotz Rückstreuungen kleiner als 1, da zum einen ein wesentlicher Anteil von  $H_p(0,07)$  durch Untertischprojektionen der Ebene A verursacht wird und zum anderen der Abstand zwischen Quelle und Hautoberfläche im Mittel größer als der Referenzabstand von 60 cm ist. Da die Schwankungen der verwendeten SSDs wesentlich geringer sind als die der Feldgrößen, kommt es hier zu maximalen Residuen von lediglich 0,36 Gy beziehungsweise 28 %.



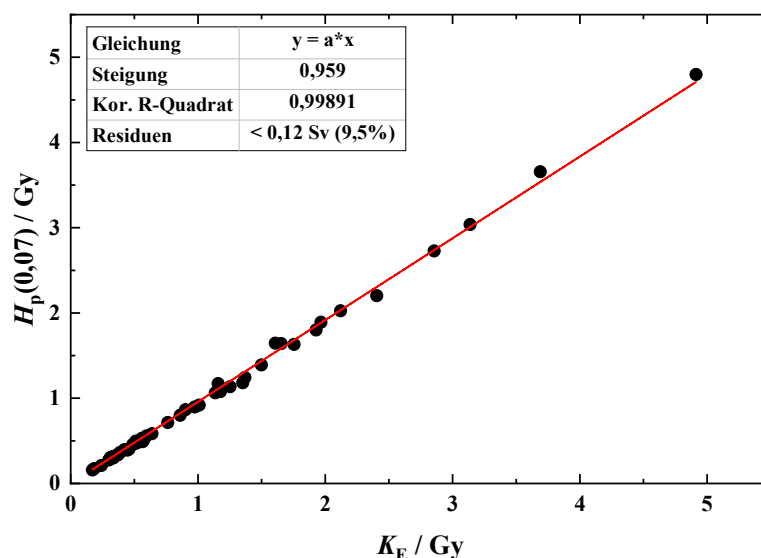
**Abbildung 4.11:** Korrelation zwischen ermittelter lokaler Haut-Äquivalenzdosis und (a) protokolliertem Dosisflächenprodukt sowie (b) protokollierter Referenz-Luftkerma. Rot dargestellt ist jeweils eine lineare Anpassungsfunktion (die Standardunsicherheiten sind der Übersicht halber nicht dargestellt).

Dieser Verlauf lässt sich noch weiter verbessern, indem statt der Kerma am Referenzpunkt durch Berücksichtigung der variierenden Abstände die Kerma im SSD, also die

Einfalldosis  $K_E$ , verwendet wird (siehe Abbildung 4.12). Hier ergibt sich durch die lineare Anpassung an eine Ursprungsgerade eine Steigung von

$$f_{H_p(0,07)}(K_E) = 0,959 \pm 0,115, \quad (4.4)$$

welche erwartungsgemäß größer als  $f_{H_p(0,07)}(K_{a \text{ ref.}})$  ist. Die maximalen Residuen betragen lediglich 0,12 Gy beziehungsweise 9,5 %. Die Abweichungen kommen hier nur noch durch variierende Strahlungsqualitäten, unterschiedliche Anteile von Über- und Untertischprojektionen sowie statistische Schwankungen zustande. Die Einfalldosis bietet somit in Verbindung mit  $f_{H_p(0,07)}$  das am besten geeignete Maß zur Abschätzung der lokalen Haut-Äquivalenzdosis bei zerebralen Interventionen in der Angiographie.



**Abbildung 4.12:** Korrelation zwischen ermittelter lokaler Haut-Äquivalenzdosis und Einfalldosis. Rot dargestellt ist eine lineare Anpassungsfunktion (die Standardunsicherheiten sind der Übersicht halber nicht dargestellt).

## 4.8 Vergleichsstudien und Konsequenzen für die künftige Dosisüberwachung

Bei der Betrachtung von vorhandenen Studien zur Dosisbelastung bei Interventionen in der Neuroangiographie (Tabelle 4.1) zeigt sich eine große Heterogenität in den Ergebnissen vergleichbarer Anwendungen, die auch bei der durchgeführten Studie zur mechanischen Thrombektomie (siehe Abbildung 4.8) zu beobachten ist. Neben der von Einzelfall zu Einzelfall variierenden Komplexität morphologischer Begebenheiten hängt die Dosisbelastung des Patienten stark von der Erfahrung des Anwenders und der verwendeten Anlage ab. Es lassen sich somit aus der durchgeführten Studie keine allgemein gültigen Aussagen ableiten, bevor diese nicht durch vergleichbare Studien an weiteren Standorten verifiziert wurden.

Nichtsdestotrotz lässt sich aus Tabelle 4.1 zumindest eine Tendenz ableiten. Verglichen mit früheren Studien zur Oberflächendosis und des Dosisflächenproduktes bei Angioplastien und Neuroembolisationen kommt es bei der mechanischen Thrombektomie zumindest zu vergleichbaren und teilweise sogar höheren Dosisbelastungen. Da die

Vergleichsstudien alle vor dem Jahre 2007 und somit noch an analogen Röntgenbildverstärkern durchgeführt wurden, scheint die oft vertretene Ansicht „Digitale Anlagen führen zu einer Dosisreduktion“ nicht zwangsläufig korrekt zu sein. Vielmehr ermöglicht die digitale Flachdetektortechnik immer komplexere Eingriffe, wodurch es zu einem Anstieg der Strahlanforderungszeiten (siehe Tabelle 4.2) und der durchgeführten DSA-Sequenzen (nicht zuletzt wegen der erheblich leichteren Handhabung) kommen kann. Genaue Vergleichsstatistiken zur Anzahl durchgeführter DSA-Aufnahmen sind leider nicht verfügbar.

Quelle	Oberflächendosis / Gy			Mittleres DFP / cGy · cm <sup>2</sup>	Anwendung
	Min.	Max.	Mittelwert		
[EU93]	N/A	N/A	N/A	7.500	PTA
[MS95]	0,04	3,80	N/A	N/A	PTA
	(Einfalldosis)				
[EU93]	N/A	N/A	N/A	7.200	PTA
[EU93]	N/A	N/A	N/A	24.800	Neuroembolisation
[Bea94]	0,19	1,34	0,62	11.600	Neuroembolisation
[Mea00]	N/A	4,00	N/A	N/A	Neuroembolisation
[Sea05]	N/A	5,40	N/A	N/A	Neuroembolisation
[Mea95]	N/A	N/A	N/A	12.200	Neuroembolisation
<b>Vorliegende Arbeit</b>	<b>0,16</b>	<b>4,80</b>	<b>1,00</b>	<b>12.810</b>	<b>MT</b>
	<b>(<math>H_p(0,07)</math> / Gy)</b>				

**Tabelle 4.1:** Vergleichsstudien zur Dosisbelastung bei verschiedenen Neurointerventionen. PTA = Perkutane transluminale Angioplastie, MT = Mechanische Thrombektomie.

Quelle	Strahlanforderungszeit / min			Anwendung
	Min.	Max.	Mittelwert	
[SS96]	8,5	28,4	13,9	PTA
[SS96]	8,6	52,1	18,0	Embolisation
[SA92]	N/A	N/A	18,8	PTA
[GE95]	10,0	20,0	N/A	PTA
[BC91]	N/A	N/A	59,8	Neuroembolisation
[Bea94]	N/A	N/A	43,3	Neuroembolisation
[EU93]	N/A	N/A	44,7	Neuroembolisation
[TH03]	N/A	50,0	28,0	Neuroembolisation
[Sea00]	N/A	N/A	17,2	Embolisation
[Sea00]	N/A	N/A	9,7	PTA
<b>Vorliegende Arbeit</b>	<b>5,7</b>	<b>137,3</b>	<b>39,5</b>	<b>MT</b>

**Tabelle 4.2:** Vergleichsstudien zur Strahlanforderungszeit (ohne Aufnahmen, Dokumentation, DSA-Serien usw.) bei verschiedenen Neurointerventionen. PTA = Perkutane transluminale Angioplastie, MT = Mechanische Thrombektomie.

Die Dosisüberwachung in der interventionellen Radiologie erfolgt wie auch in der dia-

agnostischen Radiologie durch die Messung des Dosisflächenprodukts. Dies bietet den Vorteil einer einfachen Messbarkeit und der direkten Korrelation zum Risiko stochastischer Strahlenschäden. Da sich der Großteil der Schlaganfallpatienten in einem fortgeschrittenen Alter befindet und die weitere Lebenserwartung somit deutlich niedriger ausfällt, ist auch das stochastische Strahlenrisiko verglichen mit der Normalbevölkerung als erheblich geringer einzuschätzen. Die Schwellenwerte deterministischer Strahlenschäden hingegen sinken mit fortschreitendem Alter aufgrund der Degeneration der Zellerneuerungsmechanismen. Aufgrund der auftretenden lokalen Haut-Äquivalenzdosiswerte von bis zu 4,8 Gy sind deterministische Strahlenschäden infolge einer mechanischen Thrombektomie nicht auszuschließen und eine entsprechende Dosisüberwachung scheint dringlichst angezeigt. Neben Schäden der Haut sind auch Reaktionen anderer oberflächennaher Strukturen wie der Ohrspeicheldrüse und der Augenlinse möglich (siehe Tabelle 2.2). Diese können aber leicht durch eingeschränkte Verwendung von Übertischprojektionen beziehungsweise primärer Verwendung von p.-a.-Projektionen vermieden werden. Die grundsätzliche Aussage der Strahlenschutzkommission aus dem Jahr 2007, dass bei der Durchführung der Eingriffe an geeigneten neuroradiologischen Zentren durch im Strahlenschutz erfahrenes Fachpersonal in der interventionellen Neuroradiologie kein deterministischer Schaden zu erwarten sei [SSK07], kann durch die durchgeführte Studie bezüglich der mechanischen Thrombektomie nicht vollends bestätigt werden. Im Regelfall liegt die lokale Haut-Äquivalenzdosis zwar in einem unbedenklichen Bereich von weniger als 0,54 Gy, dennoch kommt es trotz modernster Technik in 6% der Fälle zu einer Überschreitung der Schwellendosis von 3 Gy. Zudem sollte dem fortgeschrittenen Patientenalter und der dosimetrischen Vorbelastung mehrerer diagnostischer CTs Rechnung getragen werden. Aus diesem Grund wird eine Überwachungsdosis von 1 Gy empfohlen, bei deren Überschreitung die Patienten in den Folgetagen nach der Untersuchung erneut vorstellig werden sollten. Diese wird in immerhin 36% der untersuchten Fälle erreicht.

Da das Dosisflächenprodukt ein schlecht geeigneter Parameter zur Abschätzung der lokalen Haut-Äquivalenzdosis ist (siehe Abbildung 4.11(a)), ist neben dem DFP die direkte Messung einer weiteren Größe angezeigt. Deshalb wird oft versucht, eine Korrelation zwischen Strahlanforderungszeit und Patientenexposition herzustellen. Dies ist aber insbesondere an digitalen Anlagen durch leicht veränderbare Parameter, wie beispielsweise der Pulsfrequenz, nur schwer möglich. Zudem wird dabei die zusätzliche Exposition aufgrund von Aufnahmeserien, die einen ähnlichen Beitrag wie die Durchleuchtung zur Gesamtdosis leisten, nicht mit erfasst. Somit wird ein Monitoring der Strahlanforderungszeit das Potenzial deterministischer Schäden im Regelfall unterschätzen. Die beste Möglichkeit zur Abschätzung lokaler Dosisgrößen scheint die direkte Messung der Luftkerma darzustellen. Dies kann mit kombinierten Messkammern, die aus einem DFP-DIAMENTOR und einer kleineren Messkammer im Zentrum bestehen, realisiert werden. Dies ermöglicht die gleichzeitige direkte Messung von Dosisflächenprodukt und Luftkerma, die mithilfe eines zusätzlichen Abstandssensors in die Einfalldosis transformiert werden kann. Zwischen Einfalldosis und lokaler Haut-Äquivalenzdosis konnte eine lineare Korrelation hergestellt werden, sodass bei den betrachteten Fällen von mechanischen Thrombektomien im Schädelbereich die Verwendung des mittleren Konversionsfaktors  $f_{H_p(0,07)}(K_E) = 0,959 \pm 0,115$  möglich ist.



## 5 Untersuchung des Dosisreduktionspotentials

*Das Artis zee biplane System bietet dem Anwender die Möglichkeit während der Untersuchung Einfluss auf Strahlungs- und Patientenlagerungsparameter zu nehmen, sodass die Bildqualität immer den aktuellen Bedürfnissen entsprechen kann. Der Anwender ist somit zu jedem Zeitpunkt in der Lage, aktives Dosismanagement zu betreiben. Im ersten Teil dieses Kapitels wird der quantitative Einfluss einiger variabler Geräteparameter auf die lokale Haut-Äquivalenzdosis im Kopfbereich erörtert. Der daraus resultierende Einfluss auf die Bildqualität wird im zweiten Teil des Kapitels mithilfe von objektiven und subjektiven Kriterien untersucht. Dabei sollen letztere die speziellen Anforderungen an die Bildqualität bei einer mechanischen Thrombektomie berücksichtigen. Abschließend erfolgt eine Diskussion, inwieweit sich das Dosismanagement der behandelnden Ärzte der in Kapitel 4.7 durchgeführten Studie verbessern lässt.*

*Die Angabe der Unsicherheiten erfolgt stets gemäß [DIN99] und zu einem Erweiterungsfaktor von  $k = 1$  (für nähere Angaben siehe Anhang A.1).*

### 5.1 Einfluss variabler Geräteparameter auf $H_p(0,07)$

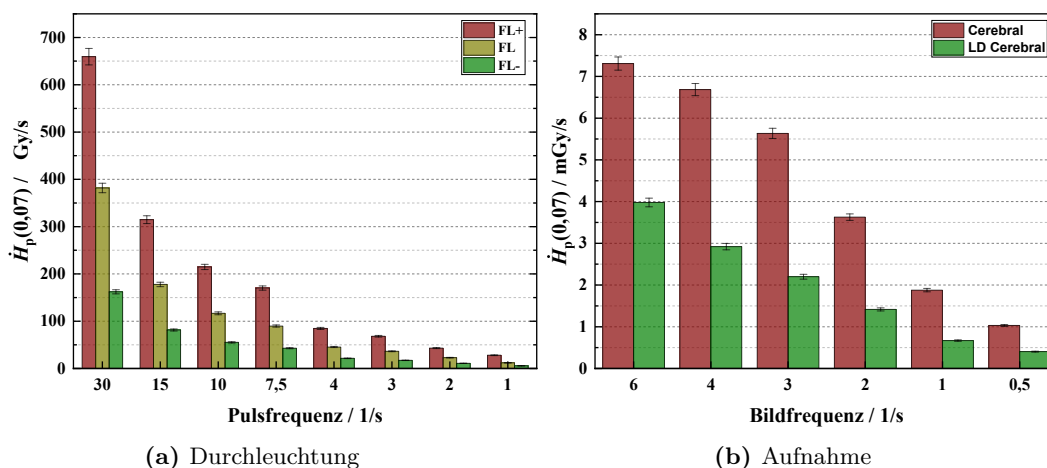
Der Anwender kann während der Untersuchung am Artis zee biplane durch Variation verschiedener Parameter direkten Einfluss auf die Dosisbelastung des Patienten nehmen. Dazu zählen in erster Linie Parameter, die die Strahlungsqualität direkt beeinflussen, wie Durchleuchtungs- beziehungsweise Aufnahmemodus, Puls- beziehungsweise Bildfrequenz, BV-Format und Verwendung des Streustrahlenrasters. Aber auch geometrische Parameter, wie der Abstand zwischen Quelle und Hautoberfläche beziehungsweise Bildempfänger und Angulationen der C-Bögen können die Patientenexposition beeinflussen. Diese Einflüsse werden nun im Folgenden mit Bezug auf die lokale Haut-Äquivalenzdosis quantifiziert.

#### **Einfluss des Modus und der Puls- bzw. Bildfrequenz**

In Abbildung 5.1 kann der Einfluss der verfügbaren Puls- beziehungsweise Bildfrequenz für die bei zerebralen Anwendungen verwendeten Modi auf die lokale Haut-Äquivalenzdosisleistung nachvollzogen werden. Es handelt sich dabei um die Durchleuchtungsmodi FL-, FL und FL+ sowie die Aufnahmemodi LD Cerebral und Cerebral, deren Einstellungen der Tabelle in Anhang A.7 zu entnehmen sind.

Für die Puls- und Bildfrequenzen zeigt sich für alle Modi der erwartete lineare Verlauf. Eine Halbierung der Pulsfrequenz führt somit auch in etwa zu einer Halbierung von

$\dot{H}_p(0,07)$ . Zudem ist ersichtlich, dass die Wahl eines anderen Durchleuchtungs- beziehungsweise Aufnahmemodus zu Hautdosisleistungsdifferenzen von 40 bis 60 % führt. Bei der in Kapitel 4.7 beschriebenen Studie zur mechanischen Thrombektomie wurden, entsprechend der Standardeinstellungen, ausschließlich Pulsfrequenzen von 10 P/s (Modus FL) und Bildfrequenzen von 4 B/s (Modus LD Cerebral) verwendet. Gemäß der Werte in Abbildung 5.1(a) wird die Schwellendosis für Hautreaktionen von 3 Gy bei der Verwendung von FL- nach einer Strahlanforderungszeit von 905 Minuten, bei FL nach 428 Minuten und bei FL+ nach 232 Minuten erreicht. Die in [SSK07] angegebenen Werte von 150 Minuten (Normal-Mode) und 15 Minuten (High-Level-Mode) werden somit um den Faktor 2,8 beziehungsweise 15 übertroffen, sofern FL mit dem Normal- und FL+ mit dem High-Level-Mode gleichgesetzt wird. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass sich die Werte in Abbildung 5.1 auf ein BV-Format von 32 cm, einen SSD von 60 cm, einen SID von 100 cm und die p.-a.-Projektionsrichtung beziehen, wobei eine Abhängigkeit von der Projektionsrichtung nicht nachgewiesen werden konnte. Bei davon abweichenden Bedingungen müssen die hier gemachten Angaben gemäß der folgenden Abschnitte angepasst werden. Beispielsweise verringert sich die mögliche Strahlanforderungszeit bei Verwendung eines BV-Formats von 22 cm statt 32 cm um einen Teilungsfaktor von circa 1,5. Die Rahmenbedingungen der in [SSK07] gemachten Angaben sind nicht bekannt. Die relativen Standardunsicherheiten der angegebenen Werte für  $\dot{H}_p(0,07)$  betragen  $\leq 2,64\%$



**Abbildung 5.1:** Lokale Haut-Äquivalenzdosisleistung in Abhängigkeit vom Durchleuchtungs- (li.) beziehungsweise Aufnahmemodus (re.) und der Puls- (li.) beziehungsweise Bildfrequenz (re.). Man beachte die unterschiedlichen Größenordnungen. Sonstige Einstellungen: BV-Format = 32 cm, SID = 100 cm, SSD = 60 cm, Projektionsrichtung = p.-a.

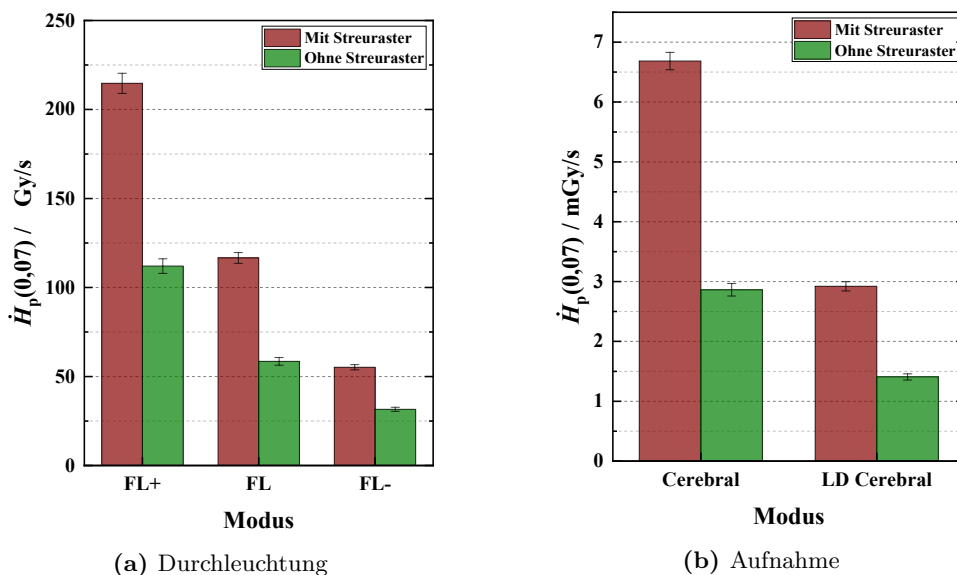
### Einfluss des Streustrahlenrasters

Das Reduktionspotential der lokalen Haut-Äquivalenzdosis durch Anwendungen ohne Streustrahlenraster ist für die verwendeten Modi in Abbildung 5.2 dargestellt. Demnach kann durch den Verzicht auf das Streustrahlenraster zwischen 40 und 60 % der Dosis eingespart werden. Dies ist konsistent mit den in der Literatur zu findenden Schwächungsfaktoren für Streustrahlenraster von 1,4 bis 1,6 [ADJS12].

Die geschätzten relativen Standardunsicherheiten der angegebenen Werte für  $\dot{H}_p(0,07)$

betragen  $\leq 2,64\%$ .

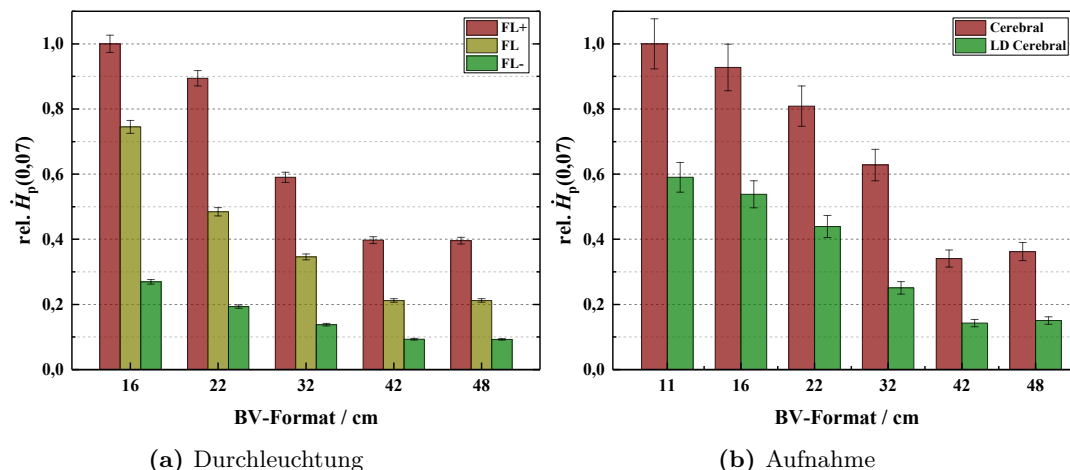
Bei der durchgeführten Studie wurden alle Untersuchungen mit Streustrahlenraster durchgeführt, womit den Vorgaben der Röntgenschutzverordnung bei Interventionen entsprochen wurde.



**Abbildung 5.2:** Lokale Haut-Äquivalenzdosisleistung für Projektionen mit und ohne Streustrahlenraster. Sonstige Einstellungen: BV-Format = 32 cm, SID = 100 cm, SSD = 60 cm, Projektionsrichtung = p.-a., Pulsfrequenz = 10 P/s, Bildfrequenz = 4 B/s.

### Einfluss des BV-Formats

In Abbildung 5.3 ist die relative lokale Haut-Äquivalenzdosisleistung für die verfügbaren Durchleuchtungs- und Aufnahmemodi in Abhängigkeit von den möglichen BV-Formaten dargestellt, wobei auf den jeweils höchsten Wert normiert wurde. Der größte Dosisgradient von 30 bis 40 % ist zwischen den BV-Formaten 32 cm und 42 cm zu verzeichnen. Bei letzterem werden bei der für die Belichtungssteuerung relevanten Durchleuchtung in horizontaler und vertikaler Richtung jeweils zwei Pixel zusammengefasst und die Pixelgröße somit vervierfacht (siehe auch Tabelle 3.1). Eine Vergrößerung des Formates von 42 cm auf 48 cm liefert hingegen keine Dosisreduktion, da hier nur von einem quadratischem auf ein rechteckiges Format gewechselt wird. Neben einer Hautdosisreduktion von bis zu 70 % zwischen größtem und kleinstem Format, ist auch hier wieder das große Einsparungspotential durch Wahl eines geeigneten Modus zu erkennen. So führt der Durchleuchtungsmodus FL- bei einem Format von 16 cm noch immer zu einer vergleichbaren Hautexposition wie der Durchleuchtungsmodus FL bei einem Format von 42 cm. Ähnliches gilt für die Aufnahmemodi LD Cerebral und Cerebral. Eine Abhängigkeit der in Abbildung 5.3 dargestellten Relativwerte von anderen Parametern wie Projektionsrichtung, SSD, SID oder Puls- beziehungsweise Bildfrequenz zeigte sich während der Messungen nicht. Die geschätzten relativen Standardunsicherheiten der angegebenen Werte betragen  $\leq 2,64\%$  für die Durchleuchtungsmodi und 7,5 % für die Aufnahmemodi.

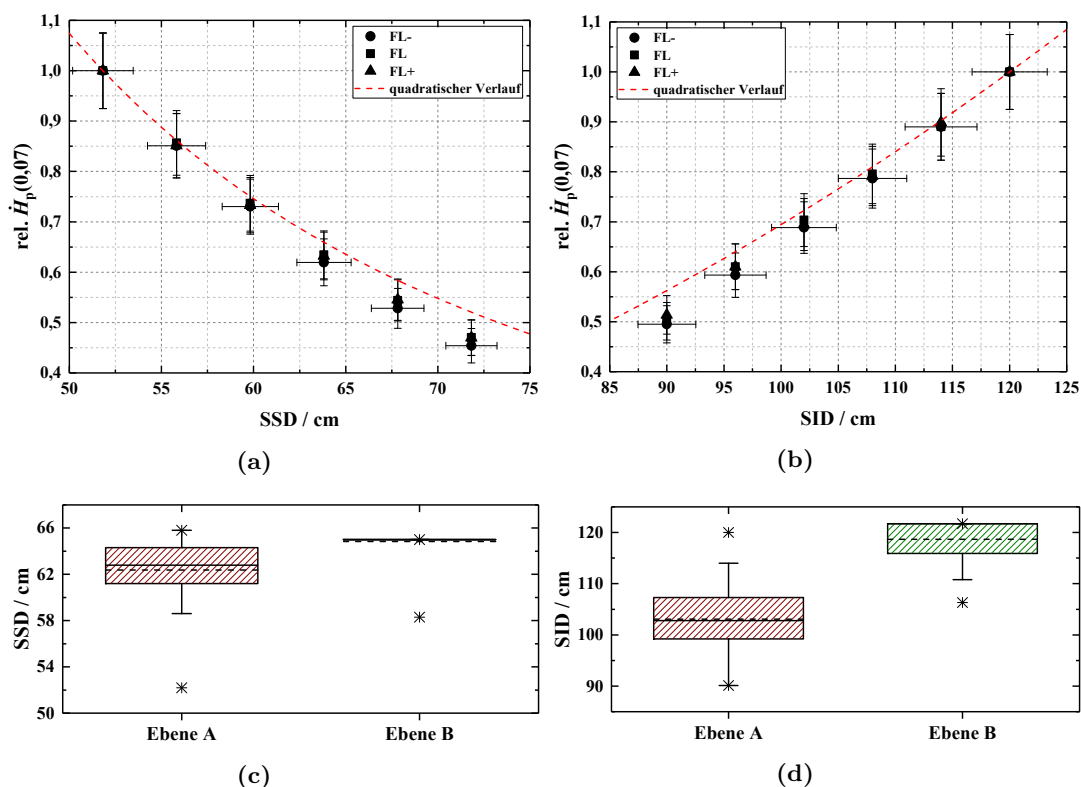


**Abbildung 5.3:** Relative lokale Haut-Äquivalenzdosisleistung (normiert auf den jeweiligen Maximalwert) in Abhängigkeit vom BV-Format. Sonstige Einstellungen: SID = 100 cm, SSD = 60 cm, Projektionsrichtung = p.-a., Pulsfrequenz = 10 P/s, Bildfrequenz = 4 B/s.

Die bei den Studienpatienten verwendeten BV-Formate hingen stark von der Projektionsrichtung beziehungsweise Ebene ab. Bei Ebene A konnten BV-Formate von 11 cm bis 42 cm beobachtet werden, wobei die Formate 16 cm und 22 cm mit Abstand am häufigsten zum Einsatz kamen. Bei der Ebene B hingegen wurden fast ausschließlich die Formate 32 cm sowie 42 cm und in Ausnahmefällen das Format 22 cm verwendet.

### Einfluss des SSDs und SIDs

Die Abhängigkeit der Hautdosisleistung vom SSD kann für die drei Durchleuchtungsmodi der Abbildung 5.4(a) entnommen werden. Zusätzlich ist der gemäß Abbildung 4.2 zu erwartende quadratische Verlauf rot segmentiert dargestellt. Es zeigt sich, dass die relative Dosisreduktion mit größer werdendem SSD vom erwarteten Verlauf abweicht. Dies liegt an der geringer werdenden Distanz von Streukörper und Flachdetektor (ISD). Je kleiner der Abstand ist, desto mehr Streustrahlung erreicht den Flachdetektor und desto eher ist auch die von der Belichtungsautomatik geforderte Signalstärke erreicht. Dies gilt für alle Modi gleichermaßen, wobei die relative Dosisabnahme beim Durchleuchtungsmodus FL- am stärksten ist, da es hier aufgrund der Strahlungsqualität zu einer ausgeprägteren Streustrahlung kommt als bei den übrigen Modi. Das gleiche Verhalten kann auch für einen kleiner werdenden SID in Abbildung 5.4(b) beobachtet werden, weshalb auch vom doppelten Abstandsquadratgesetz gesprochen wird. Zusätzlich sind die bei der Studie auftretenden SSDs (Abbildung 5.4(c)) und SIDs (Abbildung 5.4(d)) mithilfe von Boxplots für beide Ebenen dargestellt. Bei der Ebene A wurden SSDs von 52,2 cm bis 65,8 cm (im Mittel 62,4 cm) und SIDs von 90,1 cm bis 120 cm (im Mittel 103,1 cm) verwendet. Für Ebene B ist die Streuung deutlich geringer. Im Regelfall betrug der SSD hier 65 cm und der SID 121,7 cm. Dies entspricht den Standardeinstellungen, von denen nur in Einzelfällen abgewichen wurde.



**Abbildung 5.4:** Relative lokale Haut-Äquivalenzdosisleistung (normiert auf den jeweiligen Maximalwert) in Abhängigkeit vom (a) SSD und (b) SID. Sonstige Einstellungen: Modus = Durchleuchtung, BV-Format = 32 cm, Projektionsrichtung = p.-a., Pulsfrequenz = 10 P/s. Boxplot der bei den Studienpatienten auftretenden (c) SSDs und (d) SIDs (der jeweilige Mittelwert ist segmentiert und der Median kompakt dargestellt). Die maximale Länge der Whisker ist auf das 1,5-Fache des Interquartilsabstands beschränkt.

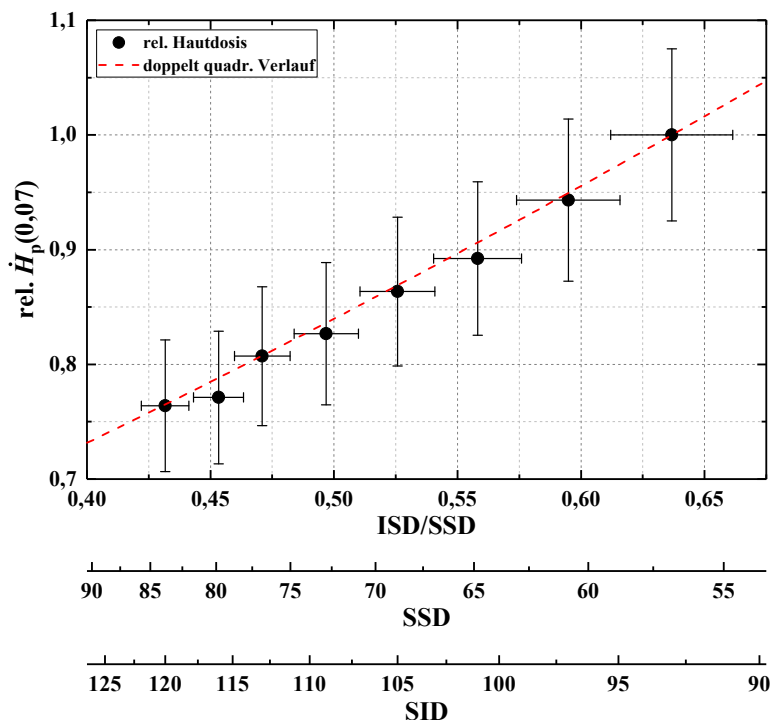
Das vermehrte Eintreffen von Streustrahlung aufgrund des geringeren ISD bei größerem SSD oder kleinerem SID resultiert in einer verminderten Bildqualität. Der Effekt des doppelten Abstandsquadratgesetzes kann sich jedoch auch zum Dosismanagement zunutze gemacht werden. Werden SSD und SID gleichermaßen vergrößert und der ISD konstant gehalten, so verringert sich die Patientenexposition, ohne dass mehr Streustrahlung den Flachdetektor erreicht. Da sich zugleich das Verhältnis von ISD zu SSD verringert, ist durch geringere Halbschatteneffekte gemäß Gleichung 2.29 sogar mit einer Verbesserung der Bildqualität zu rechnen. In Abbildung 5.5 ist die relative Abnahme von  $\dot{H}_p(0,07)$  in Abhängigkeit vom Verhältnis von ISD zu SSD für einen ISD von 36,18 cm und den Durchleuchtungsmodus FL- exemplarisch dargestellt. Die geschätzten relativen Standardunsicherheiten der relativen Dosiswerte betragen 7,5 % und die der ISD/SSD-Verhältnisse  $\leq 3,9\%$ .

Die Abnahme der lokalen Haut-Äquivalenzdosis in Abhängigkeit vom SSD bei konstantem ISD kann relativ zu der Dosis in einem Referenzabstand von  $SSD_0$  durch folgende Gleichung beschrieben werden:

$$\dot{H}_p(0,07)_{\text{rel.}} = \frac{1}{(\text{ISD}/SSD_0 + 1)^2} \cdot \left( \frac{\text{ISD}^2}{SSD^2} + 2 \cdot \frac{\text{ISD}}{SSD} + 1 \right) \quad (5.1)$$

Dies kann auch als „Inverse Air-Gap Technique“ bezeichnet werden, da hier das doppel-

te Abstandsquadratgesetz zur Dosisreduktion und nicht zur Reduktion von Streustrahlung in der Bildempfängerebene verwendet wird (siehe auch Abschnitt 2.3.4). Dieses Vorgehen ist jedoch nur bei monoplanaren Anwendungen möglich, da sich das Deckenstativ (Ebene B) bezüglich der Höhe nicht verstellen lässt. Die möglichen SSDs bei biplanaren Anwendungen beschränken sich aus diesem Grund auf einen Bereich von circa 60 cm bis 70 cm. Bei den acht monoplanar durchgeführten Interventionen in der betrachteten Studie kam es zu ISDs von 34,2 cm bis 40,1 cm und ISD/SSD-Verhältnissen von 0,54 bis 0,74.



**Abbildung 5.5:** Relative lokale Haut-Äquivalenzdosisleistung (normiert auf den Maximalwert) in Abhängigkeit vom Verhältnis von ISD zu SSD bei einem konstanten ISD von 36,18 cm. Sonstige Einstellungen: Modus = FL-, BV-Format = 32 cm, Projektionsrichtung = p.-a., Pulsfrequenz = 10 P/s.

## 5.2 Einfluss variabler Geräteparameter auf die Bildqualität

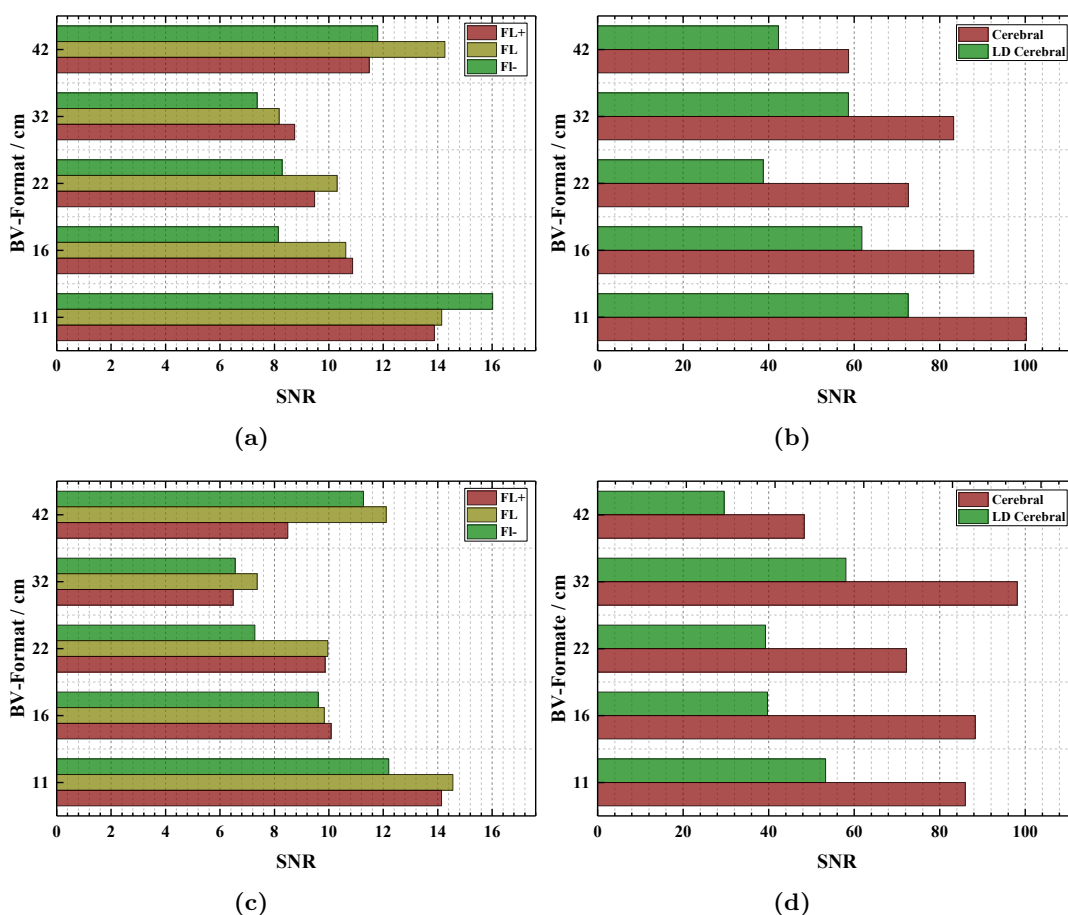
Eine Reduktion der Dosis pro Bild geht immer mit einer Reduktion der Bildqualität einher. Aus diesem Grund wurden die Auswirkungen der verschiedenen Durchleuchtungs- und Aufnahmemodi sowie der BV-Formate auf einige objektive Bildqualitätskriterien und die subjektive Bildwahrnehmung untersucht.

### Objektive Bildqualität

Als objektive Kriterien für die Bildqualität wurden an den Detailkontraststufen 9 und 11 des Primus A Prüfkörpers das SNR, der Grauwertgradient im Bereich des Dichtesprungs und die Modulation untersucht. Außerdem erfolgte mithilfe des Bleistrichras-

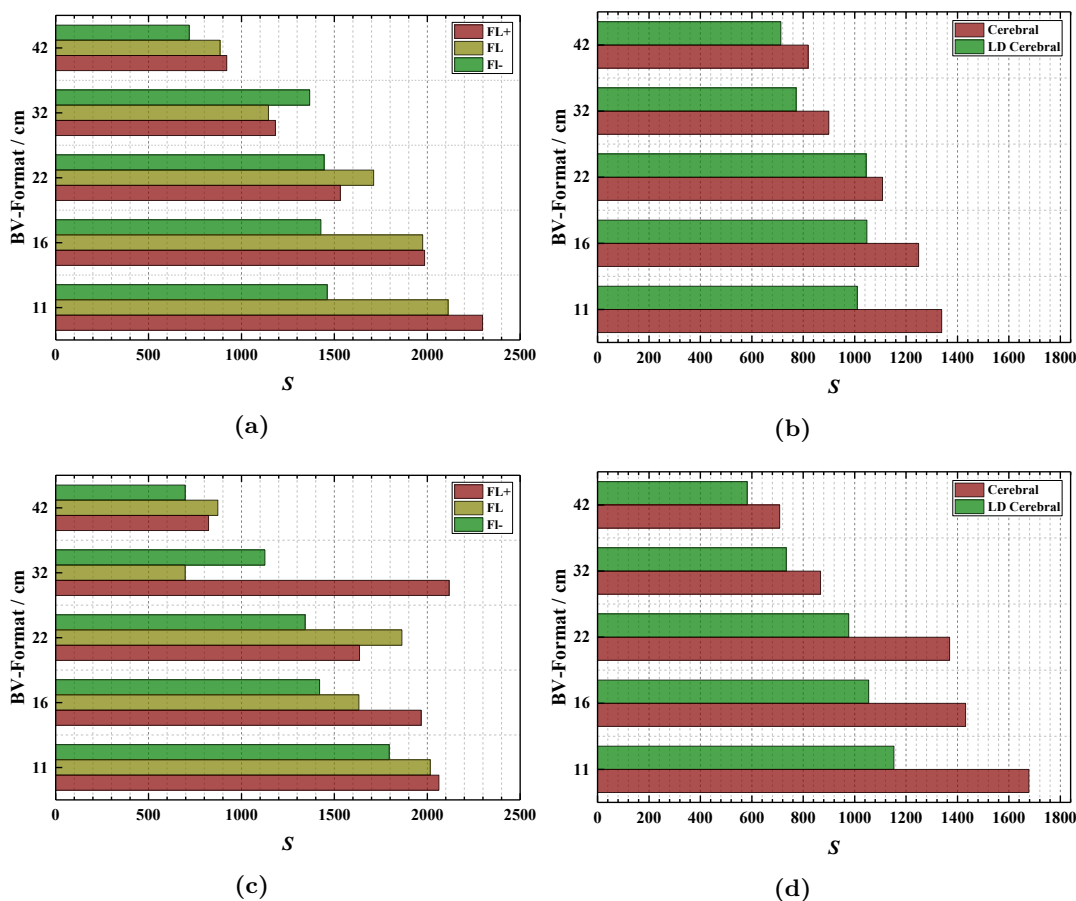
ters des Prüfkörpers die Bestimmung der Grenzauflösung.

Die Abhängigkeit des SNR's von den Durchleuchtungs- und Aufnahmemodi ist in Abbildung 5.6 dargestellt. Grundsätzlich zeigt sich die zu erwartende Verschlechterung des SNR's bei der Verwendung eines dosissparenden Modus, wobei dies bei den Aufnahmemodi deutlich ausgeprägter als bei den Durchleuchtungsmodi der Fall ist. Zudem liegt zwischen den SNRs der Aufnahmemodi und der Durchleuchtungsmodi bei gleichem BV-Format ein Faktor von 2 bis 6. Dies liegt an der Verwendung der Aufnahmemodi für die digitale Subtraktionsangiographie, bei der ein erhöhtes Quantenrauschen schnell in der Bildung von Artefakten resultieren kann. Auch mit steigendem BV-Format sinkt das SNR der Dosis entsprechend, jedoch zeigt sich bei der Durchleuchtung ein kollektiver Anstieg des SNR's beim Wechsel des Formats von 32 cm auf 42 cm. An dieser Stelle werden in der Pixelmatrix des Flachdetektors 4 Pixel zusammengefasst, wodurch sich die Pixelfläche vergrößert und mehr Signal trotz sinkender Dosis aufgenommen werden kann. Bei den Aufnahmemodi ist dies beim Übergang der BV-Formate 22 cm und 32 cm der Fall (siehe auch Tabelle 3.1). Durch den Verzicht auf das Streustrahlenraster zeigt sich sowohl bei der Durchleuchtung als auch bei der Aufnahme ein minimales Absinken des SNR's.



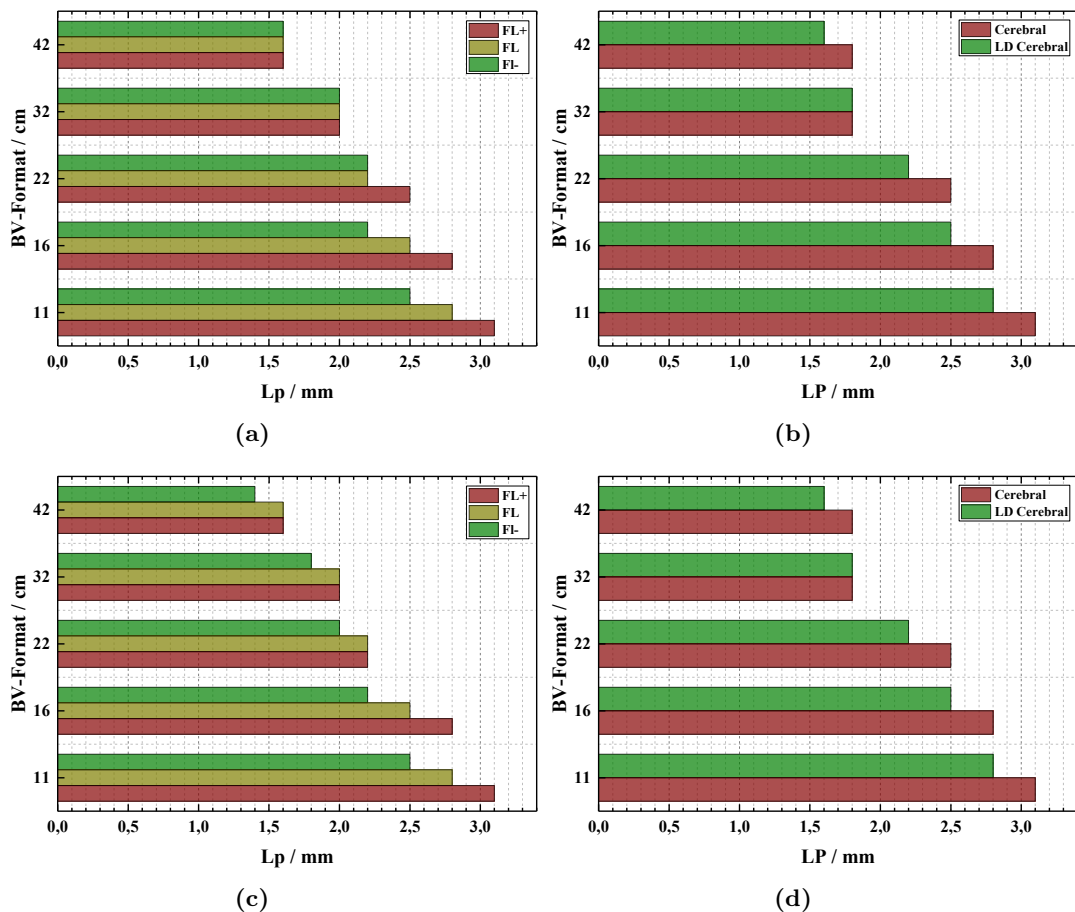
**Abbildung 5.6:** Abhängigkeit des SNR's von Modus und BV-Format. (a) Durchleuchtungsmodi mit Streustrahlenraster. (b) Aufnahmemodi mit Streustrahlenraster. (c) Durchleuchtungsmodi ohne Streustrahlenraster. (d) Aufnahmemodi ohne Streustrahlenraster.

In Abbildung 5.7 kann die Abhängigkeit des Grauwertgradienten  $S$  im Dichtesprung zwischen den Detailkontraststufen 9 und 11 des Prüfkörpers nachvollzogen werden. Tendenziell ist der Gradient ausgeprägter je größer die Dosis pro Bild ist. So sinkt er durch die Wahl eines dosissparenden Modus oder eines größeren BV-Formats. Es zeigt sich jedoch insbesondere bei kleinen BV-Formaten bei der Durchleuchtung ein größerer Grauwertgradient als bei der Aufnahme, obwohl die Dosis pro Bild hier um eine Größenordnung höher ist (siehe Abbildung 5.1(a)). Dies liegt an dem höheren Kantenanhebungsfaktor, der bei den Durchleuchtungsmodi verwendet wird. Dieser führt jedoch auch zu einem erhöhten Quantenrauschen, das, wie oben bereits erwähnt, in der Artefaktbildung bei der digitalen Subtraktionsangiographie resultieren kann und bei Aufnahmemodi deshalb nur begrenzt verwendet wird. Der Verzicht auf das Streustrahlenraster bewirkt hier nur eine geringfügige bis keine Verschlechterung des Parameters. Diese ist jedoch auch nicht zu erwarten, da zunehmende Streustrahlung, wie in Abschnitt 2.3.4 beschrieben, nicht zu einer Verschlechterung der Auflösung beziehungsweise Zeichenschärfe führt. In einigen Fällen kommt es bei kleineren BV-Formaten sogar zu einem Anstieg des Grauwertgradienten.



**Abbildung 5.7:** Abhängigkeit des Grauwertgradienten von Modus und BV-Format. (a) Durchleuchtungsmodi mit Streustrahlenraster. (b) Aufnahmemodi mit Streustrahlenraster. (c) Durchleuchtungsmodi ohne Streustrahlenraster. (d) Aufnahmemodi ohne Streustrahlenraster.

Für die Grenzauflösung zeigt sich in Abbildung 5.8 ein ganz ähnliches Verhalten wie für den Grauwertgradienten. Auch hier ist eine Proportionalität zwischen Dosis und Auflösung zu beobachten, wobei die Wahl des BV-Formats der entscheidendere Faktor zu sein scheint. Die Auswirkung der Moduswahl ist insbesondere bei großen BV-Formaten sehr gering bis nicht vorhanden. Auch zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen Durchleuchtungs- und Aufnahmemodi. Die größte Zunahme der Auflösung findet bei der Durchleuchtung wiederum aus den zuvor genannten Gründen beim Wechsel des Formats von 42 cm auf 32 cm und bei der Aufnahme von 32 cm auf 22 cm statt. Eine Abhängigkeit der Grenzauflösung von der Verwendung des Streustrahlenrasters ist wie zu erwarten auch hier nicht nachweisbar.



**Abbildung 5.8:** Abhängigkeit der Grenzauflösung in Linienpaaren pro Millimeter von Modus und BV-Format. (a) Durchleuchtungsmodi mit Streustrahlenraster. (b) Aufnahmemodi mit Streustrahlenraster. (c) Durchleuchtungsmodi ohne Streustrahlenraster. (d) Aufnahmemodi ohne Streustrahlenraster.

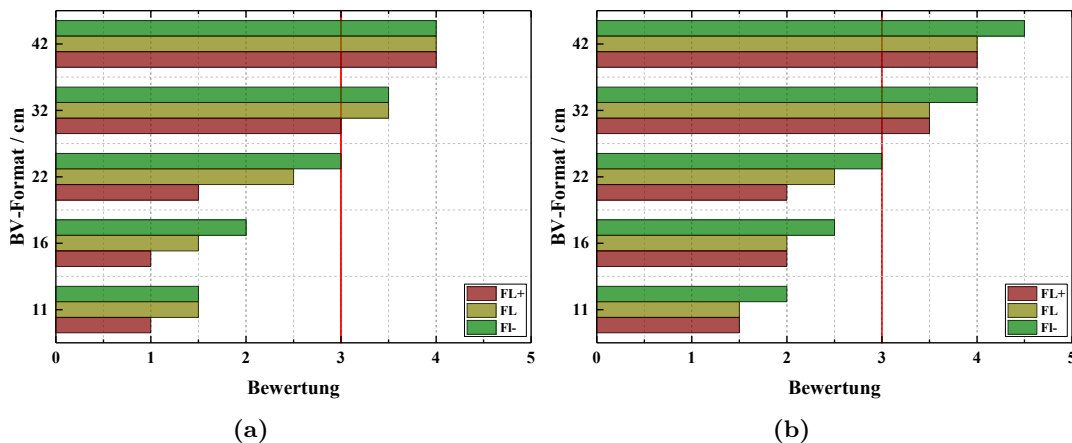
Eine signifikante Abhängigkeit der Modulation von Modus und BV-Format konnte nicht nachgewiesen werden.

### Subjektive Bildqualität

Zur Bewertung der subjektiven Bildqualität wird die Sichtbarkeit von mikrochirurgischem Material in einem Alderson-Rando Kopfphantom auf Höhe der Arteria cerebri

media von zwei erfahrenen Radiologen unabhängig voneinander beurteilt. Das mikrochirurgische Material besteht aus einem Mikrokatheter und einem entfalteten Stent-Retriever. Dabei handelt es sich um die kleinsten Strukturen, die bei der Durchführung einer mechanischen Thrombektomie mittels Durchleuchtung noch erkennbar sein müssen. Die Bewertung erfolgt mithilfe eines Punkteschemas von 1 bis 5 wobei 1 für eine optimale Erkennbarkeit aller Strukturen und 5 für keine Erkennbarkeit steht. Ab einer Bewertung von 3 gelten die Strukturen als ausreichend gut erkennbar, wodurch die Bildqualität den Anforderungen einer mechanischen Thrombektomie gerade noch genügt. Zwischen den Bewertungen der Radiologen kam es zu einer maximalen Differenz von einem Bewertungspunkt.

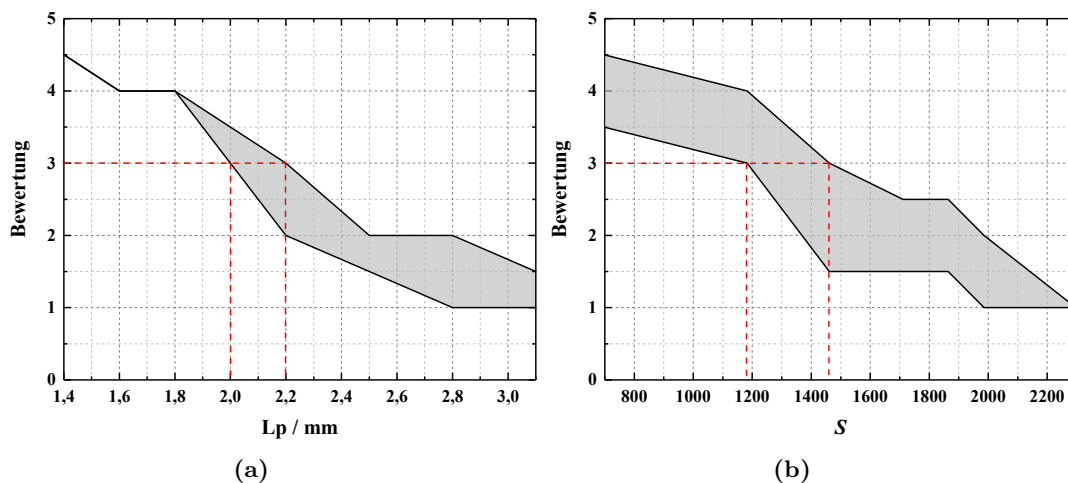
Die mittleren Bewertungen sind in Abhängigkeit vom Durchleuchtungsmodus und BV-Format mit und ohne Streustrahlenraster in Abbildung 5.9 dargestellt. Es zeigt sich eine Verbesserung der Bewertung mit zunehmender Dosis beziehungsweise eine Verschlechterung der Bewertung für höhere BV-Formate oder dosissparende Modi. Ab einem BV-Format von 22 cm erreichen alle drei Durchleuchtungsmodi eine Bewertung von mindestens 3 und somit eine zumindest ausreichende Bewertung, sodass hier eine Verwendung des Modus FL- nicht unvernünftig zu sein scheint. Die Verschlechterung der Bildbewertung durch den Verzicht auf das Streustrahlenraster ist marginal, sodass auch hier ab einem BV-Format von 22 cm Bewertungen von 3 und besser erreicht werden. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass dies vermutlich auf die geringen Streueigenschaften des Schädels zurückzuführen ist und keinesfalls auf Durchleuchtungen des Thorax oder des Abdomens zutreffen muss.



**Abbildung 5.9:** Abhängigkeit der subjektiven Bildbewertung bezüglich der Erkennbarkeit von Mikrokatheter und Stent-Retriever von Durchleuchtungsmodus und BV-Format (eine ausreichende Erkennbarkeit liegt für die Bewertungen unterhalb der roten Markierung vor). (a) Mit Streustrahlenraster. (b) Ohne Streustrahlenraster.

Der Verlauf der subjektiven Bildbewertungen entspricht am ehesten denen der Grenzauflösung und des Grauwertgradienten. Die sich ergebene Korrelation zwischen subjektiver Bildbewertung und objektiven Bildqualitätskriterien kann für die Grenzauflösung in Abbildung 5.10(a) und für den Grauwertgradienten in Abbildung 5.10(b) nachvollzogen werden. Die grauen Füllflächen umfassen alle auftretenden Datenpaare von Bildbewertung und Grenzauflösung beziehungsweise Bildbewertung und Grauwertgradient. Demnach treten erste akzeptable Bildqualitäten ab einer Grenzauflösung von

2,0 Lp/mm und/oder einem Grauwertgradienten von 1175 auf. Ab einer Grenzauflösung von 2,2 Lp/mm und/oder einem Grauwertgradienten von 1460 zwischen den Dynamikstufen 9 und 11 des Primus A Prüfkörpers sollten alle Durchleuchtungsbilder den Anforderungen der mechanischen Thrombektomie gerecht werden.



**Abbildung 5.10:** Korrelation zwischen subjektiver Bildbewertung und objektiven Bildqualitätskriterien. (a) Bildbewertung und Grenzauflösung. (b) Bildbewertung und Grauwertgradient. (Eine ausreichende Erkennbarkeit liegt für Grenzauflösungen und Gradienten oberhalb der roten Markierungen vor)

### 5.3 Diskussion des Dosisreduktionspotentials

Die Messungen des Einflusses der während der Untersuchung zur Verfügung stehenden Geräteparameter auf die lokale Haut-Äquivalenzdosisleistung des Patienten zeigten das enorme Potential des Artis zee biplane Systems zum aktiven Dosismanagement durch den Anwender.

Zwischen Patientenhautdosis und Puls- beziehungsweise Bildfrequenz konnte eine direkte Linearität nachgewiesen werden. Somit bietet das Verringern der voreingestellten Pulsfrequenz von 10 P/s oder der Bildfrequenz von 4/s, von denen bei keinem Studienpatienten abgewichen wurde, dem Anwender eine erste Möglichkeit, die Patientenexposition zu reduzieren.

Während bei den DSA-Sequenzen hauptsächlich der dosissparende Modus LD Cerebral verwendet wird, kommt bei der Durchleuchtung ausnahmslos der mittlere Modus FL zum Einsatz. Messungen zur objektiven und vor allem subjektiven Bildqualität zeigten jedoch, dass auch der dosissparende Modus FL- zufriedenstellende Durchleuchtungsbilder erzeugen kann und somit eine Dosisreduktion bis zu 50 % möglich ist. In jedem Fall erscheint es sinnvoll, mit möglichst niedrigen Einstellungen für Puls- beziehungsweise Bildfrequenz und Modus zu beginnen und diese bei Bedarf zu steigern.

Der Einfluss des Streustrahlenrasters war bei allen untersuchten Bildqualitätskriterien, ob objektiv oder subjektiv, vernachlässigbar, sodass der Verzicht auf das Streustrahlenraster für Interventionen im Schädelbereich eine denkbare Option darstellt.

Insbesondere für Patienten, bei denen sich eine hohe Durchleuchtungszeit und/oder Aufnahmeanzahl abzeichnet, bietet auch dies die Möglichkeit, die Dosisbelastung auf bis zu 50 % zu reduzieren. Sollte es wider Erwarten doch zu einer Verschlechterung der Bildqualität kommen, kann versucht werden, dies mittels Air-Gap Technique zu kompensieren. In Kombination mit der Verwendung des Durchleuchtungsmodus FL- statt FL ist in Einzelfällen sogar eine Dosisreduktion von bis zu 75 % möglich.

Die Unterschiede zwischen Ebene A und B bezüglich der bei den Studienpatienten verwendeten BV-Formate kann durch die primäre Verwendung der Ebene A zur Durchleuchtung erklärt werden. Die Untersuchungen zum subjektiven Bildeindruck zeigten, dass bei der Durchleuchtung die mit Ebene A genutzten BV-Formate von 22 cm und kleiner nötig sind, um die feinen Strukturen des Mikrokatheters und des Stent-Retrievers auflösen zu können. Die Ebene B wird hingegen in erster Linie zur Aufnahme von DSA-Sequenzen und somit zur Beobachtung der Kontrastmittelverteilung genutzt, bei der aufgrund der größeren genutzten BV-Formate von 32 cm beziehungsweise 42 cm scheinbar eine geringere Auflösung benötigt wird. Dennoch wird bei biplanaren DSA-Sequenzen das niedrigere BV-Format in Ebene A beibehalten, obwohl ein Umschalten des Formats möglich wäre. Die Rechtfertigung dafür ist zumindest nicht offensichtlich und eine mögliche Dosisersparnis somit denkbar.

Bei monoplanaren Anwendungen kann außerdem mithilfe der inversen Air-Gap Technique, also der Verringerung des Verhältnisses von ISD zu SSD bei konstantem ISD, die Patientenexposition reduziert und die Bildqualität gleichzeitig verbessert werden. Bei der Betrachtung der verwendeten Einstellungen für die acht monoplanar durchgeführten Thrombektomien der Studie wäre somit eine zusätzliche Reduktion der lokalen Haut-Äquivalenzdosis von 5 bis 20 % möglich.

## 6 Zusammenfassung

In dieser Arbeit sollte die Aussage der Strahlenschutzkommission aus dem Jahre 2007 überprüft werden, gemäß derer in der interventionellen Neuroangiographie bei fachgerechter Durchführung keine deterministischen Strahlenschäden zu erwarten seien. Weiterhin sollte in diesem Zusammenhang untersucht werden, ob sich das Dosisflächenprodukt zur Abschätzung des Risikos deterministischer Strahlenschäden eignet und diesbezüglich als alleiniges Kriterium dienen kann.

Außerdem wurde untersucht, welches Potenzial hinsichtlich des aktiven Dosismanagements ein moderner angiographischer Arbeitsplatz bietet und ob dies von den praktizierenden Radiologen vollends ausgenutzt wird.

Mithilfe von Luftkermamessungen an der Oberfläche eines Alderson-Rando Kopfphantoms ist es gelungen, Konversionsfaktoren zwischen Einfalldosis und Oberflächendosis in Abhängigkeit der Strahlungsqualität und der Projektionsrichtung zu ermitteln. Diese können zusammen mit den im Untersuchungsprotokoll gespeicherten Strahlungsdaten zur nachträglichen Bestimmung der lokalen Haut-Äquivalenzdosis von Patienten infolge angiographischer Anwendungen im Schädelbereich genutzt werden. Mithilfe der Konversionsfaktoren wurde eine retrospektive Kurzstudie der Hautexposition von 50 Patienten durchgeführt, die sich in der interventionellen Radiologie des Klinikums Dortmund einer mechanischen Thrombektomie unterzogen haben. Dabei traten Hautdosiswerte von 0,16 Gy bis 4,80 Gy auf, wobei der Mittelwert bei circa 1 Gy lag, bei geschätzten Standardunsicherheiten zwischen 10 % und 12 %. Der von der Strahlenschutzkommission empfohlene Schwellenwert von 3 Gy für deterministische Strahlenreaktionen der Haut wurde in 3 von 50 Fällen (6 %) überschritten. Der Wert des Medians von 0,54 Gy zeigt, dass im Regelfall tatsächlich nicht mit deterministischen Strahlenschäden zu rechnen ist. Bei den Schwellenwerten handelt es sich jedoch um geschlechts- und altersunspezifische Mittelwerte. Bei einem durchschnittlichen Patientenalter von 72,4 Jahren erscheint es jedoch angebracht, die Schwellendosis aufgrund der Degeneration der Zellerneuerungsmechanismen herabzusetzen. Zudem führt die vorangegangene Akutdiagnostik durch CT, CT-Angio und CT-Perfusion schon im Vorfeld der Intervention zu einer erheblichen kumulativen Strahlenbelastung der Patienten. Aus diesem Grunde erscheint die Verwendung einer konservativeren Überwachungs-dosis von 1 Gy sinnvoller, bei deren Überschreitung Patienten in den Folgetagen erneut vorstellig werden sollten. Diese Überwachungs-dosis wird in 18 von 50 Fällen (36 %) überschritten. Die eingangs erwähnte Aussage der Strahlenschutzkommission kann somit im Falle der mechanischen Thrombektomie nicht vollends bestätigt werden. Dass sich die Dosisbelastung trotz modernster Technik im Vergleich zu früheren Studien bezüglich Embolisationen und Angioplastien nicht wesentlich reduziert hat, ist in erster Linie der hohen Komple-

xität des Verfahrens geschuldet. Somit kommt es in aller Regel zur Ausnutzung der früher nicht verfügbaren Möglichkeit der biplanaren Anwendung und einem Anstieg der Strahlanforderungszeiten. Diese reichten von 5,7 bis 137,3 Minuten und betragen im Mittel 39,5 Minuten. Auch die Anzahl der durchgeführten DSA-Aufnahmen von 114 bis 1236 Aufnahmen pro Patient (im Mittel 398) ist durchaus beachtlich. Die Beiträge von Durchleuchtung und DSA-Aufnahmen zur kumulierten Hautdosis sind im Mittel nahezu gleich. Es zeigt sich somit, dass die alleinige Berücksichtigung stochastischer Schäden in der interventionellen Neuroangiographie nicht ausreicht. Eine Eignung des Dosisflächenproduktes zur Abschätzung von  $H_p(0,07)$  konnte nicht nachgewiesen werden. So führen in Einzelfällen gleiche Dosisflächenprodukte zu Unterschieden in der lokalen Haut-Äquivalenzdosis von bis zu 343 %. Dies liegt in erster Linie an den großen Variationen der verwendeten Feldgrößen und SIDs. Eine optimale Korrelation zu  $H_p(0,07)$  bietet hingegen die Einfalldosis. Hier konnte ein linearer Zusammenhang mit einem mittleren Konversionsfaktor von  $f_{H_p(0,07)}(K_E) = 0,959 \pm 0,115$  hergestellt werden. Die dabei maximal auftretenden Residuen betragen lediglich 9,5 %. Zur gleichzeitigen Abschätzung von deterministischen und stochastischen Strahlenschäden wird somit die Verwendung einer kombinierten Messkammer empfohlen, die aus einem DFP-DIAMENTOR und einer kleineren Messkammer im Zentrum besteht. Dies ermöglicht die zeitgleiche direkte Messung von Dosisflächenprodukt und Luftkerma, welche mithilfe eines zusätzlichen Abstandssensors (beispielsweise eines Lasers) in die Einfalldosis transformiert werden könnten.

Aufgrund der großen Heterogenität der Ergebnisse in den Vergleichsstudien erscheint es sinnvoll, weitere Studien zur Hautexposition bei mechanischen Thrombektomien an anderen Standorten durchzuführen, da eine Abhängigkeit von Anwendererfahrung und verwendeter Gerätetechnik zu erwarten ist. Außerdem wäre eine Verifikation der gemessenen Konversionsfaktoren durch direkte Messungen der Oberflächendosis, beispielsweise mithilfe von in der Kopfstütze platzierten TLDs, wünschenswert.

Durch Messungen zur Bildqualität konnte eine Korrelation zwischen subjektiver Bildwahrnehmung und objektiven Qualitätskriterien hergestellt werden. Die für mechanische Thrombektomien nötige Bildqualität wird durch die Sichtbarkeit der chirurgischen Materialien, wie Mikrokatheter und Stent-Retriever, definiert. Die voneinander unabhängigen, anonymisierten Bewertungen von Phantomaufnahmen durch zwei erfahrene Neuroradiologen zeigten, dass eine ausreichende Bildqualität für mechanische Thrombektomien im Schädelbereich ab einer Grenzauflösung von 2,2 Lp/mm und/oder eines Grauwertgradienten von 1460 zwischen den Dynamikstufen 9 und 11 des Primus A Prüfkörpers der Firma IBA Dosimetry vorliegt. Die Kombination von Dosismessungen an der Oberfläche des Kopfphantoms und Messungen zur Bildqualität in Abhängigkeit von den während der Anwendung verfügbaren Parametern ermöglichte eine Bewertung des Dosismanagements des an der Studie beteiligten Fachpersonals verglichen mit dem theoretischem Potenzial der verwendeten Anlage. Es zeichnet sich dabei ab, dass die Patientenexposition durch die Modifikation weniger Geräteeinstellungen erheblich reduziert werden kann. Beispielsweise führt die Verwendung des dosissparenden Durchleuchtungsmodus FL- gegenüber dem durchweg verwendeten Modus FL zu einer Dosisersparnis von bis zu 50 %. Des Weiteren kann insbesondere bei Patienten, bei denen sich eine hohe Durchleuchtungszeit oder Aufnahmeanzahl abzeichnet, der Verzicht auf das Streustrahlenraster diskutiert werden, da sich hier keine signifikante Verschlechte-

---

rung der Bildqualität zeigte, die Dosisbelastung aber um bis zu weitere 50 % reduziert werden könnte. Bei monoplanaren Anwendungen zeigt sich ein Dosisreduktionspotenzial von 5 % bis 20 % durch die Verringerung des Verhältnisses von ISD zu SSD, wobei ersteres konstant gehalten wird. Durch dieses dem Prinzip der Air-Gap Technique ähnelnde Verfahren lassen sich zudem Halbschatteneffekte verringern, wodurch es neben der Dosisreduktion auch zu einer Verbesserung der Bildqualität kommt. Darüber hinaus zeigten sich bei den durchgeführten Thrombektomien wenige bis keine Variationen bezüglich Puls- und Bildfrequenz gegenüber den Standardeinstellungen. Insgesamt erscheint eine deutliche Dosisreduktion durch die Verwendung möglichst dosissparender Einstellungen zu Beginn einer Intervention möglich, welche dann bei Bedarf im weiteren Verlauf gemäß des ALARA-Prinzips nach oben angepasst werden können. Neben der Patientenexposition könnte so auch die Exposition des Personals, die in dieser Arbeit nicht untersucht wurde, erheblich reduziert werden.

Diese Ergebnisse zeigen, dass nach ihrer Anschaffung eine intensivere Auseinandersetzung mit den technischen Möglichkeiten moderner bildgebender Systeme erfolgen muss, die über die obligatorische Einweisung hinausgeht. Durch eine genauere Kenntnis über die technischen Möglichkeiten des verwendeten Systems kann dieses an die spezifischen Anforderungen des vorgesehenen Verwendungszwecks angepasst und so die Gesundheit von Anwender und Patient geschützt werden. Aufgrund der hohen Komplexität moderner Systeme kann dies nicht von praktizierenden Radiologen neben dem klinischen Alltag geleistet werden. Vielmehr fällt dies in den Kompetenzbereich eines Medizinphysikexperten in der Radiologie.



# A Anhang

## A.1 Angabe von Messunsicherheiten

Die Bestimmung der Messunsicherheiten erfolgt in dieser Arbeit gemäß der Richtlinien der DIN ENV 13005 [DIN99]. Alle Unsicherheiten werden zu einem Grad des Vertrauens von 68,27 % beziehungsweise einem Erweiterungsfaktor von  $k = 1$  angegeben.

Die absolute Standardunsicherheit einer Mess- oder Schätzgröße  $X$  wird mit  $u(X)$  und die entsprechende relative Standardunsicherheit mit  $\sigma(X)$  bezeichnet. Beide sind über

$$\sigma(X) = \frac{u(X)}{X} \quad (\text{A.1})$$

miteinander verknüpft. Die kombinierte Standardunsicherheit  $u_c(Y)$  einer über die Funktion  $f$  aus mehreren Komponenten  $X_i$  zusammengesetzten Größe  $Y$  wird mithilfe des Unsicherheitsfortpflanzungsgesetzes ermittelt:

$$u_c(Y) = \sqrt{\sum_i^N \left( \frac{\partial f}{\partial X_i} \cdot u(X_i) \right)^2} \quad (\text{A.2})$$

In einigen Fällen lässt sich die Unsicherheit einer Größe nur durch die Angabe einer unteren Schranke  $a_-$  und einer oberen Schranke  $a_+$  angeben. Dabei werden  $a_- \wedge a_+$  so gewählt, dass diese einen Grad des Vertrauens von 100 % entsprechen. Sind keine weiteren Details über die mögliche Verteilung der Messergebnisse bekannt, so wird innerhalb der Schranken eine Gleichverteilung angenommen. Die Wahrscheinlichkeitsdichte entspricht somit einer Rechteckverteilung deren Standardunsicherheit sich aus

$$u(X) = \frac{a}{\sqrt{3}} \quad (\text{A.3})$$

ergibt. Die Schätzgröße  $X$  wird in die Mitte der beiden Schranken verlegt, sodass für die Schrankenweite  $|a_-| = |a_+| = a$  gilt.

Ist es aufgrund gut gemachter Annahmen jedoch realistischer zu vermuten, dass Messergebnisse im Bereich der Schranken unwahrscheinlicher sind als im Bereich des Mittelpunktes, so wird die Wahrscheinlichkeitsdichte durch eine Dreieckverteilung genähert, an deren Maximum sich der Schätzwert befindet. In diesem Fall ergibt sich die Standardunsicherheit gemäß:

$$u(X) = \frac{a}{\sqrt{6}} \quad (\text{A.4})$$

### Unsicherheiten der DIADOS-Messungen

Die relative Standardunsicherheit  $\sigma(M)$  der Luftkerma- sowie Luftkermaleistungsmessungen mithilfe des PTW-DIADOS Systems ergibt sich aus den Gleichungen 3.2 und A.2 zu:

$$\sigma(M) = \sqrt{(\sigma^2(k_Q) + \sigma^2(k_{Cu}) + \sigma^2(k_{elec}))} \quad (\text{A.5})$$

Die Unsicherheiten der Strahlungsqualitätskorrekturen  $\sigma(k_Q)$  und  $\sigma(k_{Cu})$  sowie des elektrischen Kalibrierfaktors  $\sigma(k_{elec})$  sind Tabelle A.1 zu entnehmen. Dementsprechend ergibt sich für Messungen mit Kupferfilterung  $\sigma(M) \approx 2,35\%$  und ohne Kupferfilterung  $\sigma(M) \approx 1,81\%$ . Die digitale Auflösung der Messwertanzeige ist bei allen Messungen besser als 1% und kann somit vernachlässigt werden.

$\sigma(k_Q) / \%$	$\sigma(k_{Cu}) / \%$	$\sigma(k_{elec}) / \%$
1,5	1,5	1

**Tabelle A.1:** Beiträge zur relativen Standardunsicherheit der DIADOS-Messungen.

### Unsicherheiten der Abstandsbestimmungen

#### SSD:

Die Unsicherheit des mit Variante A ermittelten SSDs ergibt sich aus den Gleichungen 3.4 und A.2 zu:

$$u(\text{SSD}) = \sqrt{u^2(r_{\text{iso}}) + u^2(D_M) + u^2(D_K) + u^2(D_{\text{eff.}}) + u^2(r_T)} \quad (\text{A.6})$$

Hierbei entspricht  $u(r_{\text{iso}})$  der Standardunsicherheit der Kalibrierung des Isozentrums. Alle Herstellerangaben für das Artis zee biplane System besitzen eine Fertigungstoleranz von 5% (Erweiterungsfaktor  $k = 3$ ) [Si12]. Für  $r_{\text{iso}} = 75$  cm ergibt sich somit eine Standardunsicherheit von 1,25 cm.

Die Unsicherheiten der Dicken von Matratze  $u(D_M)$  und Kopfstütze  $u(D_K)$  sowie der effektiven Messtiefe im Diagnostikdetektor  $u(D_{\text{eff.}})$  werden konservativ abgeschätzt. Die Angabe der Standardunsicherheit erfolgt dann schließlich mithilfe von Gleichung A.3. Die Werte können Tabelle A.2 entnommen werden.

Die Unsicherheit der Tischposition  $u(r_T)$  setzt sich aus dem relativen Fehler aller geometrischen Messangaben der Anlage von 5% (Erweiterungsfaktor  $k = 2$ ) [Si12] und der digitalen Auflösung zusammen. Die digitale Auflösung beträgt 1 cm sodass für die Schrankenweite  $a = 0,5$  cm gilt. Somit ergibt sich für die Standardunsicherheit von  $r_T$ :

$$u(r_T) = 2,5 \cdot 10^{-2} \cdot r_T + \frac{0,5}{\sqrt{3}} \text{ cm} \quad (\text{A.7})$$

$u(r_{\text{iso}}) / \text{cm}$	$u(D_{\text{M}}) / \text{cm}$	$u(D_{\text{K}}) / \text{cm}$	$u(D_{\text{eff.}}) / \text{cm}$
1,25	0,29	0,15	0,01

**Tabelle A.2:** Beiträge zur relativen Standardunsicherheit der Abstandsbestimmung nach Variante A.

Die Unsicherheit des mit Variante B ermittelten SSDs ergibt sich aus den Gleichungen 3.5 und A.2 zu:

$$u(\text{SSD}) = \sqrt{u^2(r_{\text{D}}) + u^2(r_{\text{K}})} \quad (\text{A.8})$$

Hierbei ist  $u(r_{\text{K}})$  die Standardunsicherheit des Kopfradius. Für die untere und obere Schranke wird ein Wert von 3 cm als sinnvoll erachtet. Es wird angenommen, dass die auftretenden Kopfradien einer Gleichverteilung um den Mittelwert von 9 cm entsprechen, sodass für die Standardunsicherheit gemäß Gleichung A.3  $u(r_{\text{K}}) \approx 1,74 \text{ cm}$  gilt. Für  $u(r_{\text{D}})$  gelten dieselben Überlegungen wie für  $u(r_{\text{T}})$ .

### **SID:**

Die Standardunsicherheit des SIDs ergibt sich wie  $u(r_{\text{T}})$  aus dem relativen Fehler der Messangabe und der digitalen Auflösung von 1 cm. Es gilt somit:

$$u(\text{SID}) = 2,5 \cdot 10^{-2} \cdot \text{SID} + \frac{0,5}{\sqrt{3}} \text{ cm} \quad (\text{A.9})$$

### **ISD:**

Der ISD ergibt sich aus der Differenz von SID und SSD. Somit gilt für die Standardunsicherheit des ISDs gemäß Gleichung A.2:

$$u(\text{ISD}) = \sqrt{u^2(\text{SSD}) + u^2(\text{SID})} \quad (\text{A.10})$$

## **Unsicherheiten der Feldgrößenbestimmungen**

Die relative Standardunsicherheit  $\sigma(A_{\text{H}})$  der nach Variante A bestimmten Feldgröße wird konservativ abgeschätzt. Mehrmaliges Wiederholen der Feldgrößenmessung bei verschiedenen BV-Formaten lässt die Wahl einer Schrankenweite von  $a = 3\%$  vernünftig erscheinen. Bei Annahme einer rechteckförmigen Wahrscheinlichkeitsdichte ergibt sich für  $\sigma(A_{\text{H}})$  ein Wert von circa 1,74 %.

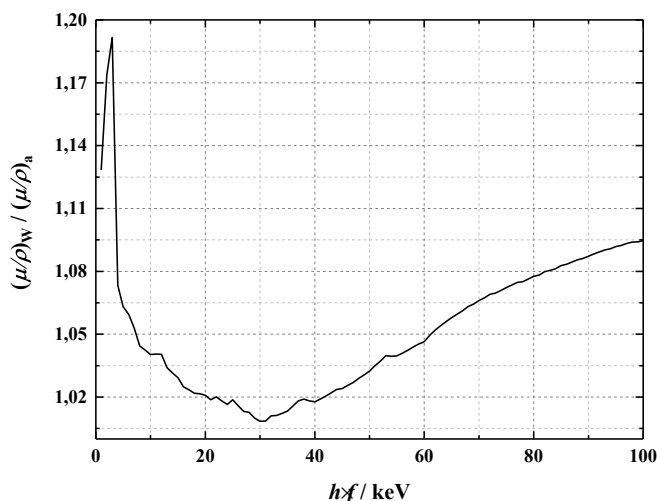
Die relative Standardunsicherheit  $\sigma(A_{\text{H}})$  der nach Variante B bestimmten Feldgröße setzt sich aus den relativen Standardunsicherheiten der Abstandsbestimmung nach Variante B  $\sigma(\text{SSD})$  (s. o.) sowie der DICOM-Tags für Feldgröße  $\sigma(A_{\text{D}}) = 2,5\%$  [Si12] und Abstand  $\sigma(r_{\text{D}})$  (s. o.) zusammen. Mithilfe der Gleichungen 3.6 und A.2 ergibt sich:

$$\sigma(A_{\text{H}}) = \sqrt{(\sigma^2(A_{\text{D}}) + 4 \cdot \sigma^2(\text{SSD}) + 4 \cdot \sigma^2(r_{\text{D}}))} \quad (\text{A.11})$$

### Unsicherheit von $t_{W/a}$

Die Unsicherheit des Verhältnisses der Massenenergieabsorptionskoeffizienten von Wasser und Luft  $u(t_{W/a})$  kann durch Betrachtung der Abbildung A.1 abgeschätzt werden, in der  $t_{W/a}$  in Abhängigkeit von der Photonenergie dargestellt ist. In dem für diagnostische Anwendungen relevanten Energiebereich von circa 20 keV bis 100 keV nimmt  $t_{W/a}$  Werte von 1,01 bis 1,09 an. Es kann somit eine Schrankenweite von  $a = 0,04$  gewählt werden. Durch die Simulation der Röntgenspektren kann zudem angenommen werden, dass Werte im Bereich des simulierten Wertes deutlich wahrscheinlicher sind als solche im Bereich der Schranken. Der Berechnung der Standardunsicherheit kann folglich eine dreieckförmige Wahrscheinlichkeitsdichte zugrunde gelegt werden (Gleichung A.4). Somit gilt:

$$u(t_{W/a}) = \frac{0,04}{\sqrt{6}} \quad (\text{A.12})$$



**Abbildung A.1:** Verhältnis der Massenenergieabsorptionskoeffizienten von Wasser und Luft in Abhängigkeit von der Photonenergie gemäß [HS95].

### Unsicherheiten der Konversionsfaktoren

Die relativen Standardunsicherheiten der Konversionsfaktoren  $\sigma(f_O)$  ergeben sich aus den Standardunsicherheiten des DIADOS-Messwertes  $\sigma(M)$ , der Feldgrößenbestimmung  $\sigma(A_H)$  nach Variante A sowie der des DFP-Monitorings  $\sigma(\text{DFP}_A)$ . Letztere beträgt laut Herstellerangabe 7,5% (Erweiterungsfaktor  $k = 1$ ) [PTW12]. Da in dieser Angabe die nicht korrigierte Strahlungsqualitätsabhängigkeit der Messkammer berücksichtigt wird, die Konversionsfaktoren aber in Abhängigkeit von der Strahlungsqualität gemessen werden, kann  $\sigma(\text{DFP}_A)$  um diesen Beitrag reduziert werden. Dieser beträgt gemäß [DIN01b] 4,6%, sodass sich  $\sigma(\text{DFP}_A)$  auf circa 5,93% reduzieren lässt. Aus den Gleichungen 3.9 und A.2 ergibt sich:

$$\sigma(f_O) = \sqrt{\sigma^2(M) + \sigma^2(A_H) + \sigma^2(\text{DFP}_A)} \quad (\text{A.13})$$

Die Standardunsicherheiten der angegebenen mittleren Konversionsfaktoren ergeben sich aus der quadratischen Summe von  $u(f_O)$  und der Standardunsicherheit der jeweiligen Anpassungsfunktion.

### Unsicherheiten von $H_p(0,07)$

Bei der direkten Messung von  $H_p(0,07)$  in Abhängigkeit von Geräteparametern ergibt sich die relative Standardunsicherheit der lokalen Haut-Äquivalenzdosis aus den relativen Standardunsicherheiten des DIADOS-Messwertes  $\sigma(M)$  und der des Verhältnisses der Massenenergieabsorptionskoeffizienten von Wasser und Luft  $\sigma(t_{W/a})$ . Die Gleichungen 3.12 und A.2 führen zu:

$$\sigma(H_p(0,07)) = \sqrt{\sigma^2(M) + \sigma^2(t_{W/a})} \quad (\text{A.14})$$

Einige relative Dosismessungen wurden nur mithilfe des DFP-Monitorings durchgeführt. Diese werden mit der relativen Standardunsicherheit des DIAMENTORS von 7,5% belegt.

Bei der Bestimmung von  $H_p(0,07)$  mithilfe der Konversionsfaktoren und der Untersuchungsdaten ergibt sich die relative Standardunsicherheit der lokalen Haut-Äquivalenzdosis aus den relativen Standardunsicherheiten der mit Variante B bestimmten Feldgröße  $\sigma(A_H)$ , des Verhältnisses der Massenenergieabsorptionskoeffizienten von Wasser und Luft  $\sigma(t_{W/a})$  sowie des Konversionsfaktors  $\sigma(f_O)$ .

Mithilfe der Gleichungen 3.11 und A.2 ergibt sich wiederum:

$$\sigma(H_p(0,07)) = \sqrt{\sigma^2(A_H) + \sigma^2(t_{W/a}) + \sigma^2(f_O)} \quad (\text{A.15})$$

Die relative Standardunsicherheit des DFP-Monitorings ist in  $\sigma(f_O)$  bereits berücksichtigt. Die relative Eigenabweichung ist  $< 1\%$  [PTW12], sodass eine erneute Berücksichtigung nicht notwendig erscheint.

## A.2 Qualitäts- und Wichtungsfaktoren für Strahlenschutzgrößen

$L_\infty / \text{keV} \cdot \mu\text{m in Wasser}$	$Q(L)$
$< 10$	1
$10 - 100$	$0,32 \cdot L_\infty - 2,2$
$> 100$	$300/\sqrt{L_\infty}$

**Tabelle A.3:** Strahlungs-Qualitätsfaktoren  $Q$  der Mess-Äquivalenzdosis in Abhängigkeit des unbeschränkten linearen Energietransferkoeffizienten in Wasser nach [ICRP91]. Für Photonen und Elektronen gilt  $Q = 1$ .

Strahlungsart	Energiebereich	$w_R$
Photonen	pauschal	1
$e^-$ , $e^+$ , $mu$	alle	1
Neutronen	$< 10 \text{ keV}$	5
	$10 - 100 \text{ keV}$	10
	$0,1 - 2 \text{ MeV}$	20
	$2 - 20 \text{ MeV}$	10
	$> 20 \text{ MeV}$	5
Protonen	$> 2 \text{ MeV}$	25
$\alpha$ , Schwerionen, Spaltfragmente	alle	20

**Tabelle A.4:** Pauschalierte Strahlungs-Wichtungsfaktoren  $w_R$  als Funktion der Strahlungsqualität und Strahlungsart nach [ICRP91].

Gewebeart/Organ	$w_T$
Keimdrüsen	0,08
rotes Knochenmark	0,12
Colon	0,12
Lunge	0,12
Magen	0,12
Blase	0,04
Brust	0,12
Leber	0,04
Oesophagus	0,04
Schilddrüse	0,04
Haut	0,01
Gehirn	0,01
Speicheldrüse	0,01
Rest	0,12
Total	1

**Tabelle A.5:** Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_T$  zur Berechnung der effektiven Dosis nach [ICRP07]. Rest: Nebennieren, obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Prostata, Dünndarm, Milz, Thymus, Gebärmutter/Gebärmutterhals. Die Dosis der restlichen Gewebe wird geschlechtsspezifisch als Mittelwert über jeweils 13 Gewebe berechnet.

A.7 Parameter der Durchleuchtungs- und Aufnahmemodi für zerebrale Anwendungen

Parameter	Durchleuchtung		Aufnahme		
	FL-	FL	FL+	LD Cerebral	Cerebral
kV-Plateau (40-125) kV	81 kV	70 kV	70 kV	73 kV	73 kV
max. Pulsbreite (3,2-100) ms	25 ms	25 ms	25 ms	100 ms	100 ms
kV-ms (40-125) kV	85 kV	125 kV	125 kV	96 kV	96 kV
Fokusgröße	small	small	small	small	small
kV-Fokus micro → small (40-125) kV	-	-	-	Aus	Aus
kV-Fokus small, → large (40-125) kV	-	-	-	102 kV	Aus
max. Systemdosis pro Bild	29 nGy/Puls	32 nGy/Puls	55 nGy/Puls	1,82 µGy/Bild	3 µGy/Bild
kV-Dosis (40-125) kV	109 kV	125 kV	Aus	102 kV	102 kV
Absenkung in Belichtungspunkten	2 EP	2 EP	2 EP	-	-
Hautdosis-Profil	Low-Contrast	Normal-Contrast	High-Contrast	-	-
min. CU-Filter (0-0,9) mm	0,6 mm	0,2 mm	0,2 mm	0,1 mm	0,0 mm
max. CU-Filter (0-0,9) mm	0,9 mm	0,6 mm	0,3 mm	0,3 mm	0,3 mm
Verarbeitung	NAT	NAT	NAT	NAT/DSA Sub.	NAT/DSA Sub.
Kontrastmittel	-	-	-	Jod	Jod
kV-Warnstufe (40-125) kV	109 kV	109 kV	Aus	-	-
I-Noise Reduction	Weich	Weich	Hart	Normal	Aus
Kontrastanhebungsfaktor (0-100) %	10 %	20 %	20 %	25 %	15 %
Filterkernel	5	5	5	3	5
DDO (0-100) %	35 %	35 %	35 %	-	-
DDO-Kernel	101	101	101	-	-
Fenstermitte (NAT)	1700	1700	1700	1900	1900
Fensterbreite (NAT)	2500	2700	2500	2700	2700
Fenstermitte (SUB)	-	-	-	3100	3100
Fensterbreite (SUB)	-	-	-	50	50
autom. Fensterung	C = 300, W = 400	C = 300, W = 400	C = 300, W = 400	Sigmoid-Window	Sigmoid-Window



# Abbildungsverzeichnis

2.1	Klein-Nishina-Wirkungsquerschnitt. . . . .	5
2.2	Massenschwächungskoeffizienten von Wasser. . . . .	7
2.3	Stochastische und deterministische Dosiswirkungsbeziehungen. . . . .	9
2.4	Prinzip des Dosisflächenproduktes. . . . .	13
2.5	Beispiele für deterministische Hautreaktionen. . . . .	17
2.6	Prinzip der Projektionsradiographie . . . . .	19
2.7	Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre . . . . .	19
2.8	Halbschatteneffekt bei einer Röntgenabbildung. . . . .	21
2.9	Einfluss von Glühwendellänge und Anodenwinkel auf Leistung und Ortsauflösung. . . . .	22
2.10	Form eines Röntgenspektrums. . . . .	23
2.11	Röntgenspektrum in Abh. von verschiedenen Quelleneigenschaften. . . . .	27
2.12	Streustrahlung aufgrund des Patienten. . . . .	28
2.13	Prinzip verschiedener BV-Formate. . . . .	30
2.14	Kontrastverringerng aufgrund von Streustrahlung. . . . .	32
2.15	Funktionsprinzip eines Streustrahlenrasters. . . . .	33
2.16	Prinzip der Fenstertechnik. . . . .	34
2.17	Aufbau eines C-Bogens. . . . .	37
2.18	Prinzip der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA). . . . .	39
2.19	Arbeitsplatz für angiographische Interventionen. . . . .	40
2.20	Prinzip der mechanischen Thrombektomie. . . . .	41
2.21	Mikrochirurgisches Material bei der mechanischen Thrombektomie. . . . .	42
2.22	Übersichtsangiogramme während einer Thrombektomie. . . . .	42
3.1	Übersichtsaufnahme des Artis zee biplane Systems. . . . .	44
3.2	Untersuchungsprotokoll . . . . .	47
3.3	Messfelder für die Belichtungsautomatik. . . . .	48
3.4	Verwendeter DIADOS Diagnostikdetektor T60004. . . . .	51
3.5	Korrektionsfaktoren des DIADOS Diagnostikdetektor T60004 in Abhängigkeit von der Strahlungsqualität. . . . .	51
3.6	DIADOS PTW Diagnostikdosimeter T11003 . . . . .	52
3.7	Alderson-Rando Kopfphantom. . . . .	53
3.8	Primus A Strukturkörper der Firma IBA Dosimetry. . . . .	54
3.9	Mikrokatheter und Stent-Retriever. . . . .	55
3.10	Abstandsbezeichnungen . . . . .	55
3.11	Prinzip der Feldgrößenbestimmung in der Bildnachverarbeitung. . . . .	57

---

3.12	Aufbau zur Verifikation des DFP-Monitorings und des Abstandsquadratgesetzes . . . . .	59
3.13	Aufbau zur Messung der Oberflächendosis am Kopfphantom. . . . .	61
3.14	Erstellung eines Grauwertprofils zwecks objektiver Bewertung der Bildqualität. . . . .	65
3.15	Platzierung des chirurgischen Materials im Kopfphantom. . . . .	66
4.1	Mittlere Energien und Aluminium-HVL-Werte für die auftretenden Strahlungsqualitäten. . . . .	68
4.2	Verifikation des Abstandsquadratgesetzes . . . . .	69
4.3	Strahlungsqualitätskorrektur des DFP-Monitorings. . . . .	70
4.4	Schwächungsfaktoren der Patientenlagerung in Abhängigkeit von der Strahlungsqualität. . . . .	72
4.5	Rückstreuungsfaktoren des Kopfphantoms in Abhängigkeit von der Strahlungsqualität. . . . .	74
4.6	Konversionsfaktoren zur Ermittlung der Oberflächendosis bei Untertischprojektionen. . . . .	76
4.7	Konversionsfaktoren zur Ermittlung der Oberflächendosis bei Übertischprojektionen. . . . .	77
4.8	Lokale Haut-Äquivalenzdosiswerte infolge einer mechanischen Thrombektomie. . . . .	79
4.9	Strahlanforderungszeiten bei der mechanischen Thrombektomie. . . . .	80
4.10	Anzahlen der DSA-Aufnahmen bei der mechanischen Thrombektomie. . . . .	81
4.11	Korrelation zwischen $H_p(0,07)$ und DFP sowie $K_{a\text{ ref.}}$ . . . . .	82
4.12	Korrelation zwischen $H_p(0,07)$ und $K_E$ . . . . .	83
5.1	Einfluss von Modus und Puls- bzw Bildfrequenz auf $\dot{H}_p(0,07)$ . . . . .	88
5.2	Einfluss des Streustrahlenrasters auf $\dot{H}_p(0,07)$ . . . . .	89
5.3	Einfluss des BV-Formats auf $\dot{H}_p(0,07)$ . . . . .	90
5.4	Einfluss des SSDs und SIDs auf $\dot{H}_p(0,07)$ . . . . .	91
5.5	Einfluss des Verhältnisses von ISD zu SSD auf $\dot{H}_p(0,07)$ . . . . .	92
5.6	Abhängigkeit des SNR's von Modus und BV-Format. . . . .	93
5.7	Abhängigkeit des Grauwertgradienten von Modus und BV-Format. . . . .	94
5.8	Abhängigkeit der Grenzauflösung von Modus und BV-Format. . . . .	95
5.9	Abhängigkeit der subjektiven Bildbewertung von Modus und BV-Format. . . . .	96
5.10	Korrelation zwischen subjektiver Bildbewertung und objektiven Bildqualitätskriterien. . . . .	97
A.1	Verhältnis der Massenenergieabsorptionskoeffizienten von Wasser und Luft in Abhängigkeit von der Photonenenergie . . . . .	106
A.2	Bedienkonsole des Artis zee biplane Systems. . . . .	110
A.3	Fußschalter des Artis zee biplane Systems. . . . .	110
A.4	Monitoring im Untersuchungsraum. . . . .	111
A.5	MEGALIX Cat Plus-122. . . . .	111

# Tabellenverzeichnis

2.1	Effektive Dosen verschiedener radiologischer Anwendungen. . . . .	17
2.2	Schwellenwerte für deterministische Strahlenschäden in der Radiologie. .	18
3.1	Matrix- und Pixelgrößen der verschiedenen BV-Formate. . . . .	45
3.2	Härtungsgleichwerte von Materialien im Nutzstrahlenbündel . . . . .	46
4.1	Vergleichsstudien zur Dosisbelastung bei verschiedenen Neurointerventionen. . . . .	84
4.2	Vergleichsstudien zur Strahlanforderungszeit bei verschiedenen Neurointerventionen. . . . .	84
A.1	Beiträge zur relativen Standardunsicherheit der DIADOS-Messungen. .	104
A.2	Beiträge zur relativen Standardunsicherheit der Abstandsbestimmung nach Variante A. . . . .	105
A.3	Strahlungs-Qualitätsfaktoren $Q$ der Mess-Äquivalenzdosis. . . . .	108
A.4	Strahlungs-Wichtungsfaktoren $w_R$ . . . . .	108
A.5	Gewebe-Wichtungsfaktoren $w_T$ . . . . .	109



# Literaturverzeichnis

- [ADJS12] H. Aichinger, J. Dierker, S. Joite-Barfuß, and M. Säbel. *Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology*. Springer Verlag, 2012.
- [B14] Dr. Frank Busch. *Einführung in die Grundlagen der Dosimetrie*. Materialprüfungsamt Nordrhein-Westfalen, 2014.
- [B16] John M. Boone. *Schriftliche Mitteilung*. 25.07.2016.
- [BC91] B. Berthelsen and A. Cederblad. *Radiation Doses to Patients and Personnel Involved in Embolization of Intracerebral Arteriovenous Malformations*. *Acta Radiologica* 32, 6:492–497, 1991.
- [Bea94] P. Bergeron et al. *Radiation Dose to Patients in Neurointerventional Procedures*. *American Journal of Neuroradiology*, 15:1809–1812, 1994.
- [BMU09] BMU. *Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2008: Unterrichtung durch die Bundesregierung*. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit, 2009.
- [BS97] John M. Boone and J. Anthony Seibert. *An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV*. *Medical Physics*, 24(11):1661–1670, 1997.
- [BS10] Peter Berauer and Günter Stelzer. *Der erste vollständig digitale C-Bogen - Mobile Bildgebung im 21. Jahrhundert*. Ziehm Imaging, 2010
- [D16] Olaf Dössel. *Bildgebende Verfahren in der Medizin: Von der Technik zur medizinischen Anwendung*. Springer-Verlag, 2016.
- [DIN90] DIN 6809-3. *Klinische Dosimetrie - Röntgendiagnostik*. Deutsches Institut für Normung e. V., 1990.
- [DIN99] DIN 13005. *Leitfaden zur Angabe der Unsicherheit beim Messen*. Deutsches Institut für Normung e. V., 1999.
- [DIN00] DIN 6814-2. *Begriffe in der radiologischen Technik - Strahlungsphysik*. Deutsches Institut für Normung e. V., 2000.
- [DIN01a] DIN 6868-4. *Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Teil 4: Konstanzprüfung an medizinischen Röntgeneinrichtungen zur Durchleuchtung*. Deutsches Institut für Normung e. V., 2001.

- [DIN01b] DIN EN 60580. *Medizinische elektrische Geräte - Dosisflächenprodukt-Messgeräte*. Deutsches Institut für Normung e. V., 2001.
- [DIN03] DIN 6809-7. *Klinische Dosimetrie - Verfahren zur Ermittlung der Patientendosis in der Röntgendiagnostik*. Deutsches Institut für Normung e. V., 2003.
- [DIN14] DIN 6814-3. *Begriffe in der radiologischen Technik - Dosimetrie*. Deutsches Institut für Normung e. V., 2014.
- [EU93] *Vorhaben Nr. F13PCT930070*. Europäische Union, 1993.
- [Fea04] E. Fantuzzi et al. *Experimental and Monte Carlo Studies on the calibration of photon personal doseimeters in terms of Hp(3)*. ENEA - ION-IRP, 2004.
- [FG15] Jens Fiehler and Christian Gerloff. *Mechanische Thrombektomie bei Schlaganfall*. Deutsches Ärzteblatt, 49:830–836, 2015.
- [G06] Alfred Goldinger. *Strahleninduzierte Hautveränderungen*. Pharmazeutische Zeitung, 49, 2006.
- [G14] Gerd L. Goldyn. *Praxishandbuch Angiographie*. Springer, 2014.
- [GE95] S.M. Giacomuzzi and B. Erckert. *Exposition des Untersuchungspersonals bei Angiographie und interventioneller Radiologie*. Strahlenschutz, 3/2:28–33, 1995.
- [GGK07] D. Gosch, K. Gosch, and T. Kahn. Konversionsfaktoren zur Ermittlung der effektiven Dosis für Patienten aus dem Dosisflächenprodukt bei Röntgendurchleuchtungsuntersuchungen. *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen*, 179:1035–1042, 2007.
- [HS95] J.H. Hubbel and S.M. Seltzer. *Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest*. Natl. Inst. Standards Technol., USA, NISTIR 5632, 1995.
- [IEC99] IEC 61223-3-1. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments. Acceptance tests - imaging performance of X-ray equipment for radiographic and radiosopic systems*. International Electrotechnical Commission, 1999.
- [ICRP91] ICRP-Publication 60. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Pergamon Press. International Commission on Radiological Protection, 1991.
- [ICRP07] ICRP-Publication 103. *The 2007 recommendations of the ICRP*. International Commission on Radiological Protection, 2007.
- [K12a] Hanno Krieger. *Strahlungsmessung und Dosimetrie*. Springer Spektrum, 2012.

- [K12b] Hanno Krieger. *Strahlungsquellen für Technik und Medizin*. Springer Spektrum, 2012.
- [Kea17] C. Krogias et al. *Verfügbarkeit der mechanischen Thrombektomie bei akutem Hirninfarkt - Analyse der Versorgungsrealität in Deutschland*. Der Nervenarzt, DOI 10.1007/s00115-017-0324-0, 2017.
- [KN29] O. Klein and Y. Nishina. *Über die Streuung von Strahlung durch freie Elektronen nach der neuen relativistischen Quantenmechanik nach Dirac*. Zeitschrift für Physik, 52:853–868, 1929.
- [Kr11] Rüdiger Kramme. *Medizintechnik- Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*. Springer-Verlag, 2011.
- [LL99] Th. Laubenberger and J. Laubenberger. *Technik der medizinischen Radiologie*. Deutscher Ärzte-Verlag, 1999.
- [Mea95] N.W. Marshall et al. *Patient and staff dosimetry in neuroradiological procedures*. British Journal of Radiology, 68:495–501, 1995.
- [Mea00] R.B. Mooney et al. *Absorbed dose and deterministic effects to patients from interventional neuroradiology*. The British Journal of Radiology, 73:745–751, 2000.
- [MS95] R. Mini and P. Schneeberger. *Automatische Erfassung und Analyse des Dosis-Flächen-Produktes (DFP)*. Tagungsband der 26. Tagung der DGMP in Würzburg, 110–123, 1995.
- [NB93] Edward L. Nickoloff and B. Howard L. Bermann. *Factors Affecting X-ray Spectra*. Radiographics, 13:1337–1348, 1993.
- [Pea98] N. Petoussi-Henss, M. Zankl, G. Drexler, W. Panzer, and D. Regulla. *Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods*. Physics in Medicine and Biology, 43:2237–2250, 1998.
- [PTW12] *Gebrauchsanweisung DIAMENTOR K1S T11028GR und DIAMENTOR K2S T11029GR*. PTW Freiburg, 2012.
- [PTW14] *Gebrauchsanweisung DIADOS Diagnostikdetektor T60004*. PTW Freiburg, 2014.
- [PTW15] *Gebrauchsanweisung DIADOS Diagnostikdosimeter T11003*. PTW Freiburg, 2015.
- [R17] Prof. Dr. med. Stefan Rohde. *Schriftliche Mitteilung*. 31.05.2017.
- [RG84] M. Roos and B. Großwendt. *Bremsstrahlungskorrekturen für die Dosimetrie der  $\gamma$ -Strahlung von 60-Co-therapieanlagen*. Medizinische Physik, pages 371–374, 1984.
- [RSD11] RSD Radiology Support Devices. *The Alderson Radiation Therapy Phantom*. <http://www.rsdphantoms.com/pages/aldersonradiationphantom.html>, 2011. Aufgerufen: 15.07.2017.

- [RöV14] *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV)*, §3 Abs. 3 Nr. 2b. Bundesministerium der Justiz und für Verbraucherschutz, 2014
- [SA92] A. Stargard and G. Alzen. *Zur Strahlenschutzsituation bei angiographischen Untersuchungen*. Zeitschrift für Medizinische Physik, 2:42–46, 1992.
- [Sea00] H. Seifert et al. *Reduzierung der Strahlenexposition von Patienten bei ausgewählten interventionellen und angiographischen Maßnahmen*. RöFo, 12:1057–1064, 2000.
- [Sea05] L. Struelens et al. *Skin dose measurements on patients for diagnostic and interventional neuroradiology: A multicentre study*. Radiation Protection Dosimetry, 114:143–146, 2005.
- [Sea09] Stecker et al. *Guidelines for Patient Radiation Dose Management*. Journal of Vascular and Interventional Radiology, 20:263–273, 2009.
- [Si10] *Guide to Low Dose*. Siemens Healthineers, 2010.
- [Si12] *Artis zee/zeego - Betreiberhandbuch*. Siemens Healthineers, 2012.
- [Si16] *Thrombektomie – Interventionelle Therapie bei Schlaganfällen*. Siemens Healthcare GmbH, 2016.
- [SS96] Th. Schmidt and F.-E. Stievel. *Digitale Bildgebung in der Diagnostischen Radiologie, Bildqualität-Strahlenerexposition*. H. Hoffmann-Verlag, 1996.
- [SSK96] *Der Strahlenunfall. Ein Leitfaden für Erstmaßnahmen*. Strahlenschutzkommission, 1996.
- [SSK07] *Interventionelle Radiologie - Empfehlung der Strahlenschutzkommission*. Strahlenschutzkommission, 2007.
- [TH03] C. Theodorakou and J.A. Horrocks. *A study on radiation doses and irradiated areas in cerebral embolisation*. The British Journal of Radiology, 76:546–552, 2003.
- [W11] Jens Wagner. *Anpassung von Funktionen an Messdaten - Die  $\chi^2$ -Verteilung*. <http://www.physi.uni-heidelberg.de/Einrichtungen/AP/Elearning/index.php/animationen/37-anpassung-von-funktionen-an-messdaten>, 2011. Aufgerufen: 18.07.2017.
- [YBR16] U. Yilmaz, R. Mühl-Benninghaus, and W. Reith. *Mechanische Thrombektomie - Technik*. Der Radiologe, 1:12–16, 2016.

## Danksagung

An dieser Stelle soll ein wenig Platz für einige Worte des Dankes sein.

Zunächst möchte ich mich besonders bei Herrn Dr. Andreas Block und Herrn Prof. Dr. Stefan Rohde bedanken. Dafür, dass sie mir die Möglichkeit geboten haben, in der Neuroradiologie des Klinikums Dortmund meine Masterarbeit verfassen zu dürfen. Dabei wurde ich stets sehr gut betreut und es gab immer Anregungen und wenn nötig Hilfestellungen bei auftretenden Problemen.

Herrn Prof. Dr. Spaan möchte ich für die Möglichkeit danken, meine Arbeit an seinem Lehrstuhl verfassen zu können und dafür, dass er sich bereit erklärt hat, meine Arbeit zu begutachten.

Ein besonderer Dank gilt dem gesamten Radiologie Team des Klinikums Dortmund, wobei ich Herrn Dr. Olaf Adamczewski und Frau Anke Schäfer hervorheben möchte, die zu jeder Zeit hilfsbereit waren und mich tatkräftig bei meinen Messungen unterstützt haben.

Bei Herrn Hans-Jürgen Knobloch möchte ich mich für die gute Zusammenarbeit und einige hilfreiche Anregungen bedanken sowie für die Bereitstellung aller nötigen Unterlagen und die Einweisung in die Gerätebedienung.

Natürlich gebührt auch allen Personen Dank, die sich bereit erklärt haben, diese Arbeit Korrektur zu lesen.

Und last but not least möchte ich meiner Familie einen ganz besonderen Dank für die Unterstützung und Hilfe in jeder Lebenslage aussprechen. Mama, Papa und Florian, ohne euch wäre das nicht möglich gewesen. Danke dafür!

Danke!