

**NUTZEN VON POST-PROCESSING ALGORITHMEN IN DER DIGI-
TALEN RADIOGRAFIE IN DER NEONATOLOGIE UND PÄDIATRI-
SCHEN INTENSIVMEDIZIN – EINSATZ VON SIMGRID UND TUBE-
LINE-ENHANCEMENT ZUR VERBESSERTEN DIAGNOSTIK BEI
KONVENTIONELLEN THORAX- UND ABDOMENAUFNAHMEN**

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-
Universität Jena

von Katharina Ebeling

geboren am 06.05.1995 in Heidelberg

Gutachter

- 1. Prof. Dr. Hans-Joachim Mentzel, Universitätsklinikum Jena**
- 2. PD Dr. Kristin Dawczynski, Universitätsklinikum Jena**
- 3. Prof. Dr. Diane M. Renz, Medizinische Hochschule Hannover**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 22.03.2021

Tag des Staatsexamens: 03.11.2021

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Hinführung zum Thema und wissenschaftlicher Hintergrund der Arbeit	1
1.1.1	Analoge und digitale Radiographie	1
1.1.2	Bildbearbeitung.....	6
1.1.3	Bedeutung von Röntgenuntersuchungen in der Neonatologie und im Bereich pädiatrischer Intensivstationen.....	12
2	Ziele der Arbeit.....	14
3	Methodik.....	15
3.1	Patienten	16
3.2	Verwendete Radiographiesysteme.....	17
3.2.1	Bilddetektion	17
3.2.2	Bildverarbeitung.....	19
3.3	Röntgenaufnahmen.....	19
3.4	Nachbearbeitung der Bilder.....	22
3.5	Bewertung der Bilder.....	23
3.6	Statistische Auswertung	25
4	Ergebnisse	27
4.1	SimGrid™ (SG)	27
4.1.1	Allgemeine Bildauswertung	27
4.1.2	Auswertung von Einflussgrößen	31
4.1.3	Auswertung der Expositionsparameter	34

4.1.4	Auswertung der Eignung für verschiedene Fragestellungen	43
4.2	Tube&Line Enhancement™ (TLE).....	44
4.2.1	Allgemeine Bildauswertung	44
4.2.2	Auswertung von Einflussgrößen	48
4.2.3	Auswertung der Expositionsparameter	51
4.2.4	Auswertung der Eignung für verschiedene Fragestellungen	60
5	Diskussion	61
5.1	Limitationen der vorliegenden Studie	70
5.2	Ausblick.....	72
6	Schlussfolgerung.....	72
7	Anhang.....	77
7.1	Abbildungsverzeichnis.....	77
7.2	Tabellenverzeichnis	79
7.3	Danksagung	82
7.4	Ehrenwörtliche Erklärung	83

Abkürzungsverzeichnis

ADC.....	<i>Analog-Digital-Converter</i>
ALARA	<i>as low as reasonable achievable</i>
ALL.....	<i>akute lymphatische Leukämie</i>
ANS.....	<i>Atemnotsyndrom</i>
ap.....	<i>anterior-posterior</i>
AUC.....	<i>Area under the Curve</i>
CIF	<i>Contrast Improvement Factor</i>
CNN	<i>Convolutional Networks</i>
CsJ.....	<i>Cäsium-Jodid</i>
EI.....	<i>Exposure Index</i>
ESK.....	<i>Einschwemmkatheter</i>
FMP.....	<i>Fractional Multiscale Technology</i>
GEE.....	<i>Generalized Estimating Equations</i>
HUS.....	<i>Hämolytisch urämisches Syndrom</i>
ITS.....	<i>Intensivstation</i>
KI.....	<i>künstliche Intelligenz</i>
kV.....	<i>Kilovolt, Röhrenspannung</i>
mAs	<i>Miliamperesekunde, Stromzeitprodukt</i>
ms	<i>Milisekunde, Belichtungszeit</i>
n	<i>Anzahl</i>
NAK.....	<i>Nabelarterienkatheter</i>
NEC.....	<i>Necrotizing enterocolitis</i>
NN	<i>neuronale Netze</i>
NVK.....	<i>Nabelvenenkatheter</i>
o. D.....	<i>ohne Datum</i>
OR.....	<i>Odd's Ratio</i>
PACS.....	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
PICC.....	<i>Peripherally Inserted Central venous Catheter</i>
RDS.....	<i>Respiratory Distress Syndrome</i>
RIS	<i>Radiology Information System</i>
RSV.....	<i>Respiratory Syncytial Virus</i>
SD	<i>Standardabweichung</i>
SG	<i>SimGrid</i>
SMA	<i>Spinale Muskelatrophie</i>
TLE.....	<i>Tube-and-Line Enhancement</i>
VGAS	<i>Visual Grading Analog Scale</i>
ZVK	<i>Zentraler Venenkatheter</i>

Unternehmens-, Produkt- und Markenbezeichnungen

Die in dieser Dissertationsschrift erwähnten Unternehmens-, Produkt- oder Markenbezeichnungen können Marken oder eingetragene Markenzeichen der jeweiligen Eigentümer sein. Im Verlauf dieser Diplomarbeit werden diese nur einmalig und später nicht mehr mit angegeben, um die Lesbarkeit des Textes zu verbessern. Die Wiedergabe von Marken- und/oder Warenzeichen in dieser Diplomarbeit berechtigt nicht zu der Annahme, dass diese als frei von Rechten Dritter zu betrachten seien. Alle erwähnten Marken- und/oder Warenzeichen unterliegen uneingeschränkt den länderspezifischen Schutzbestimmungen und den Besitzrechten der jeweiligen eingetragenen Eigentümer.

Zusammenfassung

Die Röntgenuntersuchung stellt aufgrund multipler altersbedingter Fragestellungen und Lagekontrollen von Fremdmaterialien die häufigste Indikation für die Anwendung ionisierender Strahlen im Kindesalter dar. Röntgenstrahlen können biologische Schäden in Form von malignen Erkrankungen und Erbschäden verursachen, wodurch v. a. Kinder sehr gefährdet sind (Konietzko et al. 2001, Klebermass et al. 2000). Daher ist die Dosisersparung bei diagnostisch hochwertiger Bildqualität ein wichtiges Ziel in der Radiologie. Einen Ansatz bietet die Bildnachbearbeitung durch Post-Processing-Algorithmen wie SimGrid™ (SG) oder Tube&Line-Enhancement™ (TLE). Diese wurden mit der Idee entwickelt, Streustrahlenraster, die beim Röntgen entstehende Streustrahlung herausfiltern, zu ersetzen (Dance et al. 2014). Da die Verwendung eines Rasters mit einer Dosiserhöhung einher geht, kann durch den Einsatz der Algorithmen die Dosis reduziert werden. Für SG wurde dies bereits in einer Phantomstudie (Lee et al. 2017) und an erwachsenen Patienten validiert (Ahn et al. 2018). Da es bisher keine Daten zu Kindern gibt, die standardmäßig ohne Raster geröntgt werden und sehr sensibel für Strahlenschäden sind, wurde in dieser Arbeit der Nutzen von den Post-Processing-Algorithmen SG und TLE für die Neonatologie und pädiatrische Intensivmedizin evaluiert.

Dazu wurden 210 bettseitig aufgenommene Thorax- und Abdomenaufnahmen (GM85, (Samsung)) von pädiatrischen Patienten (Kinderintensiv: n = 109, Neonatologie: n = 101) mit Hilfe einer dreistufigen Likert-Skala mit und ohne Post-Processing (SG und TLE) anhand vorgegebener Parameter (Bauchorgane, Beurteilbarkeit für Fragestellung, Darmgas, Fremdmaterial, Gesamtqualität, Kontrastmittel, Rauscheindruck, Skelett, Trachea, zentrale/periphere/retrokardiale Gefäße) vergleichend bewertet. Die Nachbearbeitung wurde verblindet, sodass der Begutachter keine Informationen zu den Algorithmen hatte. Zusätzlich wurden verschiedene Daten zu den Patienten (Alter bei Aufnahme, Geschlecht, Gewicht, Schwangerschaftswoche bei Geburt) und Aufnahmen (Belichtungszeit, Datum, Dosis-Flächen-Produkt, Feldgröße, Fragestellung, rechtfertigende Indikation, Spannung, Stromzeitprodukt) erfasst. Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe eines Regressionsmodells (Generalisierte lineare Modelle) mit SPSS (SPSS 25.0).

SG führte in über 50 % der Fälle zu einer signifikanten Verbesserung der Beurteilbarkeit, insbesondere mit steigendem Körpergewicht und Alter (ab 10 kg (OR = 6,683, $p < 0,0001$), ab dem 1. Lebensjahr (OR = 4,482, $p = 0,001$)), sowie auch tendenziell mit steigenden Expositionsparametern (ab 70 kV, 2 mAS, 10 – 60 ms, EI 300 – 500). Besonders Skelett (OR = 4,184, $p < 0,00001$), Trachea (OR = 4,119, $p = 0,001$), Fremdmaterial (OR = 3,194, $p = 0,001$) und Darmgasverteilung (OR = 8,266, $p = 0,010$) konnten signifikant besser beurteilt werden. Mit TLE zeigte sich eine Verbesserung der Beurteilbarkeit von Fremdmaterial (OR = 136,111, $p < 0,0001$), aber auch von Skelett (OR = 34,917, $p < 0,0001$), Trachea (OR = 6,859, $p < 0,0001$) und retrokardialen Gefäßen (OR = 14,062, $p < 0,0001$), während sich die Gesamtqualität zu 100 % verschlechterte.

Eine Erklärung für diese Ergebnisse ist, dass zum einen mit steigender Körpermasse mehr Streustrahlung entsteht, zum anderen müssen auch die Expositionsgrößen höher eingestellt werden. Beide Faktoren führen zu vermehrter Streustrahlung, was für SG ein größeres Verbesserungspotential bietet. TLE arbeitet vorrangig mit Kantenanhebung und Kontrastverstärkung, weshalb hier nur einzelne Parameter besser beurteilbar werden, während die Gesamtqualität eher abnimmt. Die genaue Evaluation des Dosisreduktionspotentials, wie sie in anderen Studien vorgenommen wurde, stellt eine Limitation dieser Arbeit dar, da dazu jeweils zwei Aufnahmen von einem Kind hätten gemacht werden müssen, was aber aufgrund der annähernd doppelten Strahlenexposition nicht zu verantworten gewesen wäre.

Zusammenfassend wurde eine signifikante Verbesserung der Beurteilbarkeit durch SG in über 50 % der Fälle für ein breites Spektrum an Parametern ab dem ersten Lebensjahr und einem Körpergewicht von 10 kg festgestellt. Mit TLE zeigte sich v. a. eine signifikant bessere Beurteilbarkeit von Fremdmaterialien. Damit bieten die Algorithmen, auch durch ihre einfache Anwendbarkeit direkt am Röntgenmonitor, ein noch zu verifizierendes Potenzial zur Dosisreduktion und könnten auch zu einer schnelleren Beurteilung der Röntgenbilder beitragen, was sich letztendlich positiv auf die Behandlung der Kinder auswirken würde.

1 Einleitung

1.1 Hinführung zum Thema und wissenschaftlicher Hintergrund der Arbeit

Die Röntgenstrahlen wurden 1895 von dem Physiker Wilhelm Conrad Röntgen entdeckt. Seitdem wurden sie zu vielfältigen Zwecken eingesetzt, von denen heute die Röntgenuntersuchung zu medizinischen Zwecken eine herausragende Rolle spielt. Einen großen Fortschritt in der Röntgendiagnostik stellt die Entwicklung der digitalen Radiographie dar. Sie ermöglicht den Einsatz von Post-Processing Algorithmen zur Verbesserung der Bildqualität bzw. zur Reduktion der Strahlenexposition unter Beibehaltung der Bildqualität. Der Einfluss im Körper entstehender Streustrahlung, die zu einer Unschärfe in der Darstellung von Objektdetails führt, kann durch innovative Nachbearbeitungsalgorithmen unter Verwendung künstlicher Intelligenz reduziert werden. So kann bspw. SimGrid™ (SG) mithilfe neuronaler Netze den Anteil der Streustrahlung abschätzen, herausrechnen und somit ein Streustrahlenraster ersetzen, dessen Einsatz mit einer höheren Dosisbelastung verbunden wäre. Die Methode Tube-and-Line-Enhancement™ (TLE) dient der Betonung von Kontrastunterschieden. Bisher wurden in Studien an Phantomen und Erwachsenen ein positiver Effekt dieser Algorithmen auf die Bildqualität und zugleich eine mögliche Dosisreduktion durch SG festgestellt (Ahn et al. 2018, Lee et al. 2017). Daten zum Einsatz dieser Algorithmen bei Patienten im Kindes- und Jugendalter gibt es bislang nicht. Ziel dieser Arbeit ist es deshalb, den Nutzen besagter Post-Processing-Algorithmen in der Neonatologie und Pädiatrischen Intensivmedizin zu evaluieren.

1.1.1 *Analoge und digitale Radiographie*

Die Grundlagen der Erzeugung von Röntgenstrahlen und deren Eigenschaften sind allgemein bekannt und nicht Gegenstand dieser Arbeit. Nachfolgend wird auf Möglichkeiten der analogen und digitalen Bilderzeugung eingegangen.

In der konventionellen, analogen Radiographie werden als Bildwandler mit Silber-Bromid-Kristallen beschichtete Röntgenfilme genutzt, bei denen nach Entstehung des latenten Bildes durch photochemische Reaktionen während Entwicklung und Fixierung ein Röntgenbild erzeugt wird. Gewebe mit hoher Dichte (Knochen) führen aufgrund der starken Absorption der Strahlung zu einer geringen Schwärzung des Films (Verschattung), Objekte mit niedriger Dichte (Gas, Fett) bewirken eine

stärkere Schwärzung (Aufhellung) des Films. Die Begriffe Aufhellung und Verschattung scheinen paradox; sie entstammen der Historie, da ursprünglich in der Röntgendiagnostik des frühen 20. Jahrhunderts Fluoreszenzschirme eingesetzt wurden, auf denen stark absorbierende Strukturen (z. B. Steine) dunkel („Schatten“) und kaum absorbierende Strukturen (z. B. Lunge) hell („Aufhellung“) abgebildet wurden. Da der Röntgenfilm ein Negativ ist, erfolgt hier die Darstellung invertiert, die Begriffe Aufhellung und Verschattung blieben aber bestehen. Weiterentwicklungen der analogen Röntgenfilmtechnik stellten im späten 20. Jahrhundert die mit Verstärkerfolien aus seltenen Erden beschichteten Film-Folien-Systeme dar, durch deren Einsatz die erforderliche Strahlendosis deutlich reduziert werden konnte. Verstärkerfolien wandeln die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht um, das den Röntgenfilm belichtet, es sind deutlich weniger Röntgenquanten und somit eine geringere Strahlenexposition erforderlich, um eine vergleichbare Schwärzung zu erreichen. Aufgrund der Struktur der Folienkristalle wird an deren Grenzflächen das Licht gestreut, was zu einer Film-Folien-Unschärfe führt. Seit den 1990er Jahren wurden die Film-Folien-Systeme von digitalen Systemen abgelöst (Siegel und Kolodner 2001). Das Prinzip der digitalen Radiographie beruht auf der getrennten Bearbeitung der Signale für Bildaufnahme und Bildwiedergabe (Reiser et al. 2017). Der Film wurde durch einen digitalen Detektor ersetzt (Abbildung 1).

Bei der Bildaufnahme wird die indirekte von der direkten Konversion unterschieden. Bei der direkten Konversion wird die Röntgenstrahlung direkt in elektrische Ladung transformiert. Bei der indirekten Konversion wird ein analoges Signal, die Röntgenstrahlung, von dem Detektor zunächst in sichtbares Licht und dann in elektrische Ladung umgewandelt (Abbildung 2). Der Detektor besteht aus einer Szintillatorschicht von meist Cäsium-Jodid-Kristallen (CsJ) und Photodioden. CsJ-Kristalle haben eine hohe Ordnungszahl und absorbieren entsprechend gut die Strahlung im gängigen Röntgenspektrum (45 – 150 kV). Sie wandeln die Röntgenphotonen in sichtbares Licht um. Damit das Licht auf dem Weg zur Photodiode möglichst wenig gestreut wird, sind die Kristalle meist senkrecht zu dieser ausgerichtet (Spahn et al. 2003). Die Photodiodenschicht ist auf eine hohe Quanteneffizienz im grünen Teil (460 – 590 nm) des Lichtspektrums ausgelegt und zeilen- und spaltenweise in einer Matrix angeordnet. Somit entsteht eine Aufteilung in Bildpunkte (Pixel). Jedem Pixel wird, ein seiner Helligkeit entsprechender Grauwert zugeordnet. Die Anzahl der

Graustufen bestimmt die Speichertiefe des Detektors, die in Bit angegeben wird. Die Anzahl der Pixel pro Fläche bestimmt die Ortsauflösung, während die Zahl der Graustufen, die pro Pixel verfügbar sind, die Genauigkeit der Grauwertdarstellung festlegt. In der Photodiodeschicht, die meist aus amorphem Silizium besteht, wird das sichtbare Licht in ein elektrisches Signal umgewandelt.

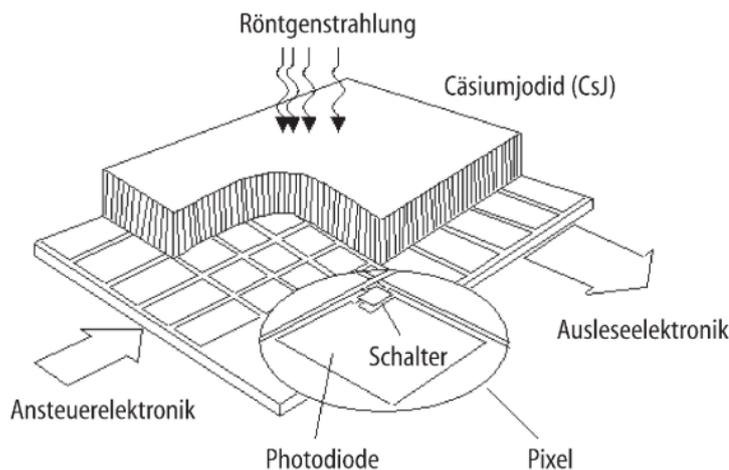


Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Flachbilddetektors auf Basis eines Szintillators aus Cäsiumjodid und einer aktiven Matrix aus amorphem Silizium (Spahn, 2003)

Ein, in der Szintillatorschicht absorbiertes Röntgenquant, erzeugt ein effektives Signal von etwa 800 – 1000 Elektronen. Anschließend erfolgt das Auslesen der erzeugten Ladung für jeden Pixel über Schalttransistoren. Das Signal wird elektronisch verstärkt und über einen Analog-Digital-Converter (ADC) in ein digitales Signal umgewandelt, welches dann in der Bildverarbeitungskette weiterverarbeitet werden kann. Der Vorteil der indirekten Konversion ist, dass beide Umwandschritte (Röntgenstrahlen zu sichtbarem Licht und sichtbares Licht zu elektrischem Signal) sich unabhängig voneinander optimieren lassen (Spahn et al. 2003). Bei der direkten Konversion wird die Röntgenstrahlung direkt in elektrische Ladung umgewandelt (Abbildung 3). Hier wird häufig amorphes Selen verwendet. Es sind Schichtdicken von bis zu einem Millimeter nötig, um ein Absorptionsspektrum zu erreichen, das für das gesamte Röntgenspektrum geeignet ist. Bei der Absorption des Röntgenquants werden Ladungsträger erzeugt, die durch ein elektrisches Feld zur Elektrode des Pixels transportiert werden. Bis es zur Elektrode gelangt, geht ein Teil der Ladung verloren. Daher werden hier große Feldstärken benötigt. Der Weg der auf den Elektroden gespeicherten Ladung ist nun der gleiche wie bei der indirekten Konversion (Spahn et al. 2003).

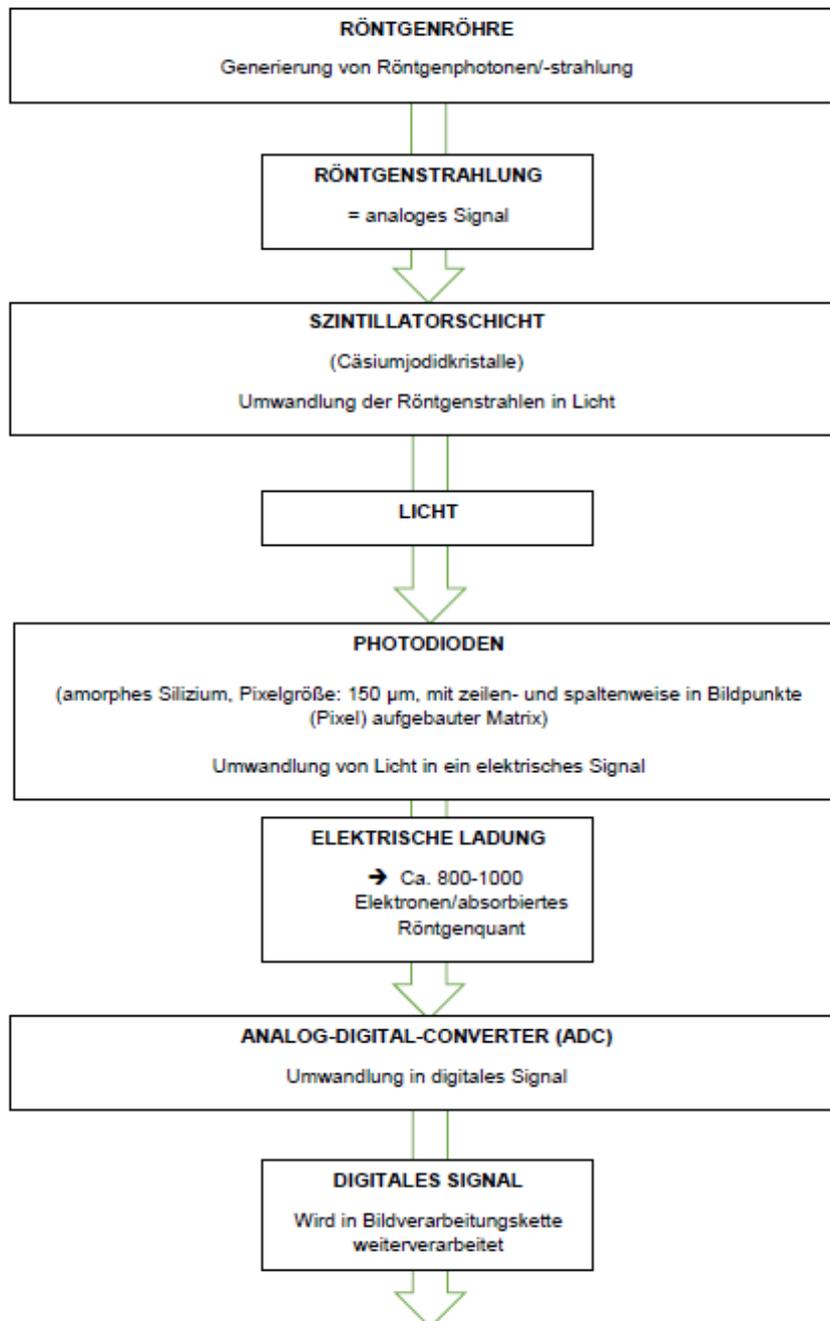


Abbildung 2: Schematische Darstellung von Aufbau und Funktion eines Flachbild-detektors mit indirekter Konversion (Spahn et al. 2003)

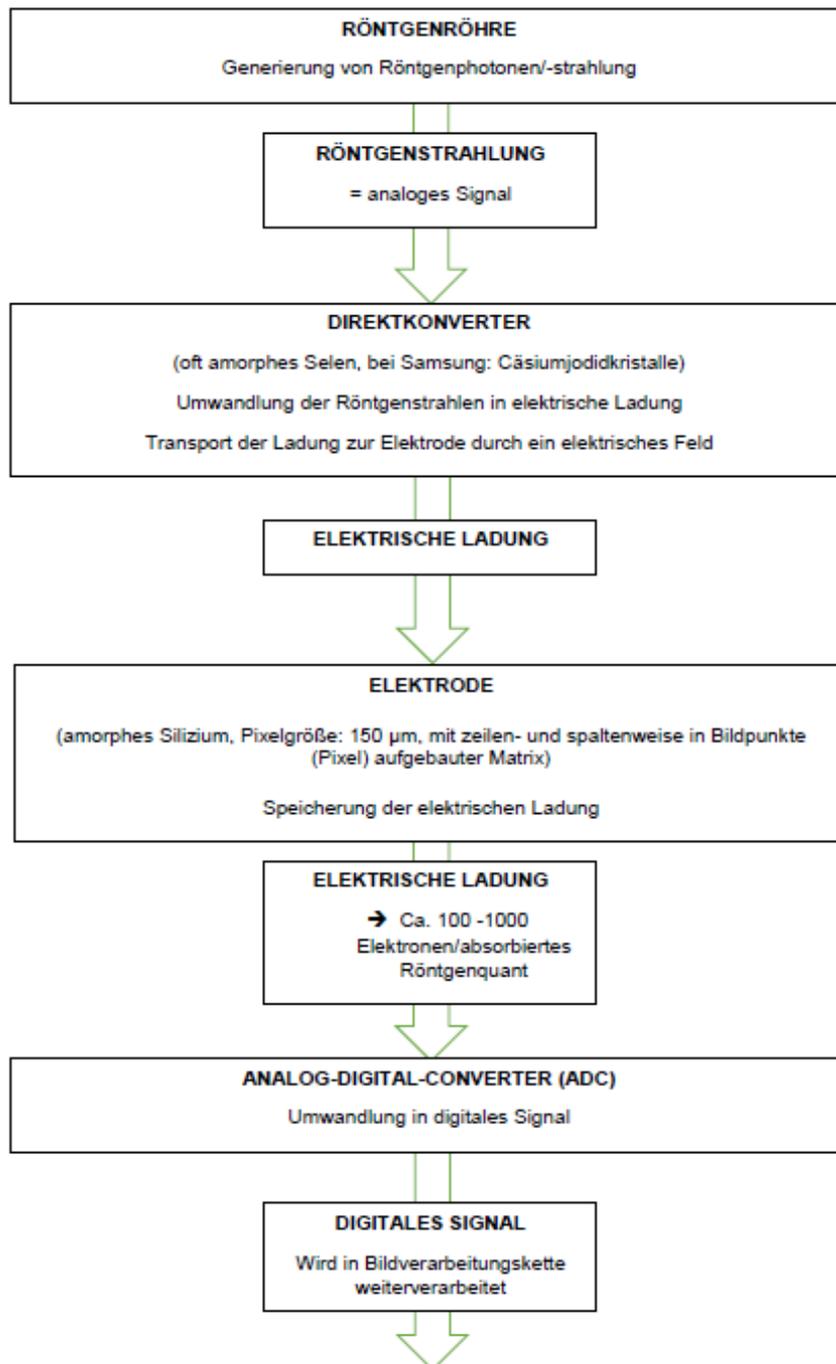


Abbildung 3: Schematische Darstellung von Aufbau und Funktion eines Flachbild-detektors mit direkter Konversion (Spahn et al. 2003)

1.1.2 Bildbearbeitung

1.1.2.1 Streustrahlung, Streustrahlenraster und Post-Processing

Beim konventionellen Röntgen werden Röntgenstrahlen erzeugt, die sich vom Fokus der Strahlenquelle ausgehend, geradlinig durch den Patienten hindurch zum Detektor bewegen und teilweise absorbiert werden. Einige Strahlenanteile werden jedoch, wenn sie auf Gewebe treffen, gestreut, wodurch die Zentralprojektion gestört wird und Streustrahlung entsteht. Diese Anteile treffen schräg auf dem Detektor auf und stellen kein adäquates Abbild einer anatomischen Struktur dar, weshalb sie zu Unschärfe und damit zu einer verschlechterten Bildqualität führen (Lee et al. 2017). Je größer die Masse und Dicke des durchstrahlten Körpers ist, desto mehr Strahlen können abgelenkt werden und dementsprechend mehr Streustrahlung entsteht. Die entstehende Streustrahlung wird klassischerweise durch ein Raster herausgefiltert, welches an der strahlenquellenabgewandten Seite hinter bzw. unter dem Patienten positioniert wird und aus parallel zum Strahlenbündel ausgerichteten, stark absorbierenden Bleilamellen mit Zwischenräumen aus einem durchlässigen Medium besteht. Dieser Aufbau gewährleistet, dass die sich geradlinig ausbreitenden und die Rasterlamellen damit orthograd treffenden Strahlenanteile das Raster passieren können und schräg auftreffende Streustrahlen herausgefiltert werden. Ein Teil, der sich geradlinig ausbreitenden Strahlung, trifft ebenfalls auf die Bleilamellen und wird gleichermaßen herausgefiltert. Daher muss bei der Verwendung von Streustrahlenrastern durch Variation des Röhrenstroms (mA) oder der Belichtungszeit (ms) eine höhere Strahlendosis verwendet werden, um noch eine qualitativ ausreichende Dosis am Detektor zu erzielen (Reiser et al. 2017). Es kann eine Dosissteigerung um das Zwei- bis Dreifache resultieren. Deswegen werden bei Kindern mit kleinem Objektumfang am Thorax (kurzer Sagitaldurchmesser), bei denen kaum Streustrahlung entsteht, keine Streustrahlenraster verwendet. Sie finden erst ab einem Gewicht von ca. 25 kg Verwendung (ICRP 2007). Da die Bilder routinemäßig ohne Raster angefertigt werden, eignen sie sich gut, um Post-Processing-Algorithmen als Möglichkeit der Streustrahlenreduktion zu evaluieren, ohne dass ein Nachteil für die Patienten entsteht.

„Post-Processing“ bezeichnet im weitesten Sinne die Nachbearbeitung bzw. Aufbereitung von Bilddaten, die von dem Bildempfängersystem (beim Röntgen der Detektor) empfangen wurden. In der digitalen Radiografie werden die Bilddaten in der

Regel bereits durch „Post-Processing“ bearbeitet, bevor sie auf dem Bildschirm angezeigt werden. Zusätzlich gibt es verschiedene Post-Processing-Algorithmen, mit denen das Bild später noch nachbearbeitet werden kann. Der Idee für computerisierte Streustrahlenentfernung liegt zugrunde, dass die Streuungskomponente eines Bildes aus dem Primärbild, verändert durch eine Streuungsverteilungsfunktion („scatter spread function“) entsteht (Dance et al. 2014). Daraus resultiert eine sehr unscharfe Version des eigentlichen Bildes. Im Allgemeinen nutzen Post-Processing-Algorithmen diese Streuungsverteilungsfunktion, um die unscharfe Streuungskomponente aus dem Bild herauszurechnen. Die zunächst eher simplen Algorithmen, die die Bilder im Ganzen durch Veränderung einzelner Komponenten (z. B. Helligkeit) verbesserten, konnten in optimierter Form später dazu beitragen, gezielt bestimmte Bildbestandteile hervorzuheben und so den Inhalt des Bildes besser zu verstehen. Heute ist „Image Processing“ eine sehr komplexe Kombination aus angewandter Mathematik, Computerwissenschaften, Physik, Statistik und biomedizinischen Wissenschaften, die eine Entwicklung immer spezifischerer Algorithmen zur Bildnachbearbeitung ermöglicht. Ein Algorithmus kann jedoch den Informationsgehalt der Bilder nicht steigern, sondern nur verringern, da er ausschließlich mit den Bilddaten arbeiten kann, die zuvor vom Detektor aufgenommen wurden. Aus diesem Grund bleibt das Potential eines Post-Processing-Algorithmus immer limitiert durch die „Input-Daten“ (Dance et al. 2014). Aktuell existieren mehrere Softwares unterschiedlicher Firmen, die zur Bildnachbearbeitung von Röntgenbildern genutzt werden können. Das Ziel ist dabei, die Bildqualität in Hinblick auf die Diagnostik zu verbessern und/oder die Patientendosis zu reduzieren. Die Algorithmen unterscheiden sich meist in ihrer Funktionsweise. Einige Algorithmen sind gezielt dafür konzipiert, die Streustrahlung aus dem Röntgenbild herauszurechnen und damit ein Streustrahlenraster zu ersetzen. Konventionelle Methoden nutzen dazu eine mathematisch-physikalische Modellrechnung (z. B. Monte Carlo Simulation), wobei eine Streukerndatenbank erstellt wird. Diese Datenbank besteht aus vielen Kernels verschiedener Beispielbilder. Als Kernel wird der errechnete Durchschnitt von mehreren Pixeln in der Umgebung eines einzelnen Pixels bezeichnet. Anhand der Beispielbilder, die jeweils für bestimmte Rahmenbedingungen (z. B. Gewicht, Alter etc.) hinterlegt sind, kann die Software die Kernels, die für bestimmte Teile des Röntgenbildes am besten übereinstimmen (bspw. in Bezug auf Grauwert oder Helligkeit) auswählen und so für diese Bereiche etwas verallgemeinert die Streustrahlung

berechnen (Lee et al. 2017) (Abbildung 5). Das Originalbild wird mit der errechneten Streustrahlung kompensiert und es resultiert eine schärfere Version (Detlef Mentrup 2015). Anatomische Strukturen können dabei nur schlecht differenziert werden und die exakte Kernauswahl ist bei einer großen Patientendiversität nur annähernd gegeben. Fujifilm nutzt für das VirtualGrid™ eine andere Methode, um ein Streustrahlenraster durch eine Software zu ersetzen. Diese besteht mit der Verbesserung des Kontrastes und der Detailgenauigkeit aus zwei Komponenten. Ersteres wird realisiert, indem zunächst aus der Distanz zwischen Röntgenröhre und Detektor, den Expositionsbedingungen, der Dosis auf der Objektoberfläche und der Dosis nach Durchdringen des Objektes die Dicke des zu untersuchenden Objekts geschätzt wird. Basierend darauf kann die Streustrahlung und die primäre gradlinige Strahlung für das jeweilige Objekt kalkuliert und der Effekt eines Streustrahlenrasters geschätzt werden, woraus dann ein Bild, ähnlich dem eines mit einem Raster erzeugten Bildes, erstellt werden kann. Die Software kann dabei Streustrahlenraster mit unterschiedlichen Schichtverhältnissen imitieren. Die verbesserte Detailgenauigkeit wird erreicht, indem gestreute Komponenten von primären gradlinigen unterschieden und herausgefiltert werden, sodass das Bildrauschen verringert wird und die primären Komponenten der Röntgenstrahlen schärfer sichtbar sind (Kawanishi et al. o.D.). Eine andere Funktionsweise stellt die von bspw. Agfa für MUSICA™ genutzte „Fractional Multiscale Technology“ (FMP) dar. Das Röntgenbild wird bei der FMP in mehrere Ebenen zerlegt, von der jede einzelne einen lokalen Kontrast repräsentiert. Die einzelnen Ebenen werden dann individuell bearbeitet und angepasst, um später wieder zu einem Bild zusammengefügt zu werden. Für darauf aufbauende zusätzliche Softwares (z. B. für die verbesserte Sichtbarkeit von Kathetern) wird das Bild in eine weitere Ebene zerlegt, bei der die Software bspw. besonders auf kleine tubuläre Strukturen fokussiert wird (Hammon et al. 2019). Die Funktionsweise ähnelt der konventionellen Methode (s. u.), zerlegt aber die Kernels in noch kleinere Untereinheiten und kann Kontraste einzelner Details, losgelöst von dem Kontrast ihrer Umgebung, verändern (Mun et al. 2002). Ein Vorteil dabei ist, dass feinere Strukturen stärker hervorgehoben werden können als gröbere (Vuylsteke und Schoeters 1994). Carestream™ nutzt für die EVP Plus Software, die speziell für pädiatrische Patienten konzipiert ist, ein ähnliches Prinzip: Das Röntgenbild wird ebenfalls in mehrere Ebenen zerlegt, das Bildrauschen wird angepasst und Kanten, also Gegenden mit großen Kontrastunterschieden, werden

hervorgehoben. Zudem wird die Bearbeitung der Bilder mit Hilfe von Informationen über Größe und Gewicht der Patienten individuell angepasst (CarestreamHealth o. D.). Eine neuere Herangehensweise ist der Einsatz von künstlichen Intelligenzen, wie z. B. SG, die mit neuronalen, selbstständig lernenden Netzen arbeiten. Derartige Softwares werden mit mehreren tausend Bildern trainiert und können mit Hilfe von „Deep Learning“ und den bekannten Expositionsbedingungen die zu erwartende bzw. resultierende Streustrahlung berechnen und aus dem Bild herausfiltern (Lee et al. 2017). Die Entwicklungen der letzten Jahre weisen darauf hin, dass das Gebiet des „Post-Processing“ noch viel Potenzial hat und weiterhin große Fortschritte in den Bearbeitungsprogrammen zu erwarten sind.

1.1.2.2 *SimGridTM – die Software (Lee et al. 2017)*

SG ist eine Software für digitale Röntgengeräte, die bei der Aufnahme möglicherweise entstehende Streustrahlung in ihrem Ausmaß abschätzen kann und das Bild so anpasst, dass es am Ende einem Bild ähnelt, das mit einem konventionellen Streustrahlenraster angefertigt wurde. Die Software basiert auf einem Element der künstlichen Intelligenz (KI), dem „Deep Learning“. Dies bezeichnet eine besondere Form des Maschinellen Lernens („machine learning“) mit Hilfe von neuronalen Netzen (NN). Von den verschiedenen existierenden Typen des Maschinenlernens spielen bei SG die sogenannten „Convolutional Networks“ (CNN) (zur Bilderkennung) und die „Dense Networks“ (zur Informationszusammenführung) eine Rolle.

Im ersten Schritt wird anhand von Patientenangaben, wie Gewicht und Sagittal-durchmesser, die voraussichtlich entstehende Streustrahlung für das entsprechende Bild abgeschätzt (Abbildung 4). Das übernehmen „Convolutional Networks“ (hier „ScatterNets“), die aus mehreren „Analyseeinheiten“ bestehen, die mit unterschiedlich großen Kernels die Streustrahlung für verschiedene Bereiche des Bildes ermitteln. „Dense Networks“ fügen diese Informationen zusammen, wodurch für das gesamte Bild die resultierende Streustrahlung abgeschätzt werden kann. Im zweiten und letzten Schritt wird das Originalbild mit der geschätzten Streustrahlungskarte kompensiert, wodurch ein prinzipiell schärferes Bild entsteht. Da die Streustrahlung von verschiedenen Einflussgrößen (kV, mAs, Filter, Fokus-Detektor-Abstand) und der Patientenanatomie abhängig ist, müssen deren Grad und Verteilung für die jeweiligen Verhältnisse immer neu intelligent geschätzt werden. Dies geschieht, indem die Software mehrere Neuronale Netze gleichzeitig nutzt, um

jedes Bild auf verschiedenen Ebenen individuell zu analysieren und zu bearbeiten (Abbildung 5). Dazu wurden die neuronalen Netze mit anthropomorphischen Modellen und klinischen Bildern trainiert und optimiert. Somit sind sie an verschiedene Expositionsbedingungen, Patientenkonstitutionen und Lagerungen adaptiert. Das bei SG verwendete Neuronale Netz besteht aus 54 Lagen und wurde mit mehr als 30.000 Bildern trainiert. Die Trainingsdatenbank bestand aus klinischen Bildern von Erwachsenen und Bildern von anthropomorphen Phantomen (Erwachsenen entsprechend) verschiedener Körpergrößen und den entsprechenden Expositionsbedingungen. Aufgrund dieser Rohdaten kann SG für verschiedene Rahmenbedingungen flexibel und spezifisch die Streustrahlung für unterschiedliche Röntgenbilder abschätzen.

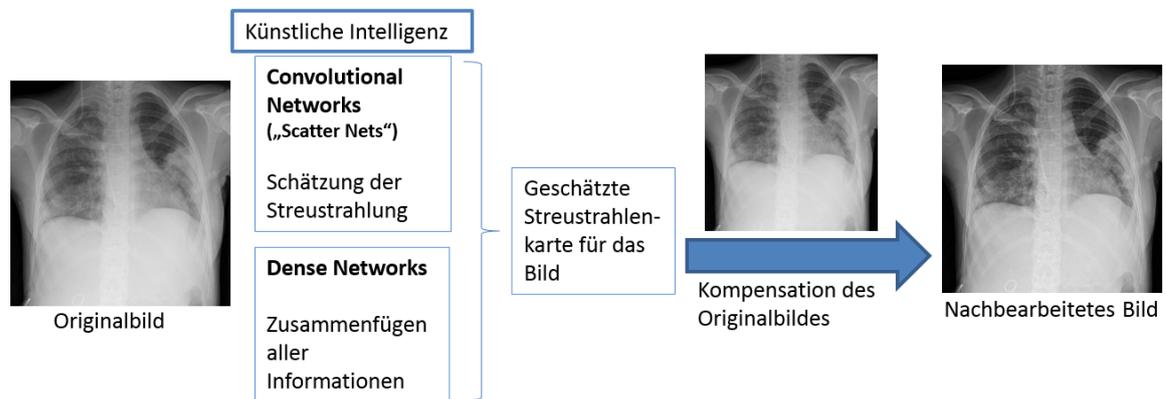


Abbildung 4: Blockdiagramm zur Veranschaulichung der Bildverarbeitung mit SG
(Lee et al. 2017)

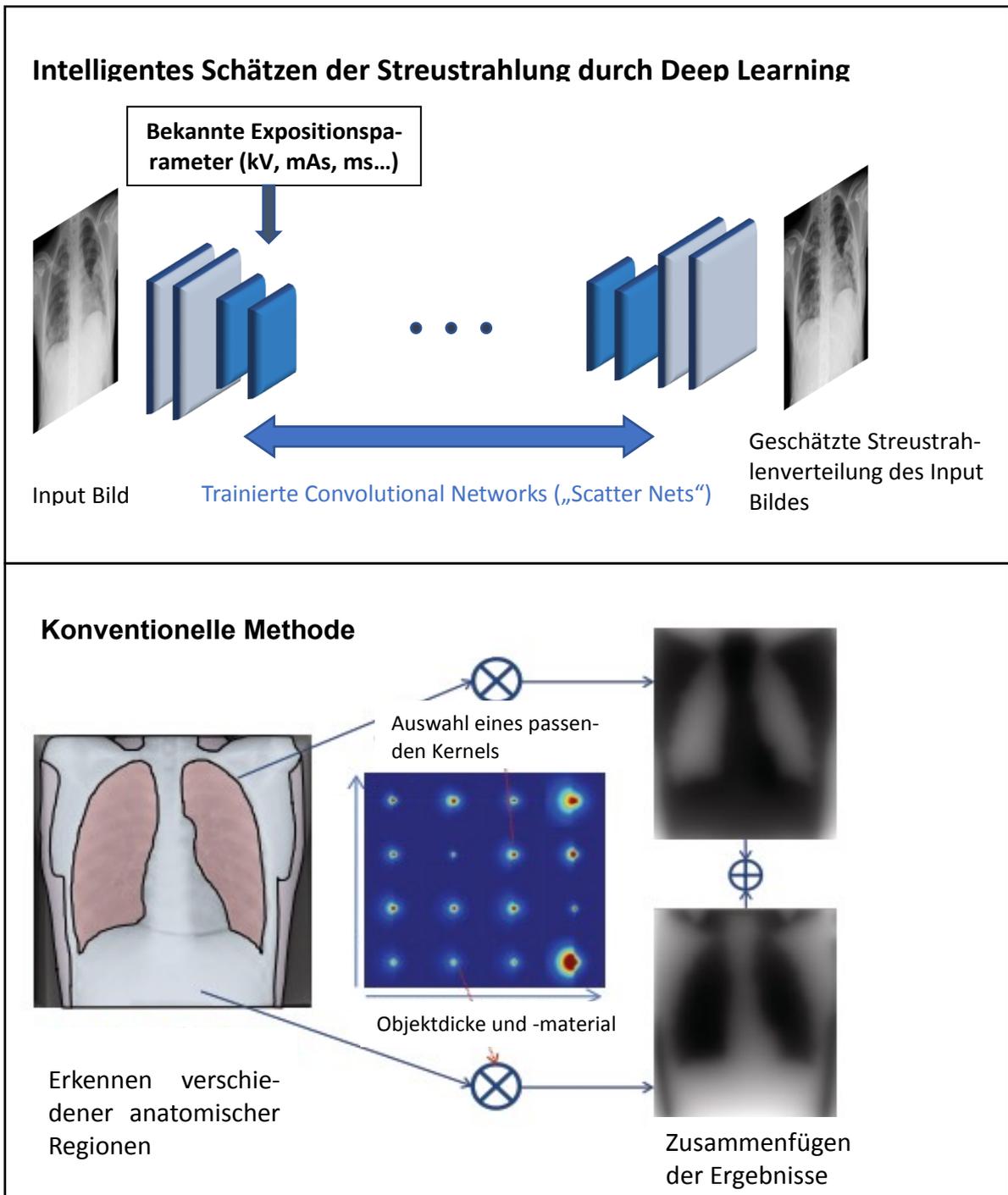


Abbildung 5: Vergleich zweier Methoden der Bildnachbearbeitung (Lee et al. 2017)

1.1.2.3 Tube&Line EnhancementTM (TLE)

TLE ist ein Post-Processing-Algorithmus, der Fremdmaterial auf Thoraxaufnahmen besser sichtbar machen soll, indem er Kontraste anhebt und Details im Fremdmaterial optimiert (Samsung). Nachdem der Zerlegung des Bildes in mehrere Frequenzen, wird die Transparenz angehoben und Details und Kontraste verstärkt. Zum

Schluss werden die einzelnen Bilder dann wieder zu einem Bild zusammengeführt (Abbildung 6).

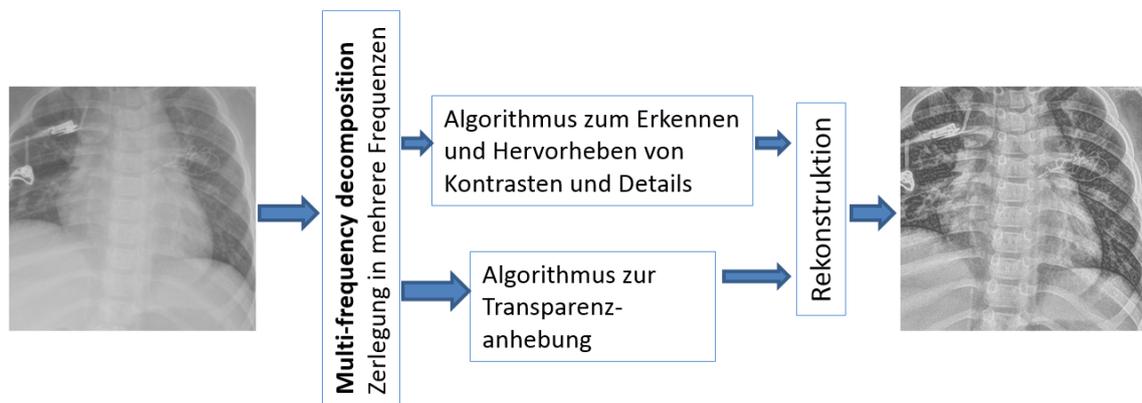


Abbildung 6: Blockdiagramm zur Veranschaulichung der Bildverarbeitung mit TLE

1.1.3 Bedeutung von Röntgenuntersuchungen in der Neonatologie und im Bereich pädiatrischer Intensivstationen

Röntgenstrahlen sind indirekt ionisierende Strahlen. Sie treten mit Materie in Wechselwirkung und können so die Desoxyribonukleinsäure menschlicher Zellen beschädigen, was zu einer malignen Entartung der Zellen und damit zu einer Tumorerkrankung oder zu Schäden am Erbgut führen kann. Insbesondere Kinder sind sehr empfindlich für diese sogenannten stochastischen Strahlenschäden – in der ersten Lebensdekade ist das Strahlenrisiko doppelt so hoch, wie bei der Durchschnittsbevölkerung (Konietzko et al. 2001). Gründe dafür sind die, durch Körperwachstum und -entwicklung bedingte, hohen Zellreproduktionsraten in den Organen, die Körperproportionen, die dazu führen, dass trotz Kollimation meist mehr Organe im Strahlenfeld liegen, als für die Untersuchung nötig wären und die besondere Verteilung des strahlensensiblen roten Knochenmarks bei Kindern (Strahlenschutzkommission 2006). Außerdem spielt die verbleibende Lebenszeit eine Rolle, die bei Kindern um ein vielfaches höher ist als bei Erwachsenen und welche die Wahrscheinlichkeit an einem mit Latenz auftretenden Tumor zu erkranken oder beschädigtes Erbgut an Nachkommen weiterzugeben, erhöht (Alzen und Benz-Bohm 2011). Aus diesem Grund muss für Röntgenaufnahmen bei Kindern die rechtfertigende Indikation besonders streng gestellt werden, wofür „der mit der jeweiligen Untersuchung verbundene Nutzen gegenüber dem Strahlenrisiko [überwiegen]“

((Strahlenschutzgesetz§83), Strahlenschutzgesetz, §83) sollte. Außerdem wurde das sogenannte ALARA-Prinzip (As low as reasonable achievable) zum Strahlenschutz in die nationale Gesetzgebung übernommen (ALARANetwork). Das Prinzip besagt, dass eine möglichst niedrige Strahlenexposition für den Menschen anzustreben ist, wobei abgewogen werden sollte, wieviel Strahlung nötig ist, um ausreichend diagnostische Informationen zu erhalten. Die Berücksichtigung dessen ist besonders auf neonatologischen und pädiatrischen Intensivstationen erforderlich, da das Röntgen hier eine herausragende Bedeutung hat. Denn durch die Pränataldiagnostik, die Fortschritte in der Intensivmedizin und neue Medikamente ist eine wachsende Anzahl an überlebende Frühgeborenen mit einem Geburtsgewicht unter 1500 g zu verzeichnen (Klebermass et al. 2000). Frühgeborene können meist ihre Körpertemperatur nicht allein halten und liegen deshalb in einem Inkubator. Dieser und andere Umstände machen fahrbare Röntgengeräte auf diesen Stationen nötig. Für Neu- und besonders Frühgeborene hat das Thoraxröntgen eine große Bedeutung. Die Reaktionsmöglichkeiten ihrer Körper sind noch nicht komplett entwickelt, weshalb sich verschiedene Krankheitsbilder anfangs klinisch oft sehr ähnlich präsentieren (Klebermass et al. 2000). So kann bei Atemnot eines Neugeborenen sehr schwer zwischen einem harmlosen respiratorischen Anpassungssyndrom oder lebensgefährlichen Diagnosen wie bspw. einer konnatalen Pneumonie und einer bronchopulmonalen Fehlbildung unterschieden werden. Ein Röntgenbild des Thorax hilft bei der Differenzierung und kann auch bei der Diagnose eines Surfactantmangelsyndroms helfen, das bei ca. einem Prozent der Neugeborenen auftritt und die häufigste Todesursache der Neonatalperiode darstellt (Klebermass et al. 2000). Konnatale Fehlbildungen können ebenfalls mit Hilfe von Röntgenuntersuchungen diagnostiziert werden, was lebensrettend sein kann oder den Neugeborenen spätere Komplikationen erspart. Des Weiteren stellen postoperative Kontrollen (z. B. nach Herzoperationen), die Lagekontrolle von Fremdmaterialien (z. B. Tubus, Katheter) oder Krankheitsbilder des Abdomens (Nekrotisierende Enterokolitis, Perforation, Ileus) eine Röntgenindikation dar (Klebermass et al. 2000). Dieses breite Spektrum an Indikationen und die Notwendigkeit, verschiedene Pathologien im Verlauf zu beurteilen, führen dazu, dass multiple Röntgenaufnahmen für Frühgeborene und ITS-Patienten angefertigt werden, weshalb diese einer hohen kumulativen Dosis ausgesetzt sind.

Obwohl Röntgenstrahlen eine potenzielle Gefahr für die Neugeborenen und Kinder darstellen, können sie insbesondere im neonatologischen und pädiatrischen Intensivbereich lebensrettend sein und tragen entscheidend zur Diagnosestellung und Therapieauswahl bei. Im Sinne der rechtfertigenden Indikation überwiegt in vielen Fällen der Nutzen für den Patienten, verglichen mit dem Risiko, dass Folgeschäden durch die Strahlung entstehen. Nichtsdestotrotz sollte die Strahlenexposition aus oben genannten Gründen immer so gering wie möglich gehalten werden.

2 Ziele der Arbeit

Die Einführung der digitalen Radiografie hat die Röntgendiagnostik deutlich erleichtert. Da hier die Signale von Bildaufnahme und Bildwiedergabe getrennt verarbeitet werden, können die einzelnen Schritte auch separat optimiert werden (Reiser et al. 2017). Eine Optimierungsmöglichkeit stellen Post-Processing-Algorithmen dar, die bspw. Streustrahlenraster ersetzen können, indem sie, bei der Passage durch den Körper entstehende Streustrahlung aus einem Bild herausrechnen und damit die Bildschärfe verbessern. Der Ersatz von Streustrahlenrastern bietet außerdem das Potenzial zur Dosisreduktion, da ihr Einsatz zu einer notwendigen Erhöhung der Expositionsparameter führt, um ein ausreichend kontrastreiches Bild zu erzielen. Überdies ist die Verwendung eines Rasters bei mobilen Geräten, wie sie auf Intensivstationen oft verwendet werden, sehr umständlich und wird daher im klinischen Alltag kaum genutzt. Streustrahlenraster werden standardmäßig erst bei Patienten ab einem Gewicht von ca. 25 kg verwendet (Bundesärztekammer 2007), da Kinder in der Regel eine geringe Körpermasse und -dicke haben und dementsprechend weniger Streustrahlung entsteht. Ferner ist bei Kindern infolge der hohen Zellteilungsrate, die Strahlenempfindlichkeit in fast allen Geweben erhöht (Strahlenschutzkommission 2006), weshalb das Lebenszeitrisiko für stochastische Strahlenschäden in der ersten Lebensdekade mehr als doppelt so hoch ist wie bei Erwachsenen (Konietzko et al. 2001). Außerdem haben sie noch eine längere Lebenszeit vor sich, in der stochastische Strahlenschäden in Erscheinung treten und in der sie potentielle Schäden an den Keimzellen an ihre Kinder weitergeben können, was zu Erbschäden führen würde (ICRP 2007).

Das Röntgen gewinnt in den letzten Jahren besonders in der Neonatologie noch an Bedeutung, da unter anderem durch die gute intensivmedizinische Betreuung

immer mehr Frühchen zur Welt kommen. Diese sind noch nicht optimal an ihre Umgebung angepasst, was zu Krankheitsbildern, wie dem Surfactantmangelsyndrom führen kann. Zusätzlich präsentieren sich viele Krankheitsbilder sehr ähnlich und ein Röntgenbild des Thorax oder des Abdomens ist oft wegweisend für die weitere Behandlung. Auch postoperativ oder für Lagekontrollen nach Kathetereinlage sind Röntgenkontrollen von großer Wichtigkeit für ein gutes Outcome (Klebermass et al. 2000).

Aufgrund der zentralen Rolle des Röntgens in der pädiatrischen Intensivmedizin und Neonatologie, sowie der großen Empfindlichkeit von Kindern für ionisierende Strahlen, gilt es, neben den bereits vorhandenen Maßnahmen zur Dosisreduktion (s. Kapitel 1.1.4), weitere Möglichkeiten zu finden, die Strahlendosis zu reduzieren und die diagnostische Qualität der Bilder weiter zu verbessern.

Einen möglichen Schritt in diese Richtung stellen Post-Processing-Algorithmen wie SG und TLE dar. Es gibt bereits einige Phantomstudien, Studien an Körperspendern und mit erwachsenen Patienten, die eine Zeitersparnis, verbesserte Diagnostik und Dosisersparung durch Algorithmen gezeigt haben (Ahn et al. 2018, Mentrup et al. 2016, Lee et al. 2017).

Das Ziel dieser Arbeit ist herauszufinden, ob der Einsatz von Post-Processing-Algorithmen auch in der Neonatologie und pädiatrischen Intensivmedizin sinnvoll ist.

3 Methodik

Nachfolgend werden die verwendete Röntgenaufnahmetechnik, die zugehörigen Patientendaten sowie die Aufnahmeparameter vorgestellt. Aufgezeigt werden zudem das Vorgehen bei der Auswertung der Bilder, insbesondere die Bewertungskriterien für die Bildanalyse und die Grundlagen der statistischen Analyse. Die Technologie der eingesetzten Post-Processing-Algorithmen wurde bereits in der Einleitung erläutert.

Die Ethikkommission des Universitätsklinikums Jena hat die Studie geprüft und bewilligt (Reg-Nr.: 2018-1185-Daten).

3.1 Patienten

Die analysierten Bilder (n = 210, davon 134 mit SG und 76 mit TLE bearbeitet) wurden bei pädiatrischen Patienten der Kinderintensivstation (n = 109, Range: 0,5 – 28 Jahre, Standardabweichung (SD): 6,3 Jahre, Mittelwert: 6,4 Jahre, Median: 3,8 Jahre) und der Neonatologie (n = 101, Range: 0 – 0,5 Jahre, SD: 0,01 Jahr, Mittelwert: 0,06 Jahre, Median: 0,006 Jahre) am Uniklinikum Jena zu diagnostischen Zwecken erstellt. Auf der Neonatologie befanden sich davon 42 männliche und 59 weibliche, auf der Kinderintensivstation 48 männliche und 61 weibliche Patient/innen. Erfasst wurden Geburtsdatum, Schwangerschaftswoche bei Geburt, Geschlecht der Patienten und Gewicht zum Untersuchungszeitpunkt, sowie die klinischen Angaben, die Fragestellung und die rechtfertigende Indikation der Röntgenaufnahmen. Letztere wurden in verschiedenen Gruppen zusammengefasst. Die Indikationen wurden folgenden Gruppen zugeteilt, um später die statistische Auswertung vornehmen zu können:

1. Anpassungsstörung bei Reifgeborenen, Frühgeborene mit Atemnotsyndrom (ANS, respiratory distress syndrome (RDS))
 - Dazu zählen: Asphyxie, hypotrophe Neugeborene, prolongierte Geburt
2. Infektion, Sepsis, Erguss
 - Dazu zählen: Enzephalitis, Pneumonie, RSV, rezidivierende Infekte, Säugling in Konditionierung bei ALL, Hämolytisch urämisches Syndrom (HUS), Komplikationen bei Tumorerkrankung oder Leukämie, Aspiration
3. Akutes Abdomen
 - Dazu zählen: galliges Erbrechen, rezidivierendes Erbrechen, Ileus
4. Syndrom, Fehlbildung
 - Dazu zählen: Spinale Muskelatrophie (SMA), Trisomie, Zystische Fibrose, Heimbeatmung bei Fehlbildung, Kurzdarmsyndrom, komplexes Krankheitsbild, Lupus erythematodes, Hydrozephalus, Neutropenie, Omphalozele, Krampfanfälle, Hydrops fetalis, Zwerchfellhernie, Fallot, Stoffwechseldefekt, Meningomyelozele

5. Unfall, Trauma

- Dazu zählen: Schädel-Hirn-Trauma, Thoraxtrauma, Polytrauma, Reanimation, Ertrinken

6. Intervention

- Dazu zählen: Shunt Dysfunktion, Trachealkanüle, rezidivierender Pneumothorax mit Drainageanlage, postoperative Komplikationen, ZVK-Anlage/ -Wechsel, Z. n. PICC-Line Anlage, Koloskopie Intervention bei Organversagen/Lymphom/Herzinsuffizienz/SMA, Intervention bei Organspende, Knochenmarktransplantation

Die Gruppierung der Fragestellung erfolgte ebenfalls in sechs Gruppen:

1. Lagekontrolle Fremdmaterial (Dünndarmsonde, Einschwemmkatheter (ESK), Magensonde, Nabelvenen-/arterienkatheter (NVK/NAK), Tubus Zentralvenöser Katheter (ZVK, Hickman-Katheter, PICC-Line)
2. Infiltrate, Aspiration/Dystelektase/Atelektase, Lungenparenchym, Raumforderungen, Thymus
3. Belüftungsstörung, RDS
4. Pneumothorax
5. Passagestörung, Ileus (Stenose, Obstruktion im Magen-Darm-Trakt, Stuhlverhalt)
6. Perforation, freie Luft, Nekrotisierende Enterocolitis (NEC)

Die gesamten Patientendaten wurden der klinikinternen Datenbank (SAP, SAPNetWeaver Logon Pad 730 for Windows, Version 7300.1.3.1079) des Universitätsklinikums Jena entnommen. Indikation und Fragestellung zu den Röntgenaufnahmen wurden im Bildarchivierungssystem (PACS – Picture Archiving and Communication System) und im Radiologieinformationssystem (RIS – Radiology Information System, Lorenzo RadCentre 3.0.224.0-X-U, i-Solutions Health GmbH) des Universitätsklinikums recherchiert.

3.2 Verwendete Radiographiesysteme

3.2.1 Bilddetektion

Die Röntgenbilder wurden auf der neonatologischen und auf der pädiatrischen Intensivstation mit zwei mobilen digitalen Röntgengeräten GM85 (Samsung) unter

Beachtung der gültigen Standards und Leitlinien erstellt. In die Studie gingen sowohl Aufnahmen aus der Kernarbeitszeit als auch aus der Dienstzeit ein. Entsprechend der Qualitätssicherungsstandards wurden zusätzlich zur Röntgengeräteigenfilterung die Kinderfilter (0,1 mm Kupfer) eingesetzt. Die Spannung und die Stromstärke wurden entsprechend Alter und Gewicht, sowie abgeschätztem Sagittaldurchmesser des Kindes ausgewählt. Die Anfertigung der Aufnahmen erfolgte ohne Streustrahlenraster, da bei Kindern die Körpermasse und der Durchmesser so gering ist, dass kaum Streustrahlung entsteht (s. Kapitel 1.1.2.1).

Als Detektor wurden Cäsium-Jodid-Szintillator-Detektoren (S-Detector™ (Samsung)) in verschiedenen Größen (S3025-W 30 x 25 cm und S4335-W 43 x 35 cm) verwendet (Abbildung 7). Hierbei handelt es sich um einen Flachbilddetektor, der im Gegensatz zu anderen Detektoren die Röntgenstrahlen mit direkter Übertragung in ein digitales Signal umwandelt (s. Kapitel 1.1.1). Der Detektor wurde direkt unter dem Patienten platziert. Lediglich bei sehr kleinen Frühgeborenen, die nicht bewegt werden durften, erfolgte die Nutzung des Inkubatoreinschubs für den Detektor. Hierdurch erhöht sich allerdings der Weg für die Strahlung und es resultiert eine etwas reduzierte Bildqualität.

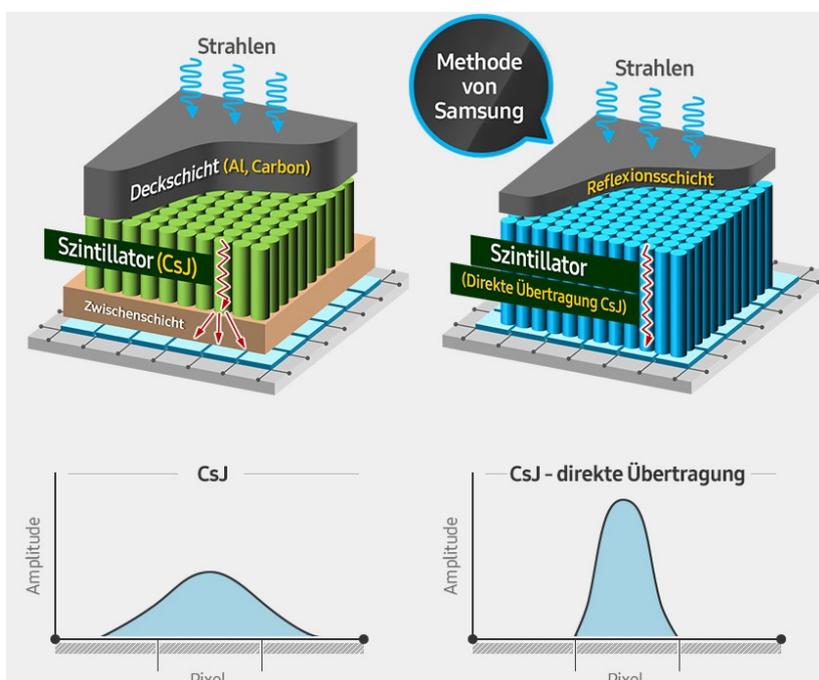


Abbildung 7: Schematischer Aufbau des verwendeten S-Detectors™ mit direkter Übertragung im Vergleich zu einem Detektorsystem mit indirekter Übertragung, angelehnt an: Samsunghealthcare S-Detectors™ (Samsung)

3.2.2 Bildverarbeitung

Nach der Umwandlung der detektierten Röntgenstrahlen in ein digitales Signal durch den Detektor, muss dieses Signal noch in Bilddaten umgewandelt werden. Die primäre Bildverarbeitung erfolgte mit einem Bildbearbeitungsprogramm (S-Vue™ (Samsung)), das mit einem präzisen Auto Shutter ausgestattet ist, der die Bildkonsistenz verbessert. S-Vue optimiert primär die Bildschärfe und Klarheit der Aufnahme. Mit S-Vue entstanden die Originalaufnahmen, die später noch mit SG und TLE nachbearbeitet wurden.

3.3 Röntgenaufnahmen

Alle Röntgenaufnahmen wurden zu diagnostischen Zwecken angefertigt. Dementsprechend kann die Lagerung leicht variieren. Die meisten Aufnahmen entstanden auf der pädiatrischen Intensivstation im Patientenbett (n = 125), bei Früh- und Neugeborenen wurden die Aufnahmen im Inkubator angefertigt (n = 69), eine Aufnahme erfolgte im Hängen und einige Abdomenaufnahmen im Liegen (n = 15).

Insgesamt wurden 210 Bilder bewertet. Dabei wurden Thorax- (n = 130), Abdomenaufnahmen (n = 31) und Thorax-Abdomen-Kombinationsaufnahmen (n = 49) getrennt beurteilt. Die Thorax-Abdomen-Kombinationsaufnahmen wurden nochmals gesondert betrachtet, da hier die Strahlengeometrie anders verläuft.

Als Thoraxaufnahmen wurden auch die Bilder gewertet, auf denen der Thorax und anteilig das Abdomen der Kinder im Abbildungsumfang enthalten war (Abbildung 8). Insbesondere bei Früh- und Neugeborenen ist ein exaktes Einblenden aufgrund der geringen Körpergröße und entsprechend kleinen Feldgröße wesentlich schwieriger, sodass häufiger Anteile des Abdomens beim Röntgen des Thorax mit abgebildet werden. Als kombinierte Thorax-Abdomen-Aufnahme (Hemitorso) wurde das Bild erst gewertet, wenn die Beckenschaufeln auf dem Bild zu sehen waren (Abbildung 9). Alle Bilder wurden mit anterior-posteriorem (ap) Strahlengang angefertigt.

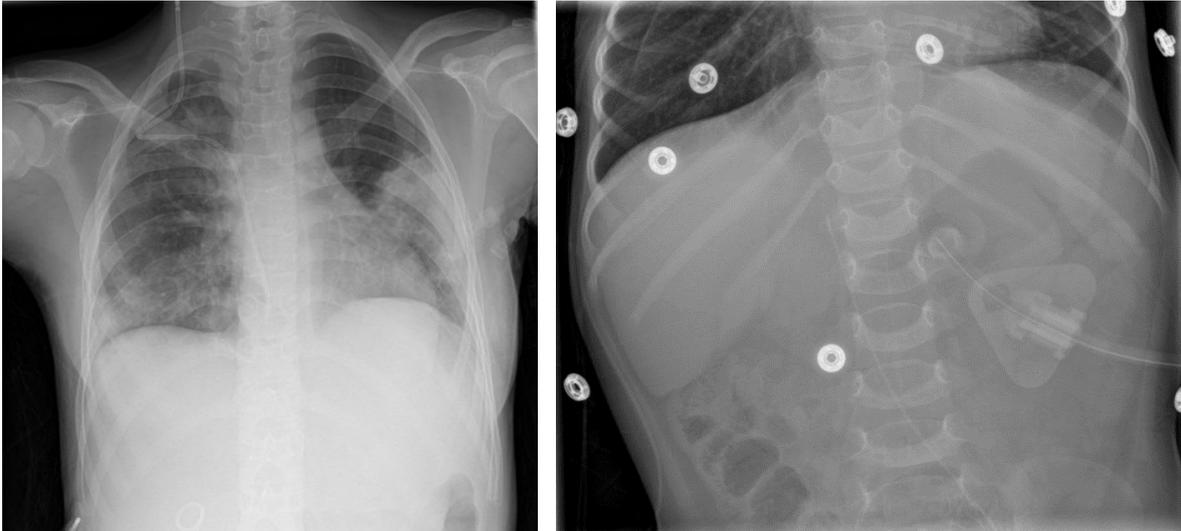


Abbildung 8: Beispielhafte Thorax- (links) und Abdomenübersichtsaufnahme (rechts) (PACS, Uniklinikum Jena)



Abbildung 9: Beispielhafte Röntgenaufnahme eines Torsos mit deutlich sichtbaren Beckenschaufeln (PACS, Uniklinikum Jena)

Erfasst wurden für die Röntgenaufnahmen die eingestellte Spannung (kV: 59,5 – 124,3, SD: 13,88, Mittelwert: 64,42, Median: 59,8), Stromzeitprodukt/Strahlenmenge (mAs: 0,4 – 6,0, SD: 0,88, Mittelwert: 1,43, Median: 1,00), Belichtungszeit (ms: 5 – 80 ms, SD: 11,49, Mittelwert: 16,21, Median: 12,00), das Flächen-Dosisprodukt (cGyxcm²: 0,019 – 13,320, SD: 2,36, Mittelwert: 1,42, Median: 0,58), die Feldgröße (cm²: 41,4 – 1450,9, SD: 375,5, Mittelwert: 463,9,

Median: 357,3), sowie der Exposure Index (EI: 32,22 – 1814,14, SD: 181,11, Mittelwert: 180,28, Median: 130,09).

Die Expositionsgrößen und Bilddaten wurden direkt vom Monitor des Röntgengeräts (Abbildung 10, Abbildung 11) abgelesen und dem klinikinternen RIS, sowie dem PACS des Uniklinikums Jena entnommen.

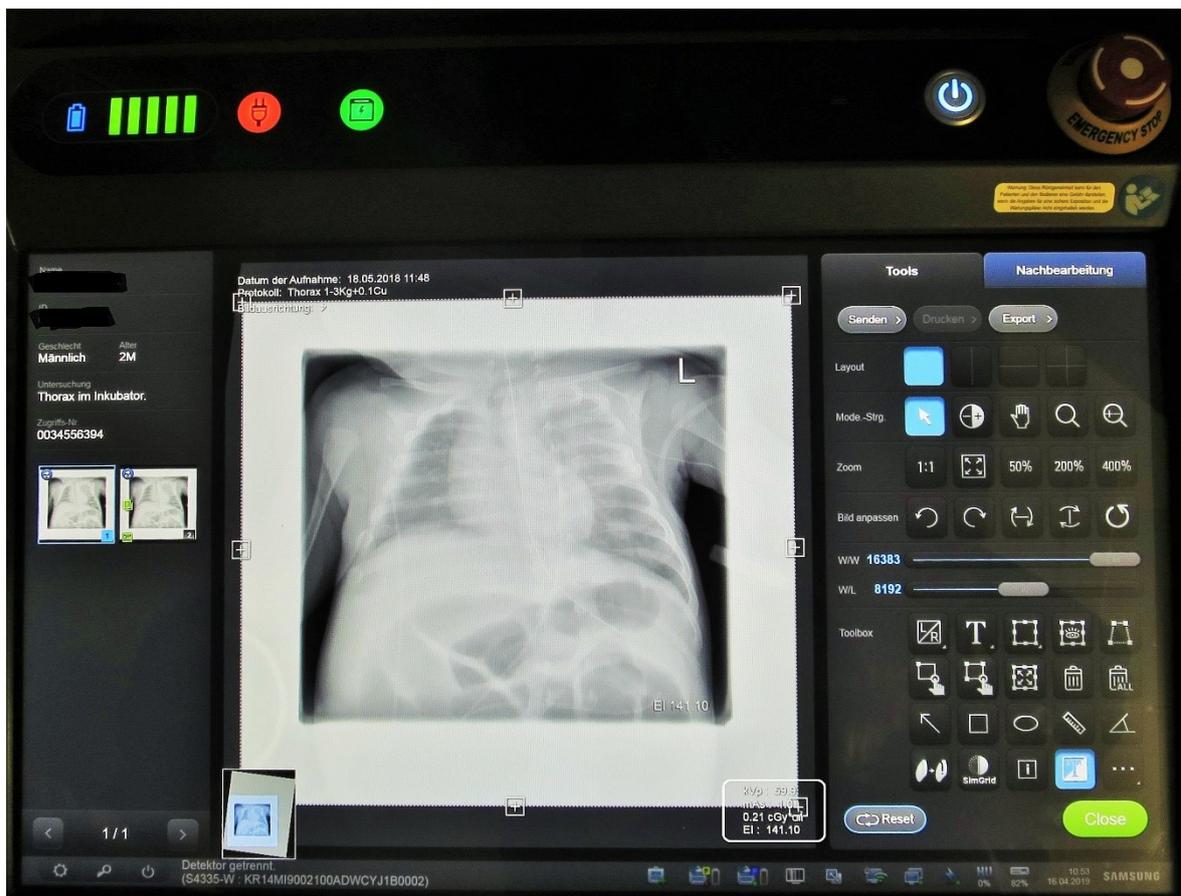


Abbildung 10: Monitor des Röntgengeräts (GM 85) mit abgelesenen Expositionsgrößen (weiße Markierung)

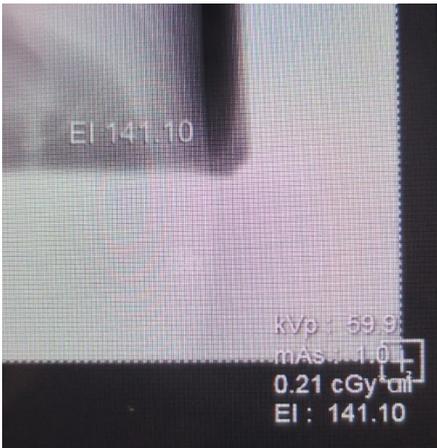


Abbildung 11: Vergrößerung von Abbildung 10: abgelesene Expositionsparameter

3.4 Nachbearbeitung der Bilder

Unmittelbar nach Anfertigung waren die Röntgenbilder bereits auf dem Display des GM85 einsehbar und konnten nachbearbeitet werden (Abbildung 12), bevor sie aktiv ins PACS verschickt wurden. Im Rahmen der Studie wurden sämtliche Aufnahmen retrospektiv mit TLE und SG nachbearbeitet und das Ergebnis in das PACS geschickt. Es erfolgte eine Verblindung des Nachbearbeitungsprozesses, sodass im Rahmen der Studie den Begutachtern der Aufnahmen keine Informationen zu den Algorithmen vorlagen.



Abbildung 12: Ausschnitt des Displays des GM85 zur Nachbearbeitung der Röntgenbilder; hier für SG (weiße Markierung)

3.5 Bewertung der Bilder

Die Bewertung erfolgte durch einen erfahrenen Kinderradiologen anhand einer 3-stufigen Likert-Skala (1 = ohne SG besser, 2 = gleich gut, 3 = mit SG besser). Dazu wurde ein unbearbeitetes Bild und ein mit dem jeweiligen Post-Processing-Algorithmus nachbearbeitetes Bild auf zwei Bildschirmen nebeneinander präsentiert. Die Beurteilung der Aufnahmen erfolgte unter standardisierten Bedingungen (Besprechungsraum der Kinderradiologie am Universitätsklinikum Jena, Licht ausgeschaltet) an zertifizierten und nach DIN 6868-157 als Befundungsmonitore abgenommen Einheiten. Die Aufnahmen wurden vor Versand ins PACS so markiert, dass sie bei der Analyse zugeordnet werden konnten, der beurteilende Arzt aber nicht wusste, welches Bild das Post-Processing durchlaufen hatte.

Die Bilder wurden anhand vorgegebener Parameter beurteilt. Für die Abdomenaufnahmen wurden Skelett, Abgrenzbarkeit der Bauchorgane, Darmgasverteilung, Kontrastmittelaspekt, Fremdmaterial, Rauscheindruck, Gesamtqualität und die Beurteilbarkeit für die Fragestellung bewertet. Für die Thoraxaufnahmen waren die Kriterien Knochenstruktur, Trachea, zentrale, periphere und retrokardiale Gefäße, Fremdmaterial, Rauscheindruck, Gesamtqualität und die Beurteilbarkeit für die Fragestellung zu bewerten (Abbildung 13, Abbildung 14). Die entsprechenden Bewertungen wurden pseudonymisiert unmittelbar bei der Analyse einer Excel-Tabelle zugeordnet. In dieser Tabelle wurden zudem die Patientendaten erfasst.

Auswertungsbogen Thorax

Patienten-ID: _____ Datum: _____

	Ohne SimGrid besser	Gleiche Qualität	Mit SimGrid besser
Knochenstruktur			
Trachea			
Zentrale Gefäße			
Periphere Gefäße			
Retrokardiale Gefäße			
Fremdmaterial			
Rauscheindruck			
Gesamtqualität			
Beurteilbarkeit für die Fragestellung			

Auswertender: _____ Unterschrift: _____

Abbildung 13: Auswertungsbogen für Thoraxaufnahmen

Auswertungsbogen Abdomen

Patienten-ID: _____ Datum: _____

	Ohne SimGrid besser	Gleiche Qualität	Mit SimGrid besser
Knochenstruktur			
Bauchorgane			
Darmgasverteilung			
Kontrastmittelaspekt			
Fremdmaterial			
Rauscheindruck			
Gesamtqualität			
Beurteilbarkeit für die Fragestellung			

Auswertender: _____ Unterschrift: _____

Abbildung 14: Auswertungsbogen für Abdomenaufnahmen

3.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit SPSS 25.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) vorgenommen und die Daten wurden anhand ihrer jeweiligen Skalenniveaus ausgewertet.

Zunächst wurde eine univariante Statistik mit eindimensionalen Häufigkeitsverteilungen erstellt, um einen Überblick über die allgemeine Tendenz der Bewertung der Algorithmen zu erhalten.

Die zur Bewertung der Bilder herangezogene, dreistufige Likert-Skala (1 = ohne SG besser, 2 = gleich gut, 3 = mit SG besser) wurde zu einer zweistufigen Skala (Bewertung der Methode) zusammengefasst (0 = schlechter oder gleich gut, 1 = besser), da für die Auswertung besonders von Interesse war, ob SG und TLE tatsächlich eine Verbesserung bieten.

Zur weiteren statistischen Auswertung wurde also ein Verfahren benötigt, das folgendes berücksichtigt: Eine abhängige Variable (Bewertung der Methode), die mehrfach am gleichen Patienten gemessen wurde (Bewertung von Knochenstruktur, Trachea, Rauscheindruck etc.) und eine bzw. mehrere Covariaten, die diese beeinflussen. Außerdem soll eine binomiale Verteilung der Daten angenommen werden. Da also der Einfluss mehrerer erklärender Variablen auf eine abhängige Variable betrachtet wird, eignet sich für die statistische Analyse ein Regressionsmodell (Komlos und Süßmuth 2010). Ein passendes Modell kann anhand der Werte der erklärenden Variablen einen Schätzwert für die abhängige Variable vorhersagen. In diesem Fall eignet sich ein Modell mit verallgemeinerten Schätzungen, sog. Generalized Estimating Equations (GEE). GEE ist ein sehr flexibles Regressionsmodell, das Korrelationen zwischen den einzelnen abhängigen Variablen eines untersuchten Objekts berücksichtigt, indem eine sogenannte „working correlation matrix“ erstellt wird, die es in die Schätzung mit einbezieht. Hier können Werte innerhalb eines Objekts (hier das Röntgenbild) miteinander korrelieren, während die Werte zwischen den verschiedenen Objekten als unabhängig angesehen werden. Die Grundstruktur der Matrix wird für alle Individuen als gleich angenommen (Jang 2011). Es handelt sich dabei um eine Identitätsmatrix, bei der die Zeilen gleich der Spaltenanzahl ist und bei der die Hauptdiagonale nur aus Einsen und die Nebendiagonalen aus Nullen bestehen. Bei der Anwendung von GEE können wiederum

verschiedene Modelle ausgewählt werden. Aufgrund der gegebenen Datenstruktur wurde hier das binär logistische Modell verwendet. Wie oben bereits erläutert, konnte durch die Zusammenfassung der dreistufigen Likert-Skala eine binär logistische Verteilung der Daten angenommen werden. Die abhängige Variable (Bewertung der Methode) konnte also als binomialverteilt betrachtet werden (besser vs. schlechter/gleich gut). Als Covariate wurde immer die Methode (angewendet/nicht angewendet) angegeben. Daraus konnte ein Regressionskoeffizient B und dessen Exponentialwert (Exp(B)) berechnet werden. Der Regressionskoeffizient zeigt den Einfluss einer Covariaten auf die abhängige Variable und dessen Exponentialwert kann als Odd's Ratio (OR) betrachtet werden. Das OR bezeichnet ein Quotientenverhältnis, mit dem eine Aussage über die Stärke eines Zusammenhangs zweier Merkmale getroffen werden kann (Weiß 2013). In diesem Fall berechnet es sich folgendermaßen (Tabelle 1):

Tabelle 1: Berechnung des Odd's Ratio (angelehnt an (Weiß 2013))

	Methode angewendet	Methode nicht angewendet
besser	x	y
schlechter oder gleich gut	v	w

$$OR = \frac{x}{y} / \frac{v}{w}$$

Besteht kein Zusammenhang zwischen den Merkmalen (Methode und Qualität der Aufnahmen) ist $OR = 1$, ist der Zusammenhang positiv ergibt sich ein $OR > 1$, ist er negativ (also hat die Methode einen negativen Einfluss auf die Bildqualität) ist das $OR < 1$. Um die Signifikanz des Ergebnisses bewerten zu können, wurde zusätzlich

der p-Wert und das 95%-Konfidenzintervall bestimmt. Ein p-Wert $< 0,05$ wurde als signifikant angenommen.

GEE erlauben eine Berücksichtigung mehrerer Einflussfaktoren, die als Covariaten mit angegeben werden können. Hier wurde so beispielsweise der Einfluss von Gewicht, Alter und verschiedenen Expositionsparametern auf die Bildverarbeitung mit den Algorithmen getestet. Somit konnte der Einfluss von verschiedenen Covariaten (insbesondere der Einfluss der Methode) auf die abhängige Variable (die Bildqualität/Bewertung der Methode) und deren Assoziation untereinander berechnet werden.

4 Ergebnisse

Im folgenden Teil werden die Ergebnisse der deskriptiven und statistischen Auswertung der Daten vorgestellt. Zunächst wird eine allgemeine Übersicht zu den beiden Verfahren gegeben. Dann werden die Ergebnisse für die Auswertung in Bezug auf die einzelnen Bildparameter, verschiedene Einflussgrößen, sowie die Eignung für unterschiedliche Fragestellungen vorgestellt.

4.1 SimGrid™ (SG)

4.1.1 Allgemeine Bildauswertung

Insgesamt wurden 56 % ($n = 75$) der 134 Bilder als „mit SG besser“ beurteilbar bewertet. 41 % ($n = 55$) wurden als gleichwertig zu dem unbearbeiteten Bild bewertet und in 3 % ($n = 4$) wurde das unbearbeitete Bild als besser beurteilbar eingestuft (Abbildung 15).

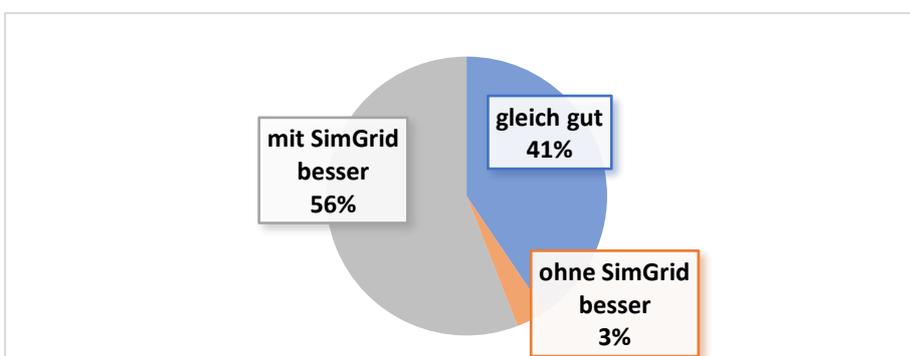


Abbildung 15: Kreisdiagramm zur Gesamtübersicht der Bewertung aller mit SG bearbeiteten Bilder

Betrachtet man die Ergebnisse für die einzelnen Körperregionen, ergibt sich weiterhin ein ähnliches Verteilungsbild in der Bewertung der Bilder. Bei Thorax- und Abdomenübersichtsaufnahmen, sowie auch bei Thorax-Abdomen-Kombinationsaufnahmen wurde die Mehrheit der Bilder als „mit SimGrid besser“ oder zu einem geringen Teil als gleichwertig zu den unbearbeiteten Bildern bewertet (Tabelle 2).

Tabelle 2: Deskriptive Übersicht zur Beurteilung des Einflusses von SG auf die Bildqualität von Thorax-, Abdomen- und Kombinationsaufnahmen, Grün-Gelb-Rot-Farb-skala, beginnend mit grün bei hohen Prozentwerten, endend mit rot bei niedrigen Prozentwerten, n = Anzahl der Bewertungen

	Thorax		Abdomen		Thorax- und Abdomen	
	Prozent	n	Prozent	n	Prozent	n
mit SG besser	54,7 %	39	55,8 %	17	59,0 %	19
gleich gut	42,4 %	31	42,4 %	13	34,9 %	11
ohne SG besser	2,9 %	2	1,8 %	1	6,1 %	1
Total	100 %	72	100 %	31	100 %	31

Außerdem wurden die einzelnen Bildparameter (Bauchorgane, Beurteilbarkeit für die Fragestellung, Darmgasverteilung, Fremdmaterial, Gesamtqualität, Kontrastmittel, Rauscheindruck, Skelett, Trachea, zentrale/periphere/retrokardiale Gefäße) getrennt voneinander betrachtet (Tabelle 3). Die Darmgasverteilung war hier in 74,2 %, Skelett und Trachea in 67 % und Fremdmaterial in 64,1 % der Fälle mit SG besser beurteilbar. Dagegen waren periphere Gefäße zu 64,1 % und die Bauchorgane zu 77,4 % gleichwertig zu dem unbearbeiteten Bild beurteilbar.

Tabelle 3: Deskriptive Übersicht zur Beurteilung des Einflusses von SG auf die Beurteilbarkeit einzelner Parameter auf Röntgenaufnahmen, Grün-Gelb-Rot-Farbskala, beginnend mit grün bei hohen Prozentwerten und endend mit rot für niedrige Prozentwerte, n = Anzahl der Bewertungen

Bildparameter	Bewertung der Bilder							
	mit SG besser		gleich gut		ohne SG besser		Gesamt	
	Prozent	n	Prozent	n	Prozent	n	Prozent	n
Skelett	67,1 %	90	26,9 %	36	6,0 %	8	100 %	134
Trachea	67,0 %	69	28,1 %	29	4,9 %	5	100 %	103
zentrale Gefäße	48,5 %	50	47,6 %	49	3,9 %	4	100 %	103
periphere Gefäße	33,0 %	34	64,1 %	66	2,9 %	3	100 %	103
retrokardiale Gefäße	53,4 %	55	40,8 %	42	5,8 %	6	100 %	103
Fremdmaterial	64,1 %	84	32,8 %	43	3,1 %	4	100 %	131
Rauscheindruck	54,5 %	73	41,8 %	56	3,7 %	5	100 %	134
Bauchorgane/Psoas	22,6 %	7	77,4 %	24	0,0 %	0	100 %	31
Darmgasverteilung	74,2 %	23	22,6 %	7	3,2 %	1	100 %	31
Kontrastmittelaspekt	42,9 %	3	57,1 %	4	0,0 %	0	100 %	7
Gesamteindruck	57,5 %	77	41,8 %	56	0,7 %	1	100 %	134
Beurteilbarkeit für die Fragestellung	57,5 %	77	40,3 %	54	2,2 %	3	100 %	134
Total	55,9 %	642	40,6 %	466	3,5 %	40	100 %	1148

Zusätzlich wurde die Odd's Ratio für die Anwendung von SG, bezogen auf die einzelnen Parameter berechnet (Tabelle 4). Hier wurde SG, verglichen mit den unbearbeiteten Bildern, besonders für die Beurteilung des Skeletts (OR = 4,184, $p < 0,00001$) (Abbildung 16) der Darmgasverteilung (OR = 8,266, $p = 0,010$) (Abbildung 17) und der Trachea (OR = 4,119, $p = 0,001$) besser bewertet. Auch für das Fremdmaterial wurde eine deutliche Verbesserung der Beurteilbarkeit durch SG angegeben (OR = 3,194, $p = 0,001$) (Tabelle 4). Im Hinblick auf den Gesamteindruck

und die Beurteilbarkeit im Sinne der Fragestellung konnte lediglich eine Tendenz zugunsten von SG festgestellt werden. Bei zentralen (OR = 0,890, p = 0,769) und peripheren Gefäßen (OR = 0,243, p = 0,001), den Bauchorganen/Psoas (OR = 0,085, p = 0,004) und Kontrastmittel (OR = 0,563, p = 0,706) wurde die Verwendung von SG vermehrt negativ oder gleich gut bewertet.



Abbildung 16: Thoraxaufnahme (ap, 69,6 kV, 4,0 mAs, 40 ms, 4,510 cGy cm^2 , EI: 345,50). Originalbild (links) und mit SG nachbearbeitet (rechts), verbesserte Beurteilbarkeit v. a. von Skelett und Katheter (PACS, Uniklinikum Jena)



Abbildung 17: Abdomenübersichtsaufnahme (ap, 59,8 kV, 2,0 mAs, 50 ms, 0,570 cGy cm^2). Originalbild (links) und mit SG nachbearbeitet (rechts), verbesserte Beurteilbarkeit von Darmgas und Katheterspitze (schwarze Markierung). EI – Exposure Index (PACS, Uniklinikum Jena)

Tabelle 4: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit einzelner Parameter auf den Röntgenaufnahmen durch SG, OR = Odd's Ratio, Sig.= Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter	n	OR	95%-Konfidenzintervall für OR		Sig.
			Unterer Wert	Oberer Wert	
Skelett	134	4,184	2,103	8,324	< 0,0001
Trachea	103	4,119	1,768	9,592	0,001
Zentrale Gefäße	103	0,890	0,408	1,940	0,769
Periphere Gefäße	103	0,243	0,107	0,552	0,001
Retrokardiale Gefäße	103	1,313	0,609	2,829	0,487
Fremdmaterial	131	3,194	1,577	6,469	0,001
Rauscheindruck	134	1,432	0,729	2,813	0,297
Bauchorgane/Psoas	31	0,085	0,016	0,458	0,004
Darmgasverteilung	31	8,266	1,654	41,309	0,010
Kontrastmittelaspekt	7	0,563	0,028	11,229	0,706
Gesamtqualität	134	1,825	0,932	3,572	0,079
Beurteilbarkeit für die Fragestellung	134	1,825	0,924	3,605	0,083

4.1.2 Auswertung von Einflussgrößen

In den folgenden Abschnitten wird der Einfluss von SG auf die Röntgenaufnahmen unter Berücksichtigung der Einflussgrößen Alter und Gewicht beurteilt.

4.1.2.1 Alter

Die mit SG nachbearbeiteten Bilder wurden vor allem für Kinder in einem Alter von ca. 1 – 5 Jahr signifikant besser beurteilt als die unbearbeiteten Bilder (1 – 5 Jahre: OR = 4,482, p = 0,001) (Tabelle 5). Die positive Bewertung nimmt tendenziell mit dem Patientenalter zu (10 – 18 Jahre: OR = 67,240, p < 0,0001) (Abbildung 18). Für

Kinder unter 6 Monaten wurden die mit der Software bearbeiteten Bilder meist nicht als besser beurteilbar eingeschätzt (< 0,5 Jahre: OR = 0,469, p = 0,008).

Tabelle 5: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss des Patientenalters, OR = Odd's Ratio, Sig.= Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter			95%-Konfidenzintervall für OR		
Alter in Jahren	n	OR	Unterer Wert	Oberer Wert	Sig.
< 0,5	62	0,469	0,268	0,821	0,008
0,5 – 1	10	0,868	0,208	3,626	0,846
1 – 5	35	4,482	1,879	10,690	0,001
5 – 10	11	3,114	0,746	12,997	0,119
10 – 18	16	67,240	16,717	270,464	< 0,0001

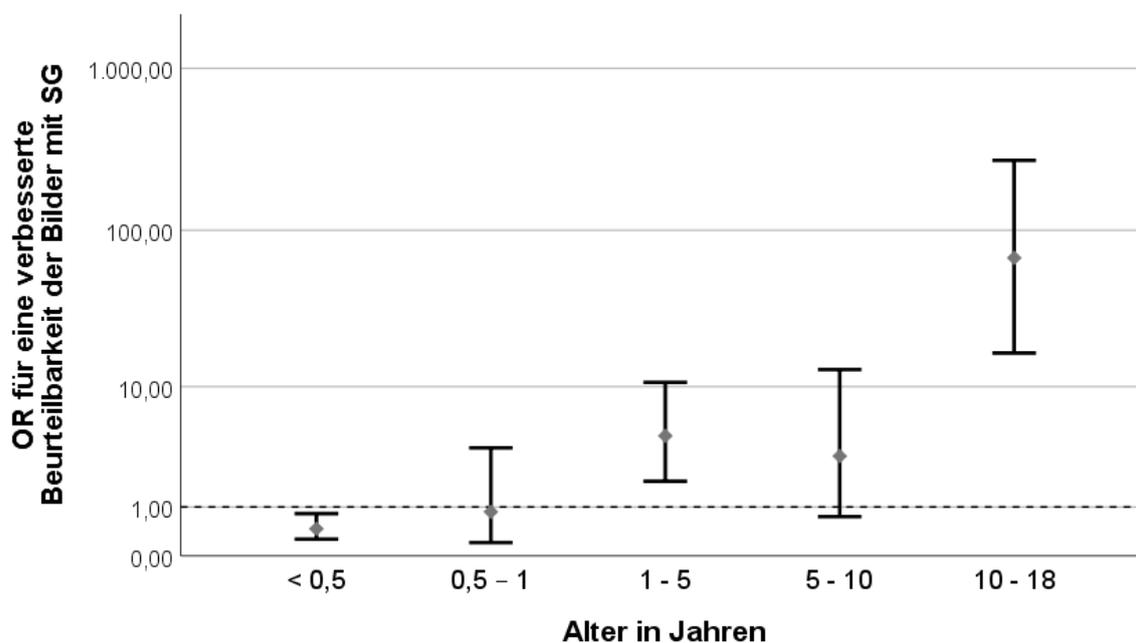


Abbildung 18: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss des Patientenalters, logarithmische Skala mit Referenzlinie für OR > 1 (positiver Einfluss von SG)

4.1.2.2 Gewicht

Für Kinder mit einem Gewicht unter 10 kg war durch SG kein positiver Effekt nachzuweisen (0 – 1 kg: OR = 0,304, p = 0,015; 1 – 5 kg: OR = 0,647, p = 0,206; 5 – 10 kg: OR = 0,572, p = 0,343) (Tabelle 6). Ab einem Patientengewicht von 10 kg wurde der Einfluss der Software meist als positiv bewertet (10 – 30 kg: OR = 6,683, p < 0,0001), was vor allem in den höheren Gewichtsklassen von 50 – 70 kg deutlich wird (50 – 70 kg: OR = 31,533, p < 0,0001) (Abbildung 19).

Tabelle 6: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss des Patientengewichts, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter			95%-Konfidenzintervall für OR		
Gewicht in kg	n	OR	Unterer Wert	Oberer Wert	Sig.
0 – 1	19	0,304	0,116	0,794	0,015
1 - 5	40	0,647	0,329	1,271	0,206
5 – 10	18	0,572	0,180	1,816	0,343
10 - 30	39	6,683	2,849	15,678	< 0,0001
30 - 50	6	3,017	0,423	21,502	0,271
50 - 70	10	31,533	4,671	212,88	< 0,0001
70 - 90	2	289,00	15,357	5438,627	< 0,0001

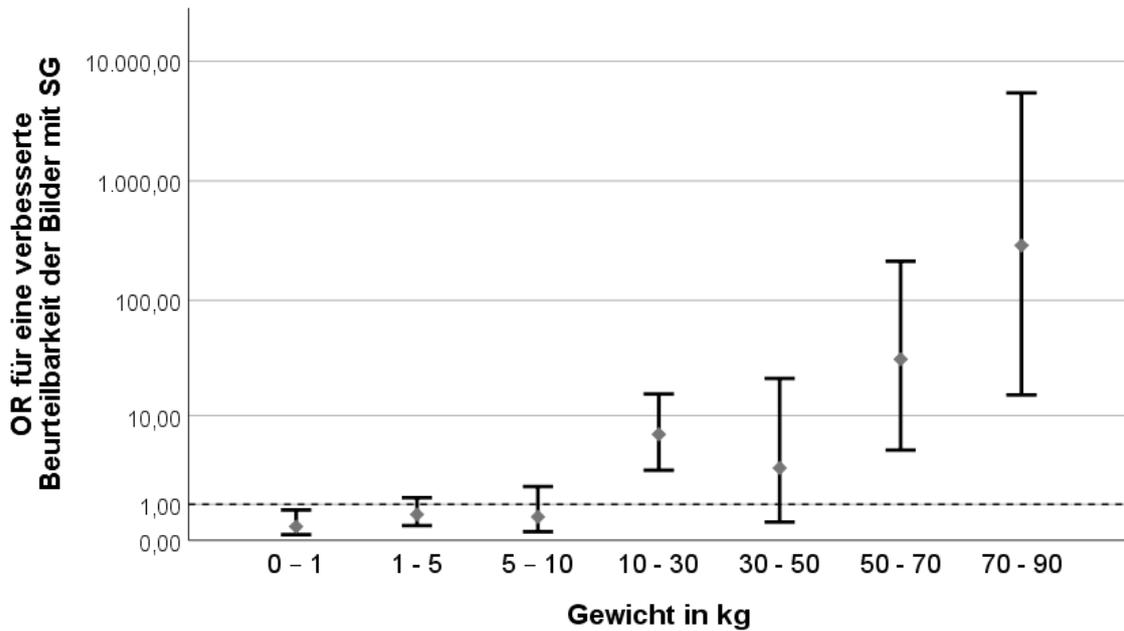


Abbildung 19: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss des Patientengewichts, logarithmische Skala mit Referenzlinie für $OR > 1$ (positiver Einfluss von SG)

4.1.3 Auswertung der Expositionsparameter

4.1.3.1 Spannung

Bei der Auswertung der unterschiedlichen Spannungswerte (Tabelle 7) zeigte sich, dass Bilder mit SG bereits bei niedrigen Spannungswerten als besser beurteilbar bewertet wurden (59 – 70 kV: $OR = 1,224$, $p = 0,368$). Über 70 kV ist ein signifikant positiver Einfluss zu beobachten, welcher mit steigender Spannung weiter zunimmt (70 – 80 kV: $OR = 25,000$, $p < 0,0001$; ≥ 90 kV: $OR = 64,000$, $p = 0,039$) (Abbildung 20).

Tabelle 7: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Röhrenspannungen, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter	n	OR	95%-Konfidenzintervall für OR		Sig.
			Unterer Wert	Oberer Wert	
59 – 70	121	1,224	0,788	1,901	0,368
70 – 80	6	25,000	6,296	99,269	< 0,0001
80 – 90	2	27,562	2,562	296,572	0,006
≥ 90	5	64,000	1,239	3305,141	0,039

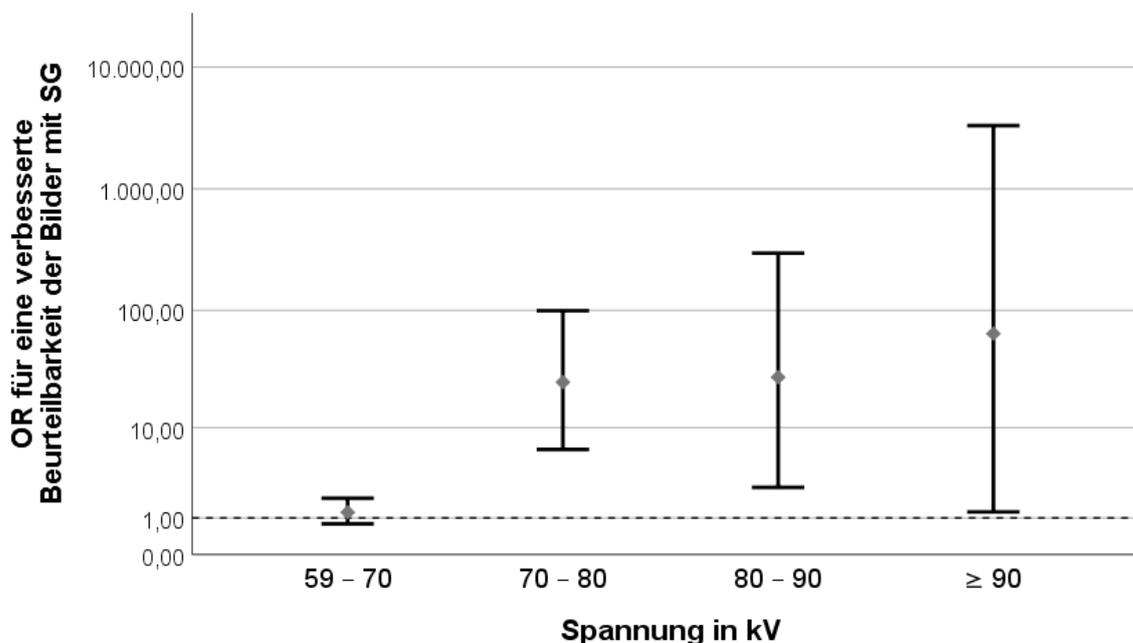


Abbildung 20: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Röhrenspannungen, logarithmische Skala mit Referenzlinie für OR > 1 (positiver Einfluss von SG)

4.1.3.2 Stromzeitprodukt

Für eine Exposition mit > 2 mAs wurden die nachbearbeiteten Bilder als signifikant besser beurteilbar bewertet (2 – 3 mAs: OR = 5,581, $p < 0,0001$) (Tabelle 8). Dieser Effekt nimmt mit steigendem Stromzeitprodukt weiter zu (3 – 4 mAs: OR = 16,000,

$p < 0,0001$) (Abbildung 21). Die besten Ergebnisse zeigten sich zwischen 4 und 5 mAs (OR = 289,000, $p = 0,0001$).

Tabelle 8: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Stromzeitprodukte, OR = Odd's Ratio, Sig.= Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter			95%-Konfidenzintervall für OR		
			Unterer Wert	Oberer Wert	
Stromzeitprodukt in mAs	n	OR	Unterer Wert	Oberer Wert	Sig.
< 1	9	2,996	0,508	17,676	0,226
1 – 2	77	0,712	0,417	1,214	0,212
2 – 3	27	5,581	2,536	12,280	< 0,0001
3 – 4	10	16,000	3,429	74,659	< 0,0001
4 – 5	2	289,000	15,357	5438,627	< 0,0001
5 – 6	2	49,000	3,065	783,388	0,006

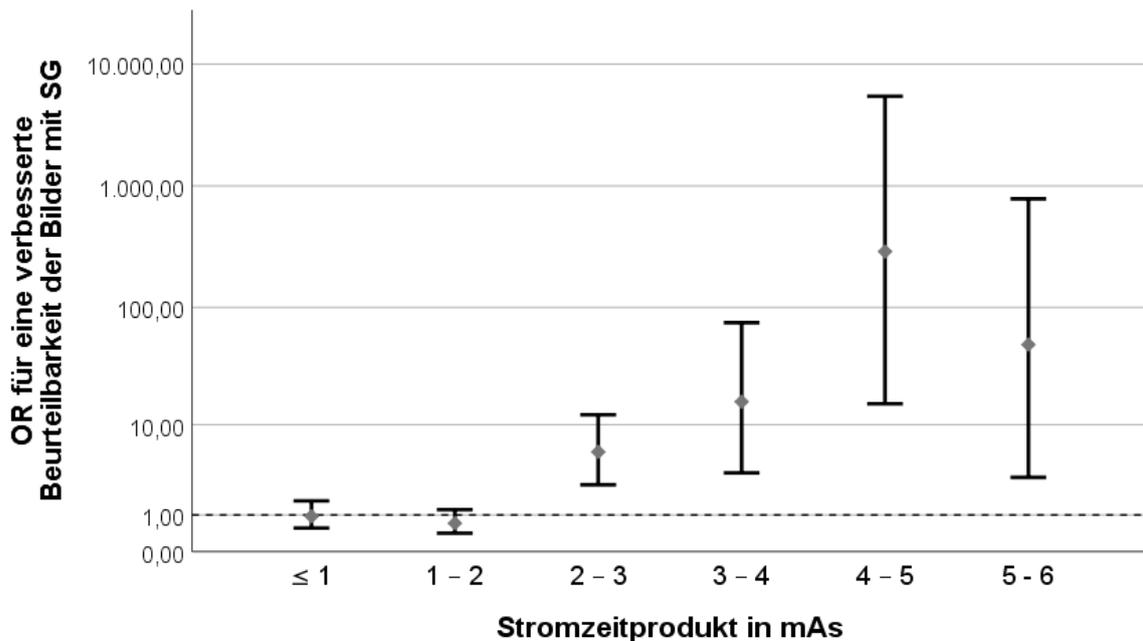


Abbildung 21: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Stromzeitprodukte, logarithmische Skala mit Referenzlinie für OR > 1 (positiver Einfluss von SG)

4.1.3.3 Belichtungszeit

Bei einer Belichtungszeit unter 10 ms zeigte die Bewertung von SG-Bildern keinen positiven Effekt auf die Bildqualität (OR = 0,482, p = 0,151) (Tabelle 9). Bei längeren Belichtungszeiten wurde der Einfluss von SG zunehmend als positiv bewertet (10 – 20 ms: OR = 1,067, p = 0,838; 40 – 60 ms: OR = 22,873, p < 0,0001). Dieser Effekt nimmt bei Belichtungszeiten > 60 ms wieder ab (OR = 3,240, p = 0,008) (Abbildung 22).

Tabelle 9: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Belichtungszeiten, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter			95%-Konfidenzintervall für OR		
			Unterer Wert	Oberer Wert	
Belichtungszeit in ms	n	OR			Sig.
< 10	29	0,482	0,178	1,306	0,151
10 – 20	57	1,067	0,574	1,983	0,838
20 – 40	30	3,610	1,521	8,568	0,004
40 – 60	16	22,873	6,871	76,140	< 0,0001
> 60	2	3,240	1,368	7,675	0,008

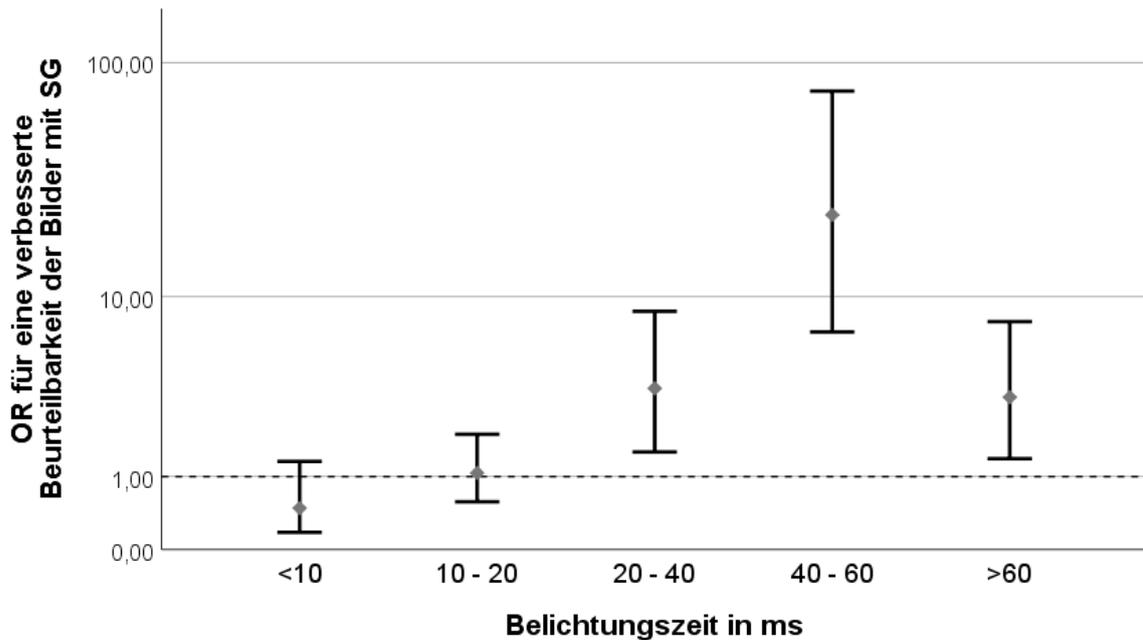


Abbildung 22: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Belichtungszeiten, logarithmische Skala mit Referenzlinie für $OR > 1$ (positiver Einfluss von SG)

4.1.3.4 Exposure Index

Für Röntgenbilder, die mit einem Exposure Index unter 100 angefertigt wurden, wurde SG nicht als verbessernd für die Bildqualität eingestuft ($OR = 0,568$, $p = 0,212$) (Tabelle 10). Bei Bildern mit höheren Exposure Indices wurden die nachbearbeiteten Bilder vor allem bei einem EI von 300 bis 500 als signifikant besser beurteilbar bewertet, während bei noch höheren EI dieser Effekt wieder abnahm (300 – 500: $OR = 30,250$, $p < 0,0001$; > 700 : $OR = 18,778$, $p < 0,0001$) (Abbildung 23, Abbildung 24).

Tabelle 10: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Exposure Indices, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter	n	OR	95%-Konfidenzintervall für OR		Sig.
			Unterer Wert	Oberer Wert	
< 100	27	0,568	0,234	1,380	0,212
100 – 300	90	1,452	0,857	2,461	0,166
300 – 500	12	30,250	5,370	170,400	< 0,0001
500 -700	3	11,111	0,486	253,934	0,131
> 700	2	18,778	9,225	38,221	< 0,0001

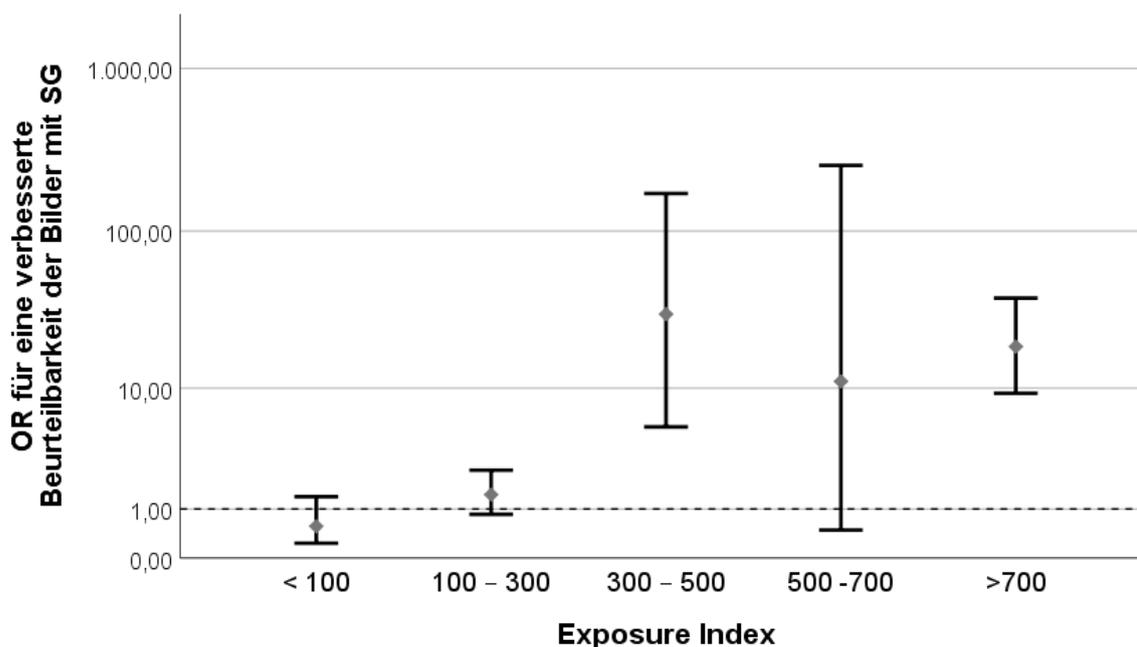
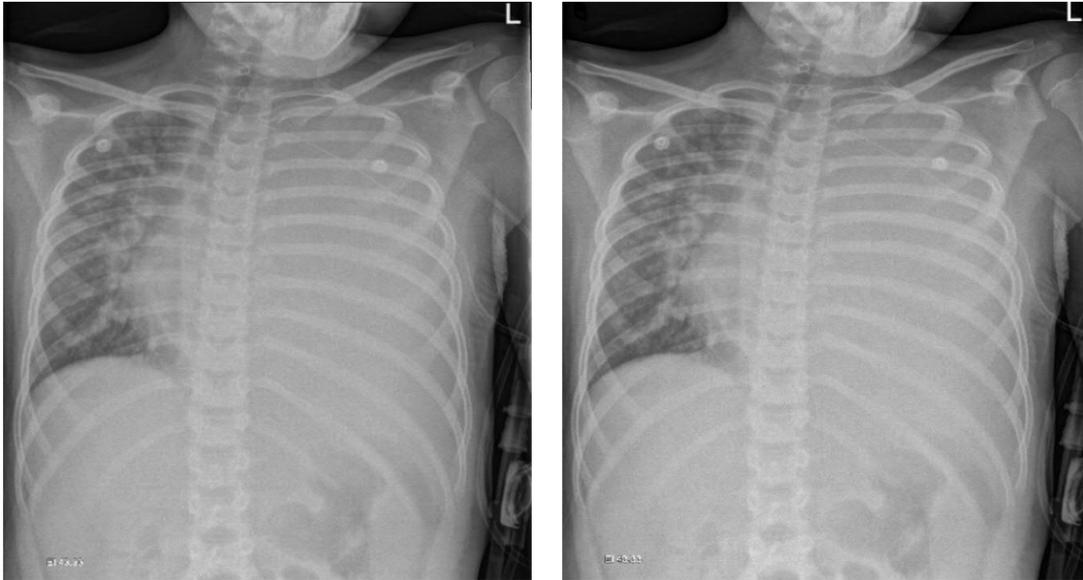


Abbildung 23: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Exposure Indices, logarithmische Skala mit Referenzlinie für OR > 1 (positiver Einfluss von SG)

4.1.3.5 Flächen-Dosisprodukt

Die Bewertung zeigte, dass SG für Bilder mit einem Dosisprodukt zwischen 3 und 5 cGyxcm² die beste Bildverbesserung bietet (OR = 30,675, p < 0,0001) (Abbildung 25), was bereits ab einem Dosisprodukt von 0,5 cGyxcm² zu beobachten ist

(0,5 – 1 cGy cm^2 : OR = 2,637, p = 0,019) (Tabelle 11). Bei niedrigeren Werten wurde keine Verbesserung durch SG festgestellt (< 0,5 cGy cm^2 : OR = 0,428, p = 0,004).



Thoraxaufnahme (ap, 59,6 kV, 2,0 mAs, 25 ms, 1,230 cGy cm^2). Im Original (links) und mit SG nachbearbeitet (rechts) mit EI 43,33 (PACS, Uniklinikum Jena)



Thoraxaufnahme (ap, 69,6 kV, 4,0 mAs, 40 ms, 4,510 cGy cm^2). Im Original (links) und mit SG nachbearbeitet (rechts) mit EI 345,50 (PACS, Uniklinikum Jena)

Abbildung 24: Vergleich von Thoraxaufnahmen mit unterschiedlichen Exposure (PACS, Uniklinikum Jena)

Tabelle 11: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss des Flächen-Dosisprodukts, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter	n	OR	95%-Konfidenzintervall für OR		Sig.
			Unterer Wert	Oberer Wert	
Flächen-Dosis- produkt in cGyxcm ²					
< 0,5	59	0,428	0,241	0,759	0,004
0,5 – 1	33	2,637	1,175	5,916	0,019
1 – 3	17	4,340	1,019	18,485	0,047
3 – 5	10	30,675	6,881	136,735	< 0,0001
> 5	11	21,052	3,837	115,494	< 0,0001

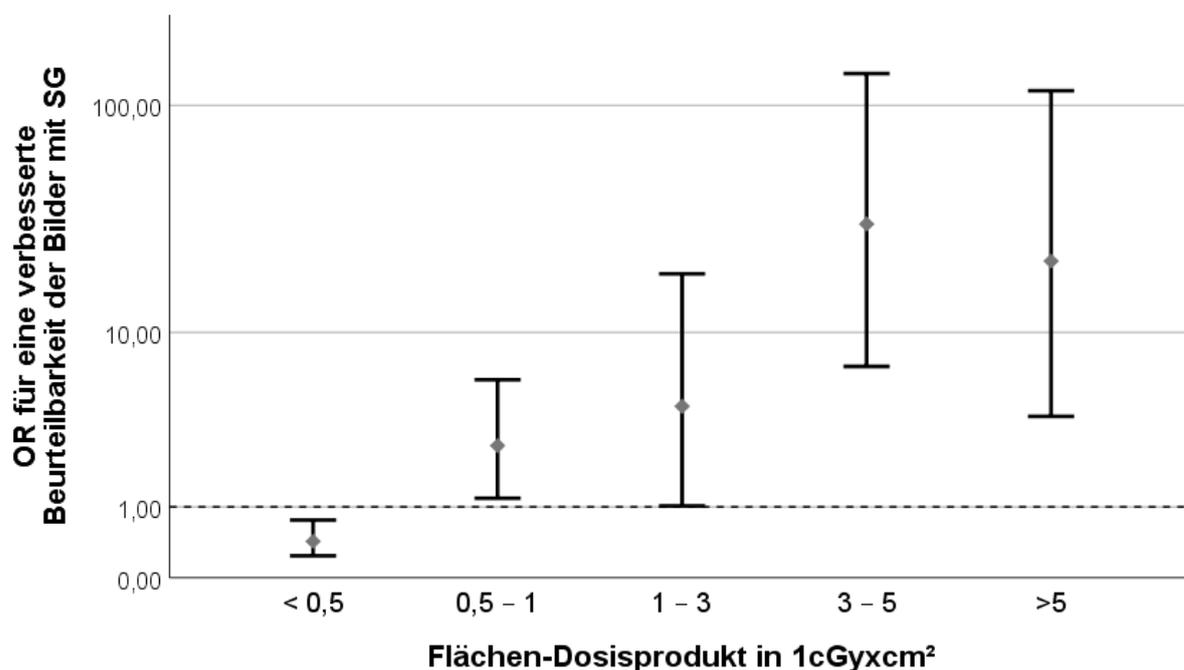


Abbildung 25: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Flächen-Dosisprodukte, logarithmische Skala mit Referenzlinie für OR > 1 (positiver Einfluss von SG)

4.1.3.6 Feldgröße

Bei Feldgrößen > 100 cm² wurde für SG ein positiver Effekt auf die Bildqualität beobachtet (100 – 500 cm²: OR = 1,035, p = 0,902) (Tabelle 12), der bei steigenden Feldgrößen noch deutlicher wurde (1000 – 1500 cm²: OR = 12,907, p = 0,001) (Abbildung 26).

Tabelle 12: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Feldgrößen, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter			95%-Konfidenzintervall für OR		
			Unterer Wert	Oberer Wert	
Feldgröße in cm ²	n	OR	Unterer Wert	Oberer Wert	Sig.
0 – 100	14	0,111	0,030	0,408	0,001
100 – 500	69	1,035	0,604	1,773	0,902
500 – 1000	37	4,796	1,997	11,521	< 0,0001
1000 – 1500	14	12,907	2,671	62,364	0,001

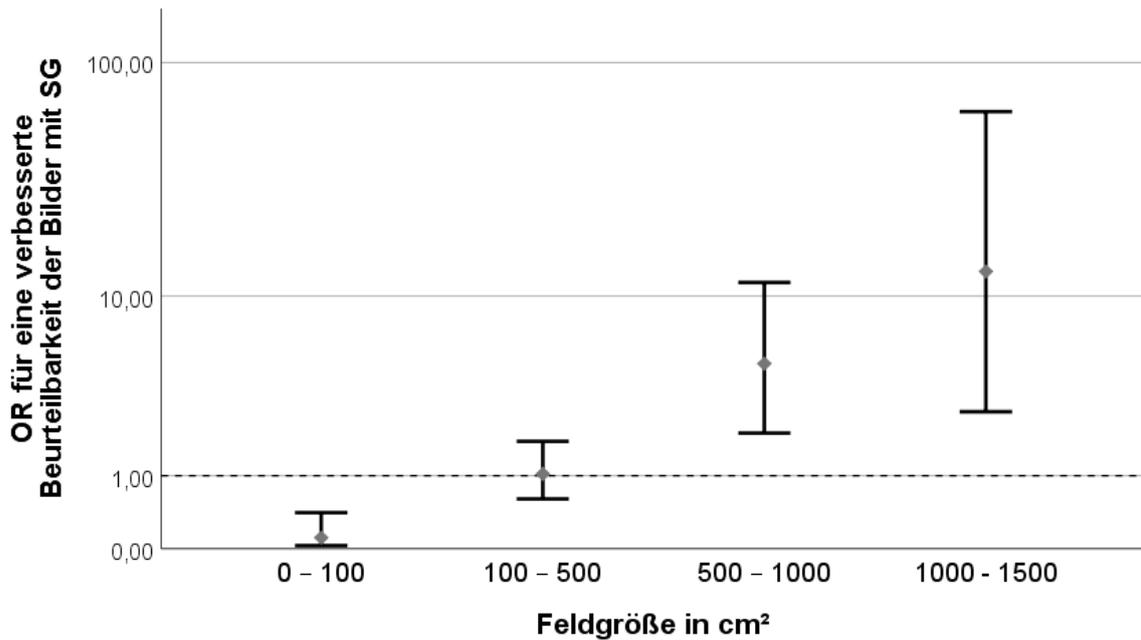


Abbildung 26: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Feldgrößen, logarithmische Skala mit Referenzlinie für $OR > 1$ (positiver Einfluss von SG)

4.1.4 Auswertung der Eignung für verschiedene Fragestellungen

Abschließend wurde der Einfluss durch SG in Hinblick auf die Beantwortbarkeit verschiedener Fragestellungen bewertet. Bei der Fragestellung nach Pneumothorax wurden die nachbearbeiteten Bilder als signifikant besser beurteilbar eingestuft ($OR = 25,000$, $p = 0,020$). Dies gilt auch für Fragestellungen, die Infiltrate, Lungenstruktur, Raumforderungen und Thymus betreffen ($OR = 2,621$, $p = 0,039$). Des Weiteren als besser beurteilbar eingestuft wurden Bilder bei der Fragestellung nach Passagestörung und Ileus, wobei das Ergebnis nicht signifikant war ($OR = 1,235$, $p = 0,789$). Für die Fragestellung nach Belüftungsstörung und RDS ($OR = 0,213$, $p = 0,072$) wurde durch die Anwendung der Software kein positiver Effekt beobachtet (Tabelle 13).

Tabelle 13: OR für eine verbesserte Beantwortbarkeit der Fragestellungen auf Röntgenaufnahmen durch SG, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter			95%-Konfidenzintervall für OR		
Fragestellung	n	OR	Unterer Wert	Oberer Wert	Sig.
Lagekontrolle, Fremdmaterial	50	4,592	1,462	14,789	0,199
Infiltrate, Lungenstruktur, Raumforderung, Thymus	36	2,621	1,049	6,548	0,039
Belüftungsstörung, RDS	20	0,213	0,040	1,146	0,072
Pneumothorax	6	25,000	1,654	377,920	0,020
Passagestörung, Ileus	16	1,235	0,263	5,794	0,789
NEC-Perforation, freie Luft	6	1,653	0,280	9,756	0,579

4.2 Tube&Line Enhancement™ (TLE)

4.2.1 Allgemeine Bildauswertung

Insgesamt wurden 61 % (n = 47) der 76 Bilder als "mit TLE besser" bewertet, 25 % (n = 20) wurden mit schlechter als das unbearbeitete Bild und 14 % (n = 9) mit "gleich gut" bewertet. Hierbei ist allerdings zu berücksichtigen, dass die Bewertungsparameter nicht die gleichen wie bei SG (siehe Methodik) und die prozentualen Anteile daher nicht direkt zu vergleichen sind (Abbildung 27).

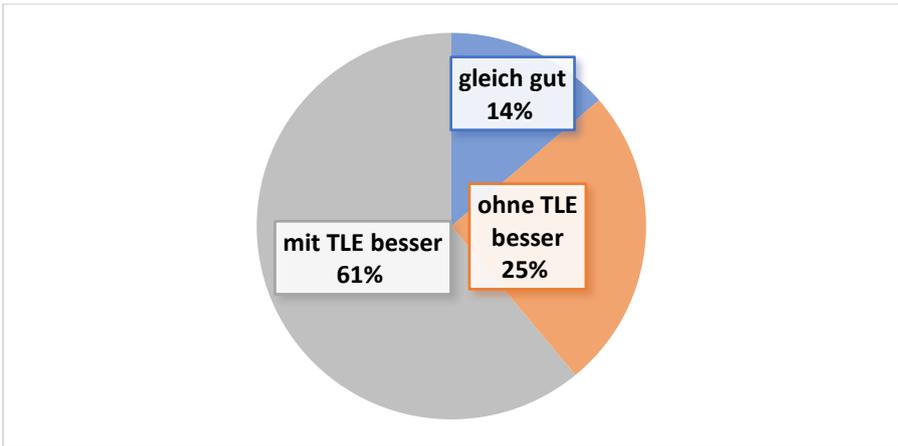


Abbildung 27: Kreisdiagramm zur Gesamtübersicht der Bewertung aller mit TLE bearbeiteten Bilder

Schaut man sich die deskriptive Statistik getrennt nach Körperregionen an, weichen die Verteilungen minimal ab, zeigen aber die gleiche Tendenz wie in der allgemeinen Auswertung (Tabelle 14). Bei den Thorax-Abdomen-Kombinationsaufnahmen wurden 69,5 % der Bilder als „mit TLE besser“ beurteilbar bewertet. Der Anteil liegt damit etwas höher als in der Gesamtanalyse (61 %). Gleichzeitig wurden hier im Vergleich auch weniger Bilder als „ohne TLE besser“ bewertet (20,1 %). Für die Thoraxaufnahmen hingegen ist der Wert für „mit TLE besser“ mit 58,4 % etwas niedriger als in der Gesamtauswertung und der Wert für „ohne TLE besser“ minimal höher (26,0 %).

Tabelle 14: Deskriptive Übersicht zur Beurteilung des Einflusses von TLE auf die Bildqualität von Thorax-, Abdomen- und Kombinationsaufnahmen, Grün-Gelb-Rot-Farbskala, beginnend mit grün bei hohen Prozentwerten, endend mit rot bei niedrigen Prozentwerten, n = Anzahl der Bewertungen

	Thorax		Thorax- und Abdomen	
	Prozent	n	Prozent	n
mit TLE besser	58,3 %	34	69,5 %	12
gleich gut	14,7 %	8	10,4 %	2
ohne TLE besser	26,0 %	16	20,1 %	4
Total	100 %	58	100 %	18

Auch für TLE wurden die Bilder nach einzelnen Parametern ausgewertet. Dabei waren v. a. Fremdmaterial (92,1 %) und das Skelett (85,6 %) in den meisten Fällen auf dem bearbeiteten Bild besser beurteilbar. In Bezug auf periphere Gefäße wurden hingegen die unbearbeiteten Bilder häufiger als besser eingestuft (39,5 %). Die Gesamtqualität der TLE-Bilder wurde im Vergleich zu den unbearbeiteten Bildern zu 100 % als schlechter bewertet (Tabelle 15).

Tabelle 15: Deskriptive Übersicht zur Beurteilung des Einflusses von TLE auf die Beurteilbarkeit einzelner Parameter auf Röntgenaufnahmen, Grün-Gelb-Rot-Farbskala, beginnend mit grün bei hohen Prozentwerten und endend mit rot für niedrige Prozentwerte, n = Anzahl der Bewertungen

Bildparameter	Beurteilung der Bilder							
	mit TLE besser		gleich gut		ohne TLE besser		Gesamt	
	Prozent	n	Prozent	n	Prozent	n	Prozent	n
Skelett	85,6 %	65	11,8 %	9	2,6 %	2	100 %	76
Trachea	72,4 %	55	23,7 %	18	3,9 %	3	100 %	76
zentrale Gefäße	77,6 %	59	19,7 %	15	2,7 %	2	100 %	76
periphere Gefäße	35,5 %	27	25,0 %	19	39,5 %	30	100 %	76
retrokardiale Gefäße	78,9 %	60	18,4 %	14	2,7 %	2	100 %	76
Fremdmaterial	92,1 %	70	7,9 %	6	0,0 %	0	100 %	76
Gesamtqualität	0,0 %	0	0,0 %	0	100,0 %	76	100 %	76
Beurteilbarkeit für die Fragestellung	46,1 %	35	2,6 %	2	51,3 %	39	100 %	76
Total	61,0 %	371	13,7 %	83	25,3 %	230	100 %	684

Auch für TLE wurde die Odd's Ratio bezogen auf die einzelnen Parameter berechnet. Hier zeigte sich besonders für Fremdmaterial eine signifikante Verbesserung der Beurteilbarkeit durch TLE (OR = 136,111, $p < 0,0001$) (Abbildung 28), aber auch bei der Beurteilung von Skelett (OR = 34,917, $p < 0,0001$), Trachea (OR = 6,859, $p < 0,0001$) und retrokardialen Gefäßen (OR = 14,062, $p < 0,0001$) wurden die nachbearbeiteten Bilder als besser beurteilbar eingestuft (Tabelle 16).

Tabelle 16: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit einzelner Parameter auf den Röntgenaufnahmen durch TLE, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter	TLE für	n	OR	95%-Konfidenzintervall für OR		Sig.
				Unterer Wert	Oberer Wert	
Skelett		76	34,917	9,700	125,691	< 0,0001
Trachea		76	6,859	2,543	18,501	< 0,0001
Zentrale Gefäße		76	12,045	4,153	34,931	< 0,0001
Periphere Gefäße		76	0,304	0,118	0,782	0,014
Retrokardiale Gefäße		76	14,062	4,426	44,683	< 0,0001
Fremdmaterial		76	136,111	25,639	722,581	< 0,0001
Beurteilbarkeit für die Fragestellung		76	0,729	0,299	1,775	0,486

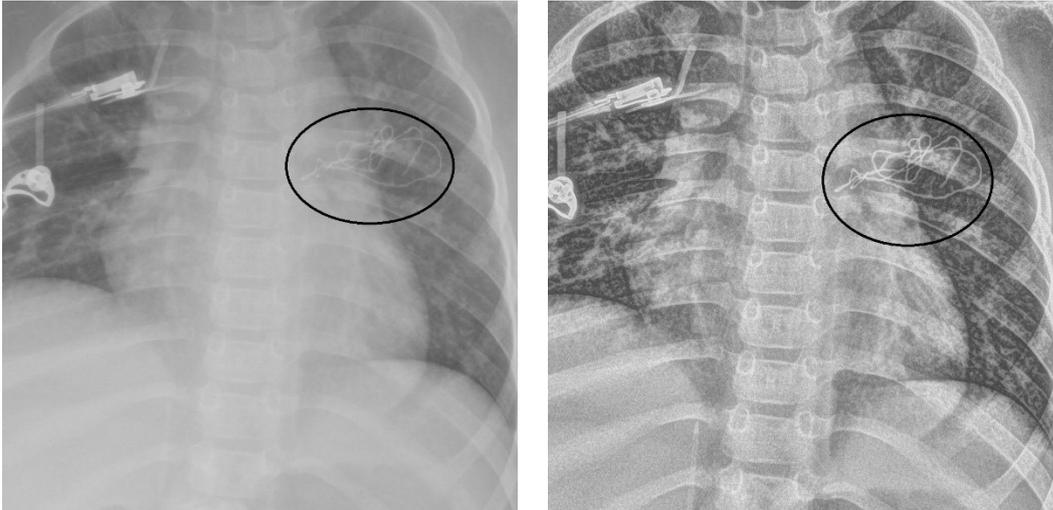


Abbildung 28: Thoraxaufnahme (ap, 69,6 kV, 4,0 mAs, 40 ms, 3,910 cGy \cdot cm², EI: 376,78). Originalbild (links) und mit TLE nachbearbeitetes Bild (rechts), deutlich verbesserte Beurteilbarkeit von Fremdmaterial (schwarze Markierung) (PACS, Uniklinikum Jena)

4.2.2 Auswertung von Einflussgrößen

In den folgenden Abschnitten wird die Beurteilung des Einflusses von TLE auf die Röntgenaufnahmen unter Berücksichtigung der Einflussgrößen Alter und Gewicht dargestellt.

4.2.2.1 Alter

Mit TLE zeigte sich nach der Bewertung bereits für Neugeborene und Säuglinge unter 0,5 Jahren eine Verbesserung der Beurteilbarkeit (OR = 2,005, $p = 0,021$) (Tabelle 17), die mit steigendem Alter etwas schwankt, aber tendenziell zunimmt (0,5 – 1 Jahr: OR = 21,160, $p < 0,0001$, 10 – 18 Jahre: OR = 64,000, $p < 0,0001$) (Abbildung 29).

Tabelle 17: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss des Patientenalters, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter			95%-Konfidenzintervall für OR		
Alter in Jahren	n	OR	Unterer Wert	Oberer Wert	Sig.
< 0,5	39	2,005	1,110	3,622	0,021
0,5 – 1	4	21,160	9,259	48,359	< 0,0001
1 - 5	17	15,668	6,259	39,224	< 0,0001
5 - 10	5	8,346	1,466	47,514	0,017
10 - 18	11	64,000	9,129	448,679	< 0,0001

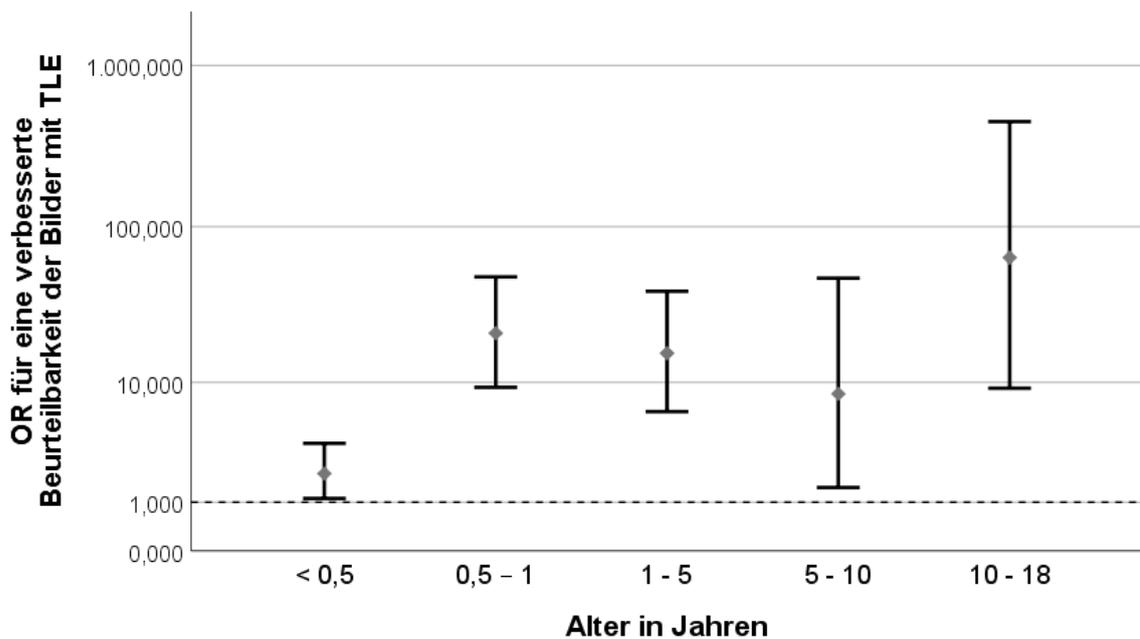


Abbildung 29: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss des Patientenalters, logarithmische Skala mit Referenzlinie für OR > 1 (positiver Einfluss von TLE)

4.2.2.2 Gewicht

Bezogen auf das Gewicht wurde für TLE ebenfalls schon in sehr niedrigen Gewichtsklassen eine Verbesserung der Beurteilbarkeit der eingeschlossenen Parameter ermittelt, die aber nicht signifikant ist (0 – 1 kg: OR = 1,778, p = 0,255) (Tabelle 18). Dieser Effekt ist in höheren Gewichtsklassen noch deutlich größer und wird auch signifikant (30 – 50 kg: OR = 36,000, p = 0,001) (Abbildung 30).

Tabelle 18: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss des Patientengewichts, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter	Gewicht in kg	n	OR	95%-Konfidenzintervall für OR		Sig.
				Unterer Wert	Oberer Wert	
0 – 1	8	8	1,778	0,660	4,785	0,255
1 – 5	27	27	2,762	1,337	5,706	0,006
5 – 10	9	9	3,025	0,575	15,900	0,191
10 – 30	20	20	11,391	5,007	25,916	< 0,0001
30 – 50	3	3	36,000	4,169	310,868	0,001
50 – 70	7	7	51,361	5,603	470,846	< 0,0001
70 – 90	1	1	36,000	36,000	36,000	< 0,0001

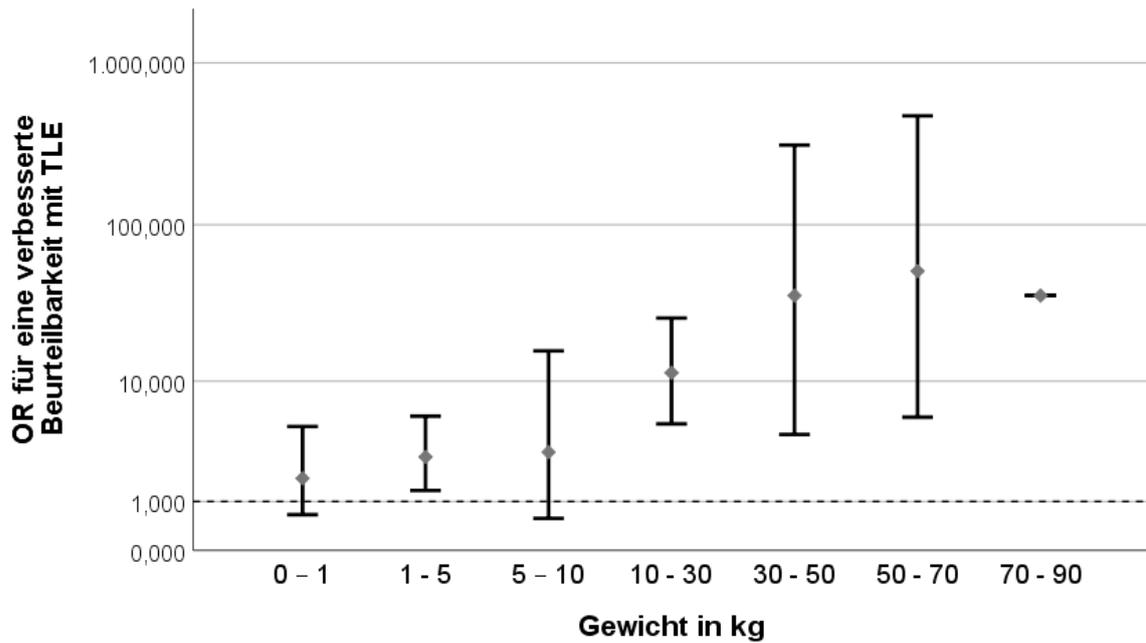


Abbildung 30: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss des Patientengewichts, logarithmische Skala mit Referenzlinie für $OR > 1$ (positiver Einfluss von TLE)

4.2.3 Auswertung der Expositionsparameter

4.2.3.1 Spannung

Mit TLE wurden die ausgewerteten Parameter (s. Kapitel 3.5) mit signifikanter Mehrheit als besser beurteilbar eingestuft. Für kleinere Spannungswerte wurde dieser Effekt weniger oft beobachtet mit größeren Werten dann wieder häufiger (59 – 70 kV: $OR = 4,478$, $p < 0,0001$; ≥ 90 kV: $OR = 69,444$, $p = 0,029$) (Tabelle 19, Abbildung 31).

Tabelle 19: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Röhrenspannungen, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter	n	OR	95%-Konfidenzintervall für OR		Sig.
			Unterer Wert	Oberer Wert	
Spannung in kV					
59 – 70	69	4,478	2,742	7,313	< 0,0001
70 – 80	1	36,000	36,000	36,000	< 0,0001
80 – 90	2	36,000	1,419	913,510	0,030
≥ 90	4	69,444	1,550	3110,862	0,029

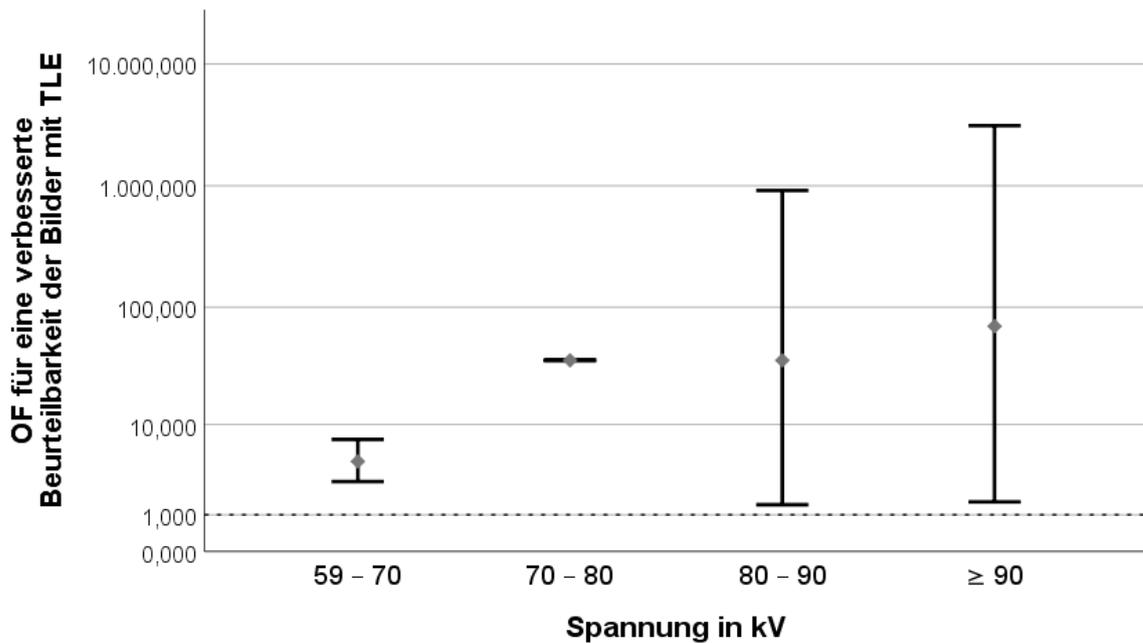


Abbildung 31: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Röhrenspannungen, logarithmische Skala mit Referenzlinie für OR > 1 (positiver Einfluss von TLE)

4.2.3.2 Strahlenmenge/Stromzeitprodukt

Für alle Strahlenmengen wurde durch TLE eine Verbesserung der Beurteilbarkeit der Bilder festgestellt (Tabelle 20). Das wird besonders bei größeren

Strahlenmengen sehr deutlich (< 1 mAs: $OR = 3,746$, $p = 0,023$; $4 - 5$ mAs: $OR = 36,000$, $p < 0,0001$) (Abbildung 32).

Tabelle 20: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Stromzeitprodukte, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter			95%-Konfidenzintervall für OR		
			Unterer Wert	Oberer Wert	
Stromzeitprodukt in mAs	n	OR			Sig.
< 1	13	3,746	1,203	11,665	0,023
1 – 2	42	4,000	2,064	7,751	< 0,0001
2 – 3	16	9,911	3,926	25,022	< 0,0001
3 – 4	3	36,000	4,169	310,868	0,001
4 – 5	2	36,000	36,000	36,000	< 0,0001
5 – 6	0	Keine Fälle vorhanden			

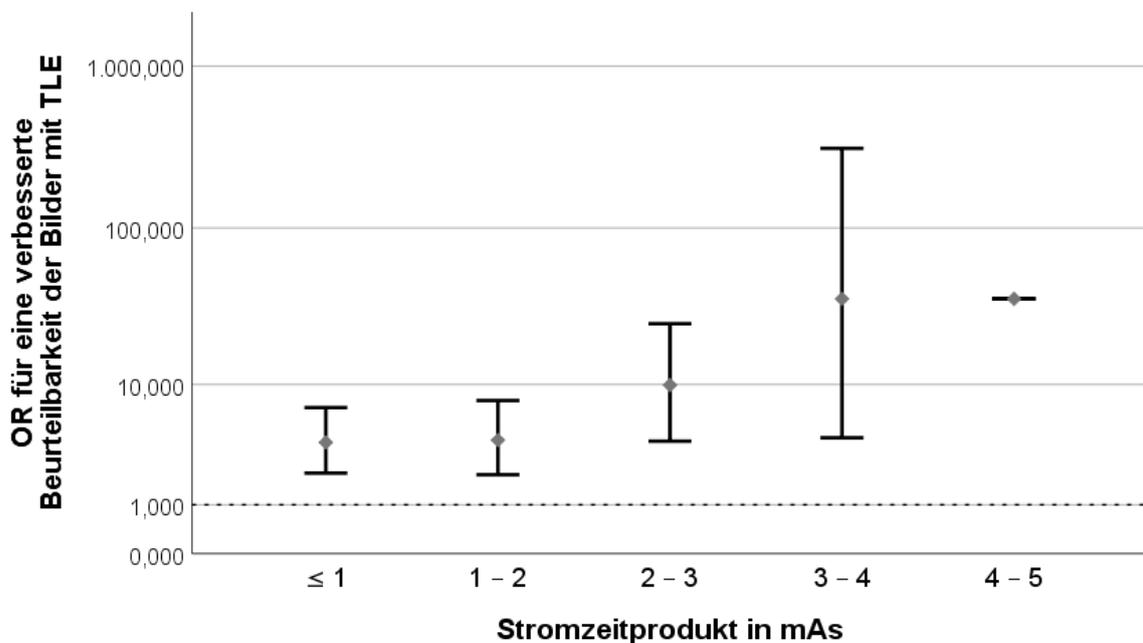


Abbildung 32: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Stromzeitprodukte, logarithmische Skala mit Referenzlinie für $OR > 1$ (positiver Einfluss von TLE)

4.2.3.3 Belichtungszeit

Mit TLE wurde für alle Belichtungszeiten bis 60 ms eine verbesserte Beurteilbarkeit der untersuchten Parameter festgestellt, die ab 10 ms signifikant wird (< 10 ms: OR = 2,641, $p = 0,037$; 40 – 60 ms: OR = 36,000, $p < 0,0001$) (Tabelle 21, Abbildung 33).

Tabelle 21: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Belichtungszeiten, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter			95%-Konfidenzintervall für OR		Sig.
			Unterer Wert	Oberer Wert	
Belichtungszeit in ms	n	OR			
0 – 10	18	2,641	1,059	6,586	0,037
10 – 20	36	4,457	2,174	9,138	< 0,0001
20 – 40	17	11,610	4,447	30,314	< 0,0001
40 – 60	5	36,000	9,875	131,240	< 0,0001
≥ 60	0	Keine Fälle vorhanden			

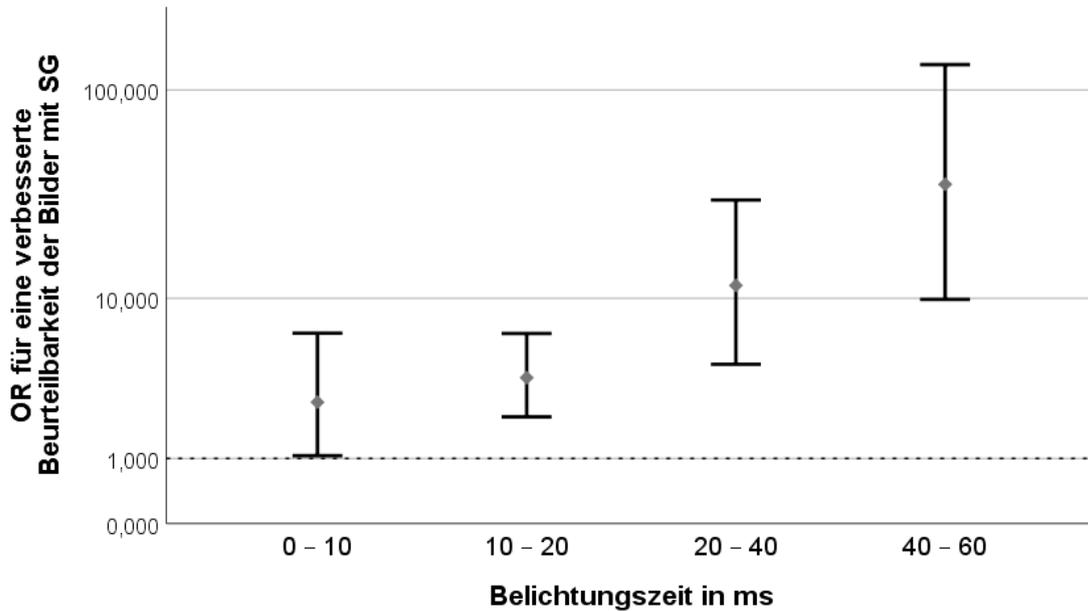


Abbildung 33: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Belichtungszeiten, logarithmische Skala mit Referenzlinie für $OR > 1$ (positiver Einfluss von TLE)

4.2.3.4 Exposure Index

Die nachbearbeiteten Bilder wurden für Exposure Indices bis 500 in der Mehrzahl der Fälle als positiv bewertet (< 100: $OR = 2,923$, $p = 0,084$; 300 – 500: $OR = 36,000$, $p < 0,0001$) (Tabelle 22, Abbildung 34). Für die Exposure Indices von 500 bis 700 liegen die Daten nur auf der Hauptdiagonale, weshalb die Berechnung einer OR hier nicht möglich ist (*Tabelle 23).

Tabelle 22: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Exposure Indices, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter	n	OR	95%-Konfidenzintervall für OR		Sig.
			Unterer Wert	Oberer Wert	
< 100	13	2,923	0,865	9,878	0,084
100 – 300	55	4,783	2,795	8,184	< 0,0001
300 – 500	7	36,000	5,673	228,467	< 0,0001
500 – 700	1	Nicht mit dem vorliegenden Modell auswertbar*			
> 700	0	Keine Fälle vorhanden			

***Tabelle 23: Kreuztabelle mit Gegenüberstellung von Methode und Bewertung der damit bearbeiteten Bilder für einen EI \geq 500; < 700**

		Bewertung		Total
		schlechter oder gleich gut	besser	
Methode	ohne TLE	1	0	1
	mit TLE	0	1	1
Total		1	1	2

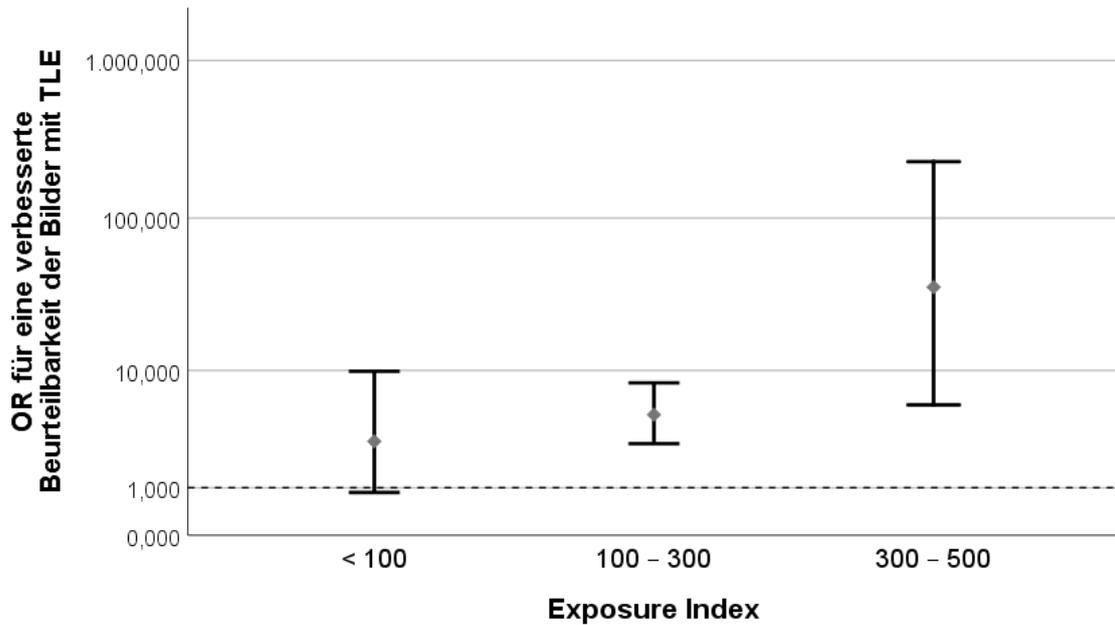


Abbildung 34: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Exposure Indices, logarithmische Skala mit Referenzlinie für $OR > 1$ (positiver Einfluss von TLE)

4.2.3.5 Flächen-Dosisprodukt

Bei der Analyse des Dosisflächenprodukts zeigte sich durch TLETM durchgängig eine Verbesserung der Beurteilbarkeit (Abbildung 35). Im Bereich von 3 – 5 cGyxcm² konnten die besten Ergebnisse erzielt werden (OR = 69,444, $p < 0,0001$) (Tabelle 24).

Tabelle 24: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss des Flächen-Dosisprodukts, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter	n	OR	95%-Konfidenzintervall für OR		Sig.
			Unterer Wert	Oberer Wert	
Flächen-Dosis- produkt in cGyxcm ²					
< 0,5	35	2,580	1,407	4,733	0,002
0,5 – 1	18	6,250	2,223	17,575	0,001
1 – 3	10	19,225	4,351	84,948	< 0,0001
3 – 5	4	69,444	19,553	246,633	< 0,0001
> 5	6	25,000	3,393	184,212	0,002

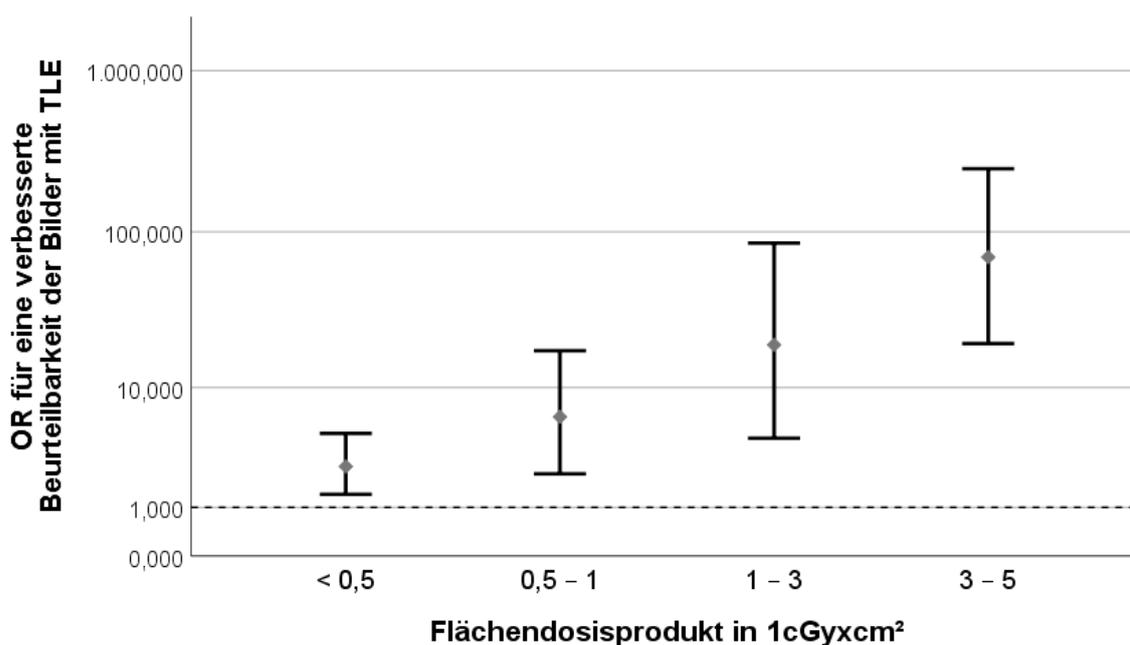


Abbildung 35: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Flächen-Dosisprodukte, logarithmische Skala mit Referenzlinie für OR > 1 (positiver Einfluss von TLE)

4.2.3.6 Feldgröße

Mit TLE konnte in jeder Feldgröße eine Verbesserung der Beurteilbarkeit gezeigt werden (Abbildung 36). Diese nahm mit steigender Feldgröße zu und wurde ab

100 cm² Feldgröße signifikant (0 – 100 cm²: OR = 2,388, p = 0,086;
 1000 – 1500 cm²: OR = 36,000, p < 0,0001) (Tabelle 25).

Tabelle 25: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Feldgrößen, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter	n	OR	95%-Konfidenzintervall für OR		Sig.
			Unterer Wert	Oberer Wert	
0 – 100	8	2,388	0,883	6,461	0,086
100 – 500	41	3,191	1,667	6,110	< 0,0001
500 – 1000	19	14,063	5,821	33,970	< 0,0001
1000 – 1500	8	36,000	5,905	219,479	< 0,0001

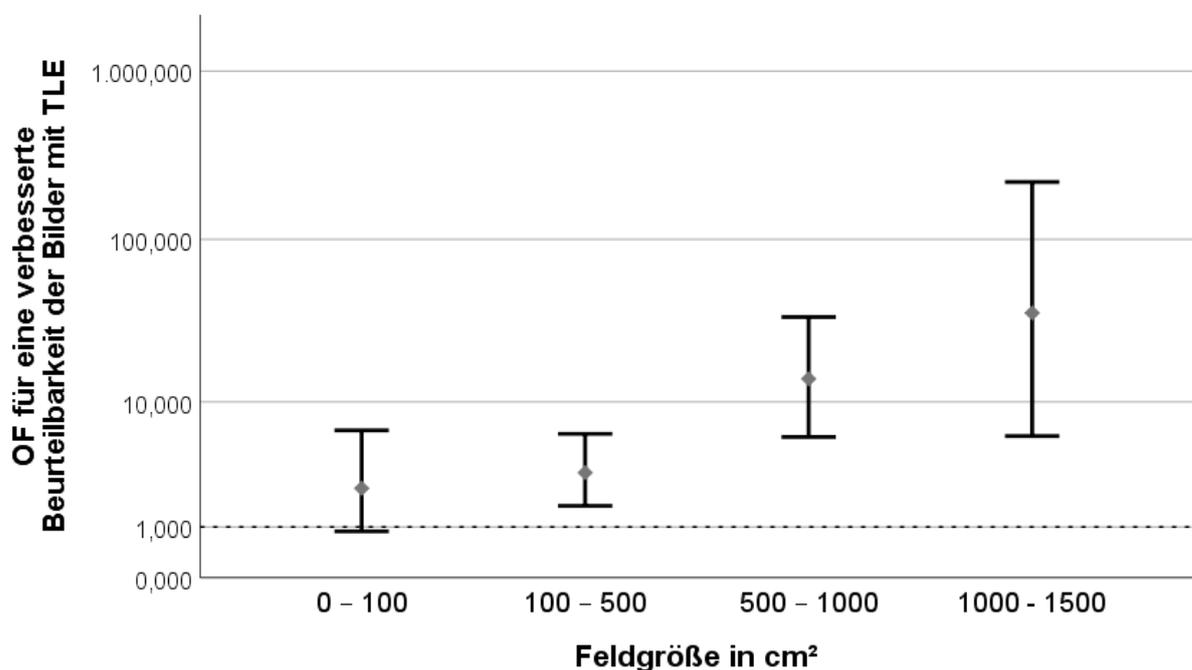


Abbildung 36: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Feldgrößen, logarithmische Skala mit Referenzlinie für OR > 1 (positiver Einfluss von TLE)

4.2.4 Auswertung der Eignung für verschiedene Fragestellungen

Zur Beurteilung für Fragestellungen zu Infiltraten, Lungenstruktur, Raumforderung oder Thymus zeigten sich mit TLE im Vergleich zu den unbearbeiteten Bildern positive Ergebnisse (OR = 5,338, $p < 0,0001$). Das gilt auch für die Fragestellung nach Pneumothorax, wobei die Ergebnisse nicht signifikant sind (OR = 9,000, $p = 0,341$) (Tabelle 26). Für Fragen nach Belüftungsstörung und RDS zeigte sich mit TLE keine Verbesserung der Beurteilbarkeit (OR = 0,010, $p = 0,002$). Für die Fragestellung nach Lagekontrolle und Fremdmaterial liegen die Daten bei diesem Auswertungsschritt Daten nur auf der Hauptdiagonale, weshalb die Berechnung einer OR nicht möglich ist (*Tabelle 27).

Tabelle 26: OR für eine verbesserte Beantwortbarkeit der Fragestellungen auf Röntgenaufnahmen durch TLE, OR = Odd's Ratio, Sig. = Signifikanz für die OR, n = Anzahl der Bewertungen

Parameter			95%-Konfidenzintervall für OR		
Fragestellung	n	OR	Unterer Wert	Oberer Wert	Sig.
Lagekontrolle, Fremdmaterial	26	Nicht mit dem vorliegenden Modell auswertbar*			
Infiltrate, Lungenstruktur, Raumforderung, Thymus	24	5,338	2,154	13,228	< 0,0001
Belüftungsstörung, RDS	22	0,010	0,001	0,183	0,002
Pneumothorax	4	9,000	0,097	831,780	0,341

**Tabelle 27: Kreuztabelle mit Gegenüberstellung von Methode und Bewertung der damit bearbeiteten Bilder für die Fragestellung nach Lagekontrolle und Fremdmaterial*

		Bewertung		Total
		schlechter oder gleich gut	besser	
Methode	ohne TLE	26	0	26
	mit TLE	0	26	26
Total		26	26	52

5 Diskussion

Röntgenuntersuchungen von Kindern spielen im klinischen Alltag in der Neonatologie eine wichtige Rolle und haben aufgrund der steigenden Anzahl Frühgeborener in den letzten Jahren an Bedeutung hinzugewonnen. Aufgrund der unvollständigen Anpassung der Frühgeborenen an ihre neue Umwelt sind viele Krankheitsbilder klinisch kaum zu unterscheiden, weshalb zur Differenzierung die bildgebende Diagnostik durch Röntgenaufnahmen von großer Wichtigkeit ist (Klebermass et al. 2000). In der pädiatrischen Intensivmedizin nimmt die Röntgendiagnostik eine große Rolle bei Lagekontrollen von eingebrachten Materialien wie Tubus, Drainagen oder Kathetern ein, da Komplikationen durch eine Fehllage weitreichende Folgen haben können (Eisenhuber et al. 2012). Bei jeder Untersuchung ist eine strenge Indikationsstellung für den Einsatz der Röntgenstrahlen erforderlich (rechtfertigende Indikation), da ionisierende Strahlen eine potenziell schädliche Wirkung auf den menschlichen Körper haben (Strahlenschutzgesetz§83). Bei diagnostisch eingesetzter Röntgenstrahlung spielen nahezu ausschließlich die stochastischen Strahlenschäden in Form von mit Latenz auftretenden Krebserkrankungen bzw. Schädigungen am Erbgut eine Rolle (Konietzko et al. 2001). Deshalb ist die Dosisersparung in der Röntgendiagnostik bei erhaltener diagnostisch hochwertiger Bildqualität ein wichtiges Ziel in der Kinderradiologie (ALARA-Prinzip, (ALARANetwork)). Insbesondere im Intensivbereich ist die Reduktion der Strahlenexposition von

besonderer Bedeutung, da diese Patientengruppe aufgrund ihrer komplexen Krankheitsbilder oft zahlreichen Röntgenaufnahmen und somit einer relativ hohen kumulativen Patientendosis ausgesetzt wird. Kinder sind aufgrund des hohen Anteils an strahlensensiblen roten Knochenmark, der hohen Zellteilungsrate, der langen Lebenserwartung und der Weitergabe des Erbgutes empfänglicher für die Auswirkungen ionisierender Strahlung (Alzen und Benz-Bohm 2011, Konietzko et al. 2001). Neben verschiedenen Leitlinien (ICRP 2004), der Leitlinie zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik durch die Bundesärztekammer (Bundesärztekammer 2007), der Festlegung von diagnostischen Dosisreferenzen durch das Bundesamt für Strahlenschutz (Strahlenschutz) und der Einführung der „rechtfertigenden Indikation“ nach Röntgenverordnung bzw. nach aktuell gültiger Strahlenschutzverordnung (Strahlenschutzgesetz, §83, (Strahlenschutzgesetz§83)), haben die Einführung der digitalen Radiographie, die Anwendung von Detektortechnologien auch in der Neonatologie sowie die Etablierung von Nachverarbeitungsprozeduren (Post-Processing-Algorithmen) das Potential, zu einer angestrebten Dosisersparnis beizutragen und die Bildqualität zu verbessern bzw. bei geringerer Dosis die Bildqualität zu erhalten. Es sind derzeit verschiedene Post-Processing-Algorithmen verfügbar, die diesen Ansatz mit unterschiedlichen Techniken umsetzen (Hammon et al. 2019, Kawanishi et al. o.D., Lisson et al. 2018, Smet et al. 2018).

Einer der in der vorliegenden Studie untersuchten Post-Processing-Algorithmen, SimGrid (SG), wurde bereits in einer Phantomstudie von Lee et al. evaluiert (Lee et al. 2017). Dazu wurden an mehreren anthropomorphen Thoraxphantomen (LUNG-MAN, PBU-60, Atom-701) Bilder mit Streustrahlenraster mit Bildern ohne Raster, die mit SG nachbearbeitet wurden, verglichen. In der Studie wurde der „Contrast Improvement Factor“ (CIF) aus einem Vergleich von SG-Bildern mit unbearbeiteten rasterlosen Bildern bzw. von Raster-Bildern verglichen mit unbearbeiteten rasterlosen Bildern berechnet. Der CIF der SG-Bilder lag durchschnittlich bei 146,5 %, während für Raster-Bilder ein Durchschnittswert von 150,7 % berechnet wurde. Durch die Nachbearbeitung mit SG war demzufolge eine mit dem Streustrahlenraster vergleichbare Bildqualität erreicht worden. Versuche mit unterschiedlichen Phantomdicken zeigten, dass dies auch für verschiedene Objektdicken gilt. Zusätzlich wurde der „Contrast Compensation Factor“ (CCF) von SG-Bildern verglichen mit Raster-Bildern und von den Bildern ohne Raster im Vergleich zu Bildern mit Raster

analysiert. SG-Bilder und die Aufnahmen mit Streustrahlenraster wiesen eine vergleichbare Qualität auf (CCF SG vs. Raster: 98,1 %, CCF ohne Raster vs. mit Raster: 70,5 %) und waren den Aufnahmen der unbearbeiteten Bilder deutlich überlegen (Lee et al. 2017). Auch in der vorliegenden Studie konnte mittels SG eine signifikante Verbesserung der Bildqualität bei Abdomenübersichtsaufnahmen, Thoraxaufnahmen sowie Thorax-Abdomen-Kombinationsaufnahmen nachgewiesen werden. Bei Analyse der einzelnen Parameter ergab sich, dass dies vor allem für die Beurteilung der Darmgasverteilung (OR = 8,266, $p = 0.010$), die Abgrenzung und Zuordnung von Fremdmaterial (OR = 3,194, $p = 0,001$), Trachea (OR = 4,119, $p = 0,001$), Skelett (OR = 4,184, $p < 0,0001$) und die Gesamtqualität (OR = 1,825, $p = 0,079$) gilt. Für Fragestellungen zum Lungenparenchym, die zentrale (OR = 0,890, $p = 0,769$) oder periphere Gefäße der Lunge (OR = 0,243, $p = 0,001$) bzw. die Bauchorgane (OR = 0,085, $p = 0,004$) betreffen, konnte keine Verbesserung durch SG festgestellt werden. Ein positiver Effekt von SG auf die Bildqualität konnte nach unseren Ergebnissen erst ab einem Körpergewicht von ca. 10 kg verifiziert werden; mit weiter zunehmendem Gewicht stieg der positive Einfluss auf die Bildqualität. Das lässt sich dadurch erklären, dass SG die vorrangige Funktion hat, Streustrahlung aus den Röntgenbildern heraus zu rechnen und dass bei Patienten mit sehr geringer Körpermasse (< 10 kg), d. h. geringer Dicke und Feldgröße, kaum, bzw. vernachlässigbar Streustrahlung entsteht. Die Software hat somit weniger Ansatzpunkte zur Bildverbesserung. Bei älteren Kindern mit entsprechend größerer Körpermasse und Durchmesser, entsteht mehr Streustrahlung, welche durch SG aus dem Originalbild herausgerechnet werden kann. Je mehr Streustrahlung im Körper entsteht bzw. potenziell entstehen kann, desto größer ist das Verbesserungspotential der Software.

Ahn et al. verglichen in einer Studie mit 38 erwachsenen Patienten Röntgen-Thoraxaufnahmen ohne Raster mit Röntgen-Bildern, die mit Streustrahlenraster angefertigt worden waren und mit Röntgen-Bildern, die mit SG nachbearbeitet wurden (Ahn et al. 2018). Die nachbearbeiteten Röntgen-Aufnahmen ohne Raster waren den Bildern ohne Raster, die nicht nachbearbeitet wurden, qualitativ signifikant überlegen [retrokardiale Lungenstruktur: Mittelwert: 4,1 auf einer 5-stufigen Likert-Skala (4 = „somewhat preferred grid-like images“) $p < 0,001$]. Besonders die knöchernen Strukturen von Rippen und Wirbelsäule sowie das belüftete Lungenparenchym

wurden als gut beurteilbar evaluiert (Mittelwerte von Rippen: 4,2, $p < 0,001$, Wirbelsäule: 4,4, $p < 0,001$, belüftete Lunge: 4,4, $p < 0,001$). Ersteres stimmt mit den Ergebnissen der hier vorgelegten Studie überein, die ebenfalls eine verbesserte Beurteilbarkeit des knöchernen Skeletts durch SG zeigt. Die Lunge wurde hier weniger detailliert betrachtet als bei Ahn et al., allerdings zeigte sich bei der Auswertung, der bei dieser Untersuchung gemachten Ergebnissen, dass für die Fragestellung nach Lungenstruktur, Infiltraten und Raumforderungen eine Verbesserung durch SG zu beobachten war (OR = 2,621, $p = 0,039$). Für die Beurteilung von Infiltraten und die Befundung einer respiratorischen Anpassungsstörung in der Neonatologie (RDS) konnte keine Verbesserung festgestellt werden (OR = 0,213, $p = 0,072$). Ahn et al. wiesen in ihrer Untersuchung nach, dass es zwischen den sekundär bearbeiteten Bildern (SG) und den unbearbeiteten Bildern mit Streustrahlenraster keinen signifikanten Unterschied gab. Allerdings ergab sich bei der Beurteilung der proximalen Luftwege ($p = 0,002$ und $0,001$), der retrokardialen Lungenanteile und der thorakalen Wirbelsäule ($p < 0,001$ und $0,014$) eine Präferenz der beurteilenden Radiologen für die Bilder mit Streustrahlenraster. (Ahn et al. 2018). Bei diesem Aspekt ist kein adäquater Vergleich mit unseren Ergebnissen möglich, da Ahn et al. die Anwendung des Algorithmus mit der Verwendung eines Streustrahlenrasters verglichen. In der vorliegenden Studie hingegen wurde die Anwendung des Algorithmus einem Bild ohne Nachbearbeitung und ohne Raster gegenübergestellt. Ein Grund dafür ist, dass die meisten Patienten Früh- und Neugeborene sowie Kinder waren, die zu über 80 % ein Gewicht unter 25 kg hatten und damit standardmäßig ohne Raster geröntgt wurden.

Ein anderer mit SG vergleichbarer Algorithmus ist SkyFlow™ von Philips. In einer Studie an Körperspendern wurde dieser Nachbearbeitungsalgorithmus für Aufnahmen des Beckens und der Halswirbelsäule getestet (Lisson et al. 2018). Dazu wurden Röntgen-Aufnahmen ohne Streustrahlenraster mit unterschiedlichen Dosen untereinander und mit Aufnahmen, die mit der Software bearbeitet wurden, verglichen. Als Maß für die Bildqualität wurde hier die „area under the visual grading characteristics curve“ (AUC_{VGC}) herangezogen, wobei ein Wert $> 0,5$ eine höhere Bildqualität für das getestete Verfahren bedeutet. Bei einer Reduktion der Dosis um 50 % waren die Aufnahmen mit der normalen Dosis (100 %) den dosisreduzierten Aufnahmen signifikant überlegen ($AUC_{VGC} = 0,42$, $p < 0,01$). Ähnlich wie bei SG war

auch hier die Qualität der mit Skyflow bearbeiteten Bilder signifikant besser ($AUC_{VGC} = 0,60$, $p < 0,01$) als die der rasterlosen Aufnahmen. Bei einem Vergleich von rasterlosen Bildern mit normaler Dosis mit Aufnahmen, die mit 37 % reduzierter Dosis erstellt und mit Skyflow nachbearbeitet wurden, konnte eine vergleichbare Qualität der Aufnahmen nachgewiesen werden ($AUC_{VGC} = 0,54$, $p = 0,08$). Skyflow ermöglicht also eine Dosisreduktion um ca. 37 % ohne Einbuße der Bildqualität. Der Vergleich zwischen Raster-Bildern und bearbeiteten Bildern ergab einen Wert von $AUC_{VGC} = 0,50$ ($p = 0,96$) – die Bildqualität war also vergleichbar, auch wenn das Ergebnis statistisch nicht signifikant ist (Lisson et al. 2018). Mit SG konnte bei Ahn et al. eine Dosisreduktion von ca. 18 % bei vergleichbarer Bildqualität erreicht werden (Ahn et al. 2018). Zu ähnlichen Ergebnissen wie Lisson et al. kamen auch Renger et al. in ihrer Phantomstudie am „LUNGMAN“ zu SkyFlow, bei der die Sichtbarkeit von unterschiedlichen Kathetern unter Einsatz verschieden großer Phantome getestet wurde. Die Beurteilung der Bilder erfolgte durch einen „visual grading analysis score“ mit Werten von null bis vier (VGAS), Score zur visuellen Beurteilung, 0 = Katheterspitze nicht sichtbar, 4 = Katheterspitze exakt sichtbar). In den meisten Fällen erreichte die Software bei Bildern ohne Streustrahlenraster ($VGAS_{median} = 2$, $p < 0,01$) nicht vollständig die gleiche Qualität wie bei Bildern mit Streustrahlenraster ($VGAS_{median} = 3,5$, $p < 0,01$). Bei größeren Objekten war die Bildqualität beider Aufnahmen allerdings vergleichbar ($VGAS_{median} = 3,5$, $p < 0,174$) (Renger et al. 2016). Eine größere Effektivität des Algorithmus mit steigender Körpermasse (bzw. -dicke) konnte in der vorliegenden Studie auch für SG nachgewiesen werden. Mentrup et al. kamen in ihrer Phantomstudie zu dem Ergebnis, dass mit der Software Skyflow modifizierte Röntgen-Bilder ohne Raster den unbearbeiteten Bildern ohne Raster statistisch signifikant überlegen sind (Mentrup et al. 2016). Mentrup et al. zeigten wie Lisson et al., dass die Software für Bilder ohne Raster (und dementsprechend weniger aufgewandter Strahlenexposition) eine ähnliche Bildqualität erreicht, wie Bilder mit Streustrahlenraster (für die Lunge: $CIF_{Grid} = 1,46$, $CIF_{Software} = 1,42$) (Mentrup et al. 2016).

Eine weitere Software, die ein Streustrahlenraster ersetzt und die Detailgenauigkeit verbessert, ist das Virtual Grid™ von Fujifilm. Kawanishi et al. wiesen nach, dass die Software die größten Effekte im Bereich des Lungenparenchyms zeigt, den sie auch als Region mit dem größten Anteil an Streustrahlung auf Thoraxaufnahmen

identifizierten (Kawanishi et al. o.D.). Ahn et al. beobachteten vergleichbare Befunde unter Einsatz von SG. In der hier vorliegenden Studie konnte dies allerdings nicht verifiziert werden. In einer Phantomstudie evaluierten Kawanishi et al. die Bildqualität, inklusive Kontrast und Detailgenauigkeit, mit Autokalkulation. Dazu wurde ein Phantom von Artinis Medical Systems CDRAD 2.0 und die dazugehörige Analysesoftware V2.1 genutzt, die den „IGF inv“ (Index, der die Gesamtqualität, den Kontrast und die Detailgenauigkeit quantifiziert) für die Bilder berechnet. Kawanishi et al. stellten fest, dass die nachbearbeiteten Bilder den Bildern, die mit Streustrahlengeraster angefertigt wurden, qualitativ überlegen waren. Dies gilt für Objektdicken von bis zu 20 cm (Kawanishi et al. o.D.). Damit scheint das Virtual Grid hinsichtlich der Bildqualität teilweise bessere Ergebnisse als SG und Skyflow zu erzielen, die in einigen Fällen die Bildqualität eines Bildes mit Raster erreichen, aber diese nicht übertreffen (Lee et al. 2017, Mentrup et al. 2016). Bei einem Vergleich der Studien sollte beachtet werden, dass Mentrup et al., sowie Kawanishi et al. mit Phantomen arbeiteten (Kawanishi et al. o.D., Mentrup et al. 2016) und Lisson et al. bei ihrer Studie Röntgenaufnahmen von Halswirbelsäule und Becken an Körperspendern anfertigten (Lisson et al. 2018) und andere Parameter als in der hier vorgelegten Studie untersuchten; ein direkter Vergleich der Verfahren unter Verwendung identischer Phantome steht aus. Zudem wurden Raster-Bilder mit – im Post-Processing nachbearbeiteten Bildern – ohne Raster verglichen, was in der vorliegenden Studie aus ethischen Gründen nicht möglich war. Weiterhin gilt es, zu beachten, dass die Bildqualität bei Kawanishi et al. ausschließlich durch einen Computer berechnet und nicht in der Diagnostik von Radiologen beurteilt wurde, wodurch die Ergebnisse der Studien nicht uneingeschränkt vergleichbar sind.

Zusammenfassend lässt sich bezüglich des Einsatzes von SimGrid sagen, dass der Algorithmus Verbesserungen für die Bildqualität bei Thorax- und Abdomenaufnahmen liefert, was laut der aktuellen Studienlage für andere Algorithmen noch nicht evaluiert wurde, da diese meist nur an Thoraxaufnahmen getestet wurden (Foos et al. 2011, Renger et al. 2016, Smet et al. 2018). Abdomenübersichtsaufnahmen werden zwar im klinischen Alltag deutlich seltener als Thoraxaufnahmen angefertigt (Nekolla et al. 2017), sind aber auch mit einer höheren Strahlenexposition der Patienten verbunden, da im Abdomen aufgrund der höheren Organdichte ein größerer Dosisaufwand als im Thorax erforderlich ist. Dies ist insbesondere in der

Neonatologie, aber auch in der pädiatrischen Intensivmedizin zu berücksichtigen, weil hier die Organe eng benachbart sind und die Gonaden häufig einer relevanten Dosisexposition ausgesetzt sind (v. a. Ovarien).

Bei der Analyse der Expositionsparameter zeigte sich, dass der positive Effekt von SG auf die Bildqualität mit steigenden Expositionsparametern (längere Belichtungszeit, höhere Dosis, höherer EI, größeres Flächen-Dosis-Produkt) in der Tendenz ansteigt. Das hängt damit zusammen, dass die Expositionsgrößen mit größerer Körpermasse der Patienten auch höher eingestellt werden müssen. Wie oben bereits erläutert, entsteht beim Durchdringen von größerer Dichte und Masse mehr Streustrahlung. Zudem nimmt der für die Streustrahlung verantwortliche Compton-Effekt und damit auch die Streustrahlung selbst mit steigender Spannung zu, was zu einer Verschlechterung der Bildqualität führt (Konietzko et al. 2001). Folglich hat SG hier größeres Verbesserungspotential. In der Kinderradiologie ist dieser Effekt wichtig, da durch den Einsatz von Kinderzusatzfiltern aus Aluminium und Kupfer eher höhere Röhrenspannungen verwendet werden, um die Durchdringungsfähigkeit zu erhöhen und die Absorption im Gewebe zu reduzieren. Damit werden zwar die Kontrastabstufungen auf dem Bild geringer, aber die Patientendosis kann reduziert werden (Konietzko et al. 2001). SG kann zur Dosisersparung beitragen, indem die negativen Effekte hoher Röhrenspannungen teilweise wieder ausgeglichen werden. Der geringe bzw. ausbleibende positive Effekt der Algorithmen bei sehr niedrigen Expositionsparametern kennzeichnet eine wichtige Limitation aller Post-Processing-Algorithmen, da bei niedrigen Expositionsparametern weniger Photonen auf dem Detektor auftreffen, wodurch weniger Bildinformationen detektiert werden können. Der daraus resultierende geringe Informationsgehalt der Bilder kann durch Post-Processing-Algorithmen nicht gesteigert werden, weshalb eine Verbesserung der Bildqualität hier nur in sehr eingeschränktem Maße möglich ist (Dance et al. 2014). Es scheint paradox, dass der positive Effekt von SG bei Strahlenmengen über 5 mAs, ab einer Belichtungszeit von 60 ms, ab einem Exposure Index von 500 und ab einem Flächen-Dosis-Produkt von 5 cGy \times cm² zwar noch positiv ist, dann aber wieder abnimmt. Eine mögliche Erklärung dafür ist, dass in der digitalen Radiografie mit sehr hohen Expositionsparametern auch die Bildqualität deutlich zunimmt. Bilder mit oben genannten Expositionsgrößen haben also meist schon eine sehr gute Bildqualität, die sich mit SG kaum verbessern lässt.

Ein weiterer Aspekt von SG, der in vorliegenden Studien nur teilweise untersucht wurde, ist die Verbesserung der Sichtbarkeit von Fremdmaterial bei Erwachsenen. Die Ergebnisse von Ahn et al. bestätigen zwar den Befund der vorliegenden Studie, dass der Effekt von SG mit steigendem Gewicht und Alter zunimmt, jedoch wurde hier das Fremdmaterial nicht als eigener Parameter untersucht (Ahn et al. 2018). Die Ergebnisse der hier vorliegenden Studie legen nahe, dass die Software auch bei Erwachsenen neben anderen Verbesserungen zu einer erleichterten Beurteilbarkeit von Fremdmaterial führen könnte. Insbesondere für die Anwendung auf Intensivstationen ist dies von großem Interesse, da die Patienten dort aufgrund ihrer Immobilität meist mit mobilen Röntgengeräten untersucht werden und die adäquate Verwendung eines Streustrahlenrasters meist nicht möglich ist (Dance et al. 2014). Ein Einsatz eines Streustrahlenrasters, bzw. potenziell von SG, unter diesen Bedingungen wäre sinnvoll, da die jugendlichen bzw. erwachsenen Patienten, verglichen mit Kindern eine sehr viel größere Körpermasse und -dicke haben, wodurch mehr Streustrahlung entsteht und die Bildqualität entsprechend reduziert ist.

In der vorliegenden Studie wurde SG erstmalig für Frühgeborene und Kinder evaluiert. Dabei sollte beachtet werden, dass die Neuronalen Netze, mit denen SG arbeitet, mit klinischen und Phantom-Bildern von Erwachsenen verschiedener Größen trainiert wurden, Bilder von Kindern lagen in der Trainingsdatenbank nicht vor. Da die Software „gelernt“ hat, die Streustrahlung für verschiedene Patientengrößen und -konstitutionen zu berechnen, kann davon ausgegangen werden, dass SG auch für die kleinen Körpergrößen von Kindern und Neugeborenen die Streustrahlung passend berechnen kann. Wie zuvor bereits erwähnt, bringt SG für Frühgeborene noch keine Verbesserung der Bildqualität, was vermutlich nicht auf die mangelnde Anpassungsfähigkeit der Software an kleine Körpergrößen zurückzuführen ist, sondern auf die Tatsache, dass die Bildverbesserung durch SG auf dem Herausrechnen der Streustrahlung aus den Bildern basiert, die bei sehr kleinen Körpern ohnehin sehr gering ist, wodurch SG hier kaum Verbesserungspotential hat.

Mit Tube&Line Enhancement (TLE) konnte in 61 % der Fälle eine verbesserte Beurteilbarkeit der Bilder erreicht werden. Gleichzeitig wurden insgesamt 25 % der Bilder im Gesamteindruck als schlechter beurteilbar eingestuft. Bei der Analyse ist es wichtig, dass zwischen den einzelnen Parametern, die bewertet wurden,

differenziert wird, da kein einheitliches Bild zur Einschätzung der Qualität vorliegt. Für das eigentliche Anwendungsgebiet von TLE, die Beurteilung von Fremdmaterial, konnte der Algorithmus die Beurteilbarkeit im Vergleich zu den unbearbeiteten Bildern signifikant verbessern (OR = 136,11, $p < 0,0001$). Darüber hinaus konnten nach Bearbeitung mit TLE auch Strukturen wie das Skelett (OR = 34,917, $p < 0,0001$), die Trachea (OR = 6,859, $p < 0,0001$), zentrale (OR = 12,045, $p < 0,0001$) und retrokardiale Gefäße (OR = 14,062, $p < 0,0001$) besser beurteilt werden. Periphere Gefäße konnten mit TLE im Schnitt nicht besser beurteilt werden (OR = 0,304, $p = 0,014$) und bei der Beurteilbarkeit im Sinne der Fragestellung wurde bei knapp 50 % eine Verbesserung erzielt. Hinsichtlich der Gesamtqualität wurden alle mit TLE nachbearbeiteten Bilder schlechter als das Originalbild beurteilt. Damit weisen die Ergebnisse zu TLE große Ähnlichkeiten zu denen anderer Studien zu Post-Processing-Algorithmen auf, die die Erkennung von Fremdmaterial erleichtern sollen. Hammon et al. stellten in ihrer Studie zum Einsatz von „Fractional Multiscale Imaging“ (MUSICA Catheter Processing, Agfa) fest, dass die Sichtbarkeit von Fremdmaterial auf den Thoraxaufnahmen verbessert wird (in 84 % der Fälle). Die Beurteilung von begleitenden pulmonalen Pathologien hingegen war auf den unbearbeiteten Thoraxaufnahmen in 57 % der Fälle in vergleichsweise höherer Qualität und diagnostischer Sicherheit möglich (Hammon et al. 2019). Ebenso kamen Foos et al. zu dem Ergebnis, dass der von ihnen untersuchte Algorithmus (Carestream's EVP Plus Software) durch eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenbilder eine um 30 % verkürzte Beurteilungszeit für Fremdmaterial ermöglicht. Die durchschnittliche Beurteilungszeit für andere Pathologien blieb dagegen gleich. Eine Erklärung dafür bietet die Funktionsweise von TLE und ähnlichen Algorithmen, die die Bilder zunächst in mehrere Frequenzbereiche zerlegen und diese dann individuell bearbeiten. Dabei werden zum einen die Transparenz und die Kontraste an Kanten angehoben, zum anderen ist der Algorithmus auf die Erkennung von kleinen tubulären Strukturen und Details spezialisiert, die hervorgehoben werden. Mit Hilfe dieser Technik sind v. a. Fremdmaterial und bspw. Knochen sehr gut von der Umgebung abgrenzbar, während feine Strukturen mit geringen Dichteunterschieden zum umliegenden Gewebe schlechter zu differenzieren sind (z. B. Lungengewebe oder periphere Gefäße). Dies hat eine Verschlechterung der Gesamtqualität der Bilder zur Folge. TLE sollte also sehr gezielt für Fragestellungen nach Fremdmaterial und Auffälligkeiten am Skelett eingesetzt werden. Hier kann über fast alle

untersuchten Alters- und Gewichtsklassen, sowie für alle Bereiche der Expositionsparameter eine Verbesserung der Beurteilbarkeit erreicht werden. Für andere Fragestellungen und ein in der Gesamtheit gut beurteilbares Bild ist der Algorithmus jedoch nicht geeignet.

Smet et al. verglichen an einem neonatologischen Phantom verschiedene multiscale Post-Processing-Algorithmen für die Pädiatrie (Musica 2 und 3 von Agfa, Carestream 1 und 2). Dabei konnten sie keine signifikanten Unterschiede bezogen auf die Bildqualität zwischen den verschiedenen Algorithmen feststellen (Smet et al. 2018).

5.1 Limitationen der vorliegenden Studie

Da die in der vorliegenden Studie betrachteten Röntgenaufnahmen zur Diagnostik im klinischen Alltag auf der neonatologischen und pädiatrischen Intensivstation angefertigt wurden, sind die Ergebnisse nur eingeschränkt mit Daten aus standardisierten Phantomstudien bzw. Studien mit Körperspendern vergleichbar (Hammon et al. 2019, Lisson et al. 2018, Mentrup et al. 2016). Sie spiegeln allerdings die Situation in der Routine im Arbeitsalltag und im Bereitschaftsdienst wider. Die Expositionsparameter variieren aufgrund der überwiegend frei gewählten Belichtungsparameter in der vorliegenden Patientenstudie stark, was zu entsprechend großen Unterschieden in der Bildqualität der einzelnen Aufnahmen führt. Die betrifft insbesondere die nach kaudal sehr verschieden aufgeblendeten Thorax-Abdomen-Aufnahmen. Demzufolge bieten die Ergebnisse wiederum ein realistisches Abbild des klinischen Alltags, in dem keine Standardbedingungen herrschen. Folglich konnte auch die Auswertung nicht unter idealen Bedingungen erfolgen, da sich nicht immer exakt gleich viele Patienten in den verschiedenen Auswertungsgruppen befanden und die Daten in wenigen Fällen nicht gänzlich vollständig waren, weshalb in einzelnen Tabellen im Ergebnisteil die Anzahl der untersuchten Fälle leicht variieren kann. Für die Gesamtauswertung waren jedoch ausreichend Fälle vorhanden. Ausschließlich bei der getrennten Betrachtung von Thorax- und Abdomenaufnahmen, sowie Thorax-Abdomen-Kombinationsaufnahmen stellte sich heraus, dass ein Großteil der Ergebnisse nicht signifikant ist, da die Anzahl der Fälle pro Körperregion zu gering war (s. Anhang auf CD).

Eine weitere Limitation dieser Studie stellt die fehlende Möglichkeit zur Berechnung einer Dosisreduktion unter Anwendung der Post-Processing-Algorithmen dar. Um eine Dosisersparnis durch den Einsatz von SG wie in anderen Studien direkt nachweisen zu können (Ahn et al. 2018, Lisson et al. 2018, Renger et al. 2016), wären jeweils zwei Aufnahmen pro Patienten nötig gewesen – eine mit und eine ohne Raster. Da bei Kindern prinzipiell kein Streustrahlenraster verwendet wird, wäre in der pädiatrischen Radiologie der Vergleich von einem Bild mit normaler Strahlendosis und einem nachbearbeiteten Bild mit reduzierter Strahlendosis (z. B. kürzere Belichtungszeit) von Interesse, um das Dosisreduktionspotential direkt zu überprüfen. Eine erneute Strahlenexposition aus Studiengründen ist aber unbedingt zu vermeiden, sodass diese Fragestellung in der vorliegenden Untersuchung nicht beantwortet werden konnte. Entsprechende Phantomstudien wären hilfreich.

Bei den TLE-Bildern ist im Vergleich zum unbearbeiteten Bild sehr deutlich erkennbar, welches Bild mit dem Algorithmus nachbearbeitet wurde, weshalb bei der Bewertung der Bilder ein Bias entstanden sein kann, da der bewertende Arzt nach wenigen Bildern gut zwischen unbearbeitetem und bearbeitetem Bild unterscheiden konnte. Des Weiteren wurden die Bilder in der vorliegenden Studie von nur einem Kinderradiologen bewertet. Eine größere Objektivität der Ergebnisse könnte erreicht werden, indem eine Analyse der Bilder durch mehrere Radiologen vorgenommen wird, um daraus einen repräsentativeren Durchschnitt zu errechnen. Eine weitere Möglichkeit, den Bias, der durch die einmalige Beurteilung in dieser Studie vorliegen könnte, zu minimieren, wäre die erneute Betrachtung der Röntgenbilder nach einigen Wochen oder Monaten, wodurch festgestellt werden kann, ob die Bewertungen über die Zeit konstant bleiben.

Im klinischen Alltag auf Intensivstationen werden Röntgenaufnahmen teilweise direkt am Monitor des Röntgengeräts beurteilt. Da SG und TLE schon am Röntgenmonitor anwendbar sind und die erste Beurteilung nicht immer durch einen Radiologen erfolgt, könnte man zusätzlich den Nutzen des Post-Processing für die Beurteilung am Röntgenmonitor durch bspw. Kinderärzte evaluieren. Möglicherweise erlaubt die Nachbearbeitung eine schnellere und bessere Beurteilung der Aufnahmen, auch durch „fachfremde“ Beurteilende.

5.2 Ausblick

Derzeit existieren bereits einige verschiedene Post-Processing-Algorithmen, die teilweise verschiedene Anwendungsbereiche und Funktionsweisen haben. Angaben zur Funktion dieser Algorithmen sind meist nicht erhältlich, sodass ein direkter Vergleich inhaltlich schwierig ist. Viele dieser Algorithmen wurden schon in einzelnen Studien evaluiert, bisher gibt es allerdings nur wenige Untersuchungen (Smet et al. 2018), die die Algorithmen direkt vergleichen. Eine Studie, die einen direkten Vergleich der unterschiedlichen Algorithmen ermöglicht und deren Vor- und Nachteile differenziert, wäre daher wünschenswert und für Anwender sehr hilfreich, da die unterschiedlichen Algorithmen sich auch in ihrem Nutzen für verschiedene Fragestellungen unterscheiden. In Zukunft sind im Bereich des Post-Processing noch einige Entwicklungen neuer Softwares zu erwarten, weshalb es von besonderer Bedeutung ist, die Vor- und Nachteile der Softwares zu kennen, um diese möglichst sinnvoll einzusetzen.

Weder die Ergebnisse der SG-Studien, noch die zu anderen Algorithmen waren vollständig mit unseren Ergebnissen vergleichbar, da unterschiedliche Parameter untersucht wurden und meist keine differenzierte Auswertung in Abhängigkeit von Gewicht, Alter oder Expositionsparametern erfolgte. Trotzdem lässt sich sagen, dass sich die Ergebnisse der bisherigen Studien zu SG (Lee et al. 2017, Ahn et al. 2018), ausgenommen die gute Beurteilbarkeit der belüfteten Lunge, in der hier vorgelegten Studie bestätigen lassen. Außerdem scheinen SG und TLE im Vergleich mit entsprechenden Post-Processing-Algorithmen (Carestream, MUSICA, SkyFlow, VirtualGrid) ähnliche Effekte zu erzielen und sich im Allgemeinen kaum in ihrem Potential zur Bildverbesserung zu unterscheiden.

6 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass der Einsatz von Nachbearbeitungsalgorithmen wie SG und TLE auch auf neonatologischen und pädiatrischen Intensivstationen von Nutzen sein kann, da sie in vielerlei Hinsicht eine Verbesserung der Beurteilbarkeit verschiedener Parameter auf Röntgenbildern ermöglichen. Am sinnvollsten erscheint dabei der gezielte Einsatz verschiedener Algorithmen für entsprechende Fragestellungen und Gegebenheiten. So kann TLE bereits bei Frühgeborenen mit geringem Gewicht (< 0,5 kg) sinnvoll für die Beurteilung von

Fremdmaterialien und Skelett verwendet werden, was auf oben genannten Stationen von großer Bedeutung ist. Denn zum einen machen dort vorkommende Krankheitsbilder häufig einen intravasalen Katheter oder eine Intubation nötig, zum anderen kann eine fehlerhafte Lage der Fremdmaterialien weitreichende Folgen für die Patienten haben und muss daher zuverlässig kontrolliert werden. SG bietet erst ab einem Patientengewicht von ca. 10 kg einen Vorteil. Folglich kann die Anwendung dieser Nachbearbeitungssoftware auf der Neonatologie derzeit noch nicht empfohlen werden, sondern ist erst auf der pädiatrischen Intensivstation von Nutzen, wo Bildverbesserungen in vielerlei Hinsicht erreicht werden können. Die Beurteilbarkeit von Skelett, Trachea und Fremdmaterial wird erleichtert und durch die verbesserte Sichtbarkeit von Darmgas, können Fragestellungen nach freier Luft im Abdomen und nekrotisierender Enterokolitis und deren Komplikationen leichter beantwortet werden. Darüber hinaus optimiert SG auch die Diagnostik eines Pneumothorax. Bezüglich der Beurteilung des Lungenparenchyms, wird die Beurteilbarkeit von Infiltraten, Lungenstruktur und Raumforderungen verbessert. Für Fragestellungen nach Belüftungsstörungen sind jedoch weder SG noch TLE geeignet, was die Nutzung eines noch zu entwickelnden anderen Algorithmus in diesen Fällen sinnvoll erscheinen lässt.

Weitere Aspekte, die bezüglich Neugeborenen und Kindern zusätzlich noch untersucht werden könnten, sind die schnellere Beurteilbarkeit der Röntgenbilder unter Anwendung des Post-Processing bereits auf Station an der Röntgenmodalität und das tatsächliche Potenzial der Dosisersparung, was besonders bei Kindern und Neugeborenen in der Radiologie immer ein vorrangiges Ziel bleiben sollte, da diese Patientengruppen am empfindlichsten für Schäden durch ionisierende Strahlen sind und die weitreichendsten Schäden davontragen können.

Literatur- und Quellenverzeichnis

- Ahn SY, Chae KJ, Goo JM. 2018. The Potential Role of Grid-Like Software in Bedside Chest Radiography in Improving Image Quality and Dose Reduction: An Observer Preference Study. *Korean J Radiol*, 19 (3):526-533.
- ALARANetwork E ALARA <https://www.eu-alara.net/index.php>. [Stand: 14.06.2019]
- Alzen G, Benz-Bohm G. 2011. Radiation protection in pediatric radiology. *Dtsch Arztebl Int*, 108 (24):407-414.
- Bundesärztekammer. 2007. Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik - Qualitätskriterien röntgendiagnostischer Untersuchungen.
- CarestreamHealth. o. D. Maximizing Dose Efficiency for Pediatric Patient Imaging.
- Dance D, Christofides S, Maidment A, McLean I, Ng K. 2014. Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students. Endorsed by: American Association of Physicists in Medicine, Asia-Oceania Federation of Organizations for Medical Physics, European Federation of Organisations for Medical Physics.
- Detlef Mentrup P. 2015. Grid-like contrast enhancement for bedside chest radiographs acquired without anti-scatter grid.
- Eisenhuber E, Schaefer-Prokop CM, Prosch H, Schima W. 2012. Bedside chest radiography. *Respir Care*, 57 (3):427-443.
- Foos DH, Yankelevitz DF, Wang X, Berlin D, Zappetti D, Cham M, Sanders A, Parker KN, Henschke CI. 2011. Improved visualization of tubes and lines in portable intensive care unit radiographs: a study comparing a new approach to the standard approach. *Clin Imaging*, 35 (5):346-352.
- Hammon RA, Seuss H, Hammon M, Grillhosl C, Heiss R, Zeilinger M, Bayerl N, Vuylsteke P, Wanninger F, Schroth M, Uder M, Rompel O. 2019. Improved visualization of peripherally inserted central catheters on chest radiographs of neonates using fractional multiscale image processing. *BMC Med Imaging*, 19 (1):3.
- ICRP Managing Patient Dose in Digital Radiology <http://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2093>. [Stand: 14.06.2019]
- ICRP. 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP*, 37 (2-4):1-332.
- Jang MJ. 2011. Working correlation selection in generalized estimating equations.
- Kawanishi M, Kawamura T, Naitoh S, Yamada M. o.D. Enhancing the Convenience of Portable Examinations by Image Processing Technology.

- Klebermass K, Birnbacher R, Weninger M, Pollak A. 2000. [Recent advances in neonatology--new tasks for the radiologist]. Radiologe, 40 (1):2-7.
- Komlos J, Süssmuth B. 2010. Empirische Ökonomie.
- Konietzko N, Jung H, Hering KG, Schmidt T, Deutsches Zentralkomitee zur Bekämpfung der T. 2001. Risk of radiation exposure in X-ray examination of the thorax. German Central Committee for the Control of Tuberculosis (DZK). 2001/03/28 Aufl.
- Lee B, Song J, Kim D, Oh H. 2017. Improving the Image Quality with a Novel Software -based Scatter Correction: SimGrid™ Technology
- Lisson CG, Lisson CS, Kleiner S, Regier M, Beer M, Schmidt SA. 2018. Iterative scatter correction for grid-less skeletal radiography allows improved image quality equal to an antiscatter grid in adjunct with dose reduction: a visual grading study of 20 body donors. Acta Radiol:284185118796668.
- Mentrup D, Jockel S, Menser B, Neitzel U. 2016. Iterative scatter correction for grid-less bedside chest radiography: Performance for a chest phantom. Radiat Prot Dosimetry, 169 (1-4):308-312.
- Mun SK, Hoepfner S, Maack I, Neitzel U, Stahl M. 2002. Equalized contrast display processing for digital radiography
- Nekolla EA, Schegerer AA, Griebel J, Brix G. 2017. [Frequency and doses of diagnostic and interventional Xray applications : Trends between 2007 and 2014]. Radiologe, 57 (7):555-562.
- Reiser M, Kuhn F-P, Debus J. 2017. Radiologie.
- Renger B, Brieskorn C, Toth V, Mentrup D, Jockel S, Lohofer F, Schwarz M, Rummeny EJ, Noel PB. 2016. Evaluation of Dose Reduction Potentials of a Novel Scatter Correction Software for Bedside Chest X-Ray Imaging. Radiation Protection Dosimetry, 169 (1-4):60-67.
- Samsung Samsunghealthcare GM85
<https://www.samsunghealthcare.com/de/products/DigitalRadiography/GM85/Radiology/benefit>. [Stand: 16.04.2019]
- Samsung Samsunghealthcare Tube&Line-Enhancement (TLE)
<https://www.samsunghealthcare.com/de/products/DigitalRadiography/GM85/Radiology/benefit#none>. [Stand: 16.04.2019]
- Samsung Samsunghealthcare S-Detector™
<https://www.samsunghealthcare.com/de/common/sDetector>. [Stand: 16.04.2019]
- Samsung Samsunghealthcare S-Vue™
<https://www.samsunghealthcare.com/de/common/sVue>. [Stand: 16.04.2019]

- Siegel EL, Kolodner RM. 2001. Filmless radiology. Springer Science & Business Media.
- Smet MH, Breysem L, Mussen E, Bosmans H, Marshall NW, Cockmartin L. 2018. Visual grading analysis of digital neonatal chest phantom X-ray images: Impact of detector type, dose and image processing on image quality. Eur Radiol, 28 (7):2951-2959.
- Spahn M, Heer V, Freytag R. 2003. Flat-panel detectors in X-ray systems. Radiologe, 43 (5):340-350.
- Strahlenschutz Bf Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte http://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/referenzwerte/referenzwerte_node.html. [Stand: 14.06.2019]
- Strahlenschutzgesetz§83 B Strahlenschutzgesetz §83 <https://www.gesetze-im-internet.de/strlsgg/>. [Stand: 14.06.2019]
- Strahlenschutzkommission. 2006. Bildgebende Diagnostik beim Kind - Strahlenschutz, Rechtfertigung und Effektivität – Empfehlung der Strahlenschutzkommission.
- Hrsg. 1994. Multiscale image contrast amplification (MUSICA). Medical Imaging 1994: Image Processing. International Society for Optics and Photonics.
- Weiß C. 2013. Basiswissen Medizinische Statistik.

7 Anhang

7.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Flachbilddetektors auf Basis eines Szintillators aus Cäsiumjodid und einer aktiven Matrix aus amorphem Silizium	3
Abbildung 2: Schematische Darstellung von Aufbau und Funktion eines Flachbilddetektors mit indirekter Konversion	4
Abbildung 3: Schematische Darstellung von Aufbau und Funktion eines Flachbilddetektors mit direkter Konversion	5
Abbildung 4: Blockdiagramm zur Veranschaulichung der Bildverarbeitung mit SG	10
Abbildung 5: Vergleich zweier Methoden der Bildnachbearbeitung	11
Abbildung 6: Blockdiagramm zur Veranschaulichung der Bildverarbeitung mit TLE	12
Abbildung 7: Schematischer Aufbau des verwendeten S-Detectors™ mit direkter Übertragung im Vergleich zu einem Detektorsystem mit indirekter Übertragung	18
Abbildung 8: Beispielhafte Thorax- (links) und Abdomenübersichtsaufnahme	20
Abbildung 9: Beispielhafte Röntgenaufnahme eines Torsos mit deutlich sichtbaren Beckenschaufeln	20
Abbildung 10: Monitor des Röntgengeräts (GM 85) mit abgelesenen Expositionsgrößen	21
Abbildung 11: Vergrößerung von Abbildung 10: abgelesene Expositionsparameter	22
Abbildung 12: Ausschnitt des Displays des GM85 zur Nachbearbeitung der Röntgenbilder; hier für SG	22
Abbildung 13: Auswertungsbogen für Thoraxaufnahmen	24
Abbildung 14: Auswertungsbogen für Abdomenaufnahmen	24
Abbildung 15: Kreisdiagramm zur Gesamtübersicht der Bewertung aller mit SG bearbeiteten Bilder	27
Abbildung 16: Thoraxaufnahme. Originalbild (links) und mit SG nachbearbeitet (rechts), verbesserte Beurteilbarkeit v. a. von Skelett und Katheter	30

Abbildung 17: Abdomenübersichtsaufnahme. Originalbild (links) und mit SG nachbearbeitet (rechts), verbesserte Beurteilbarkeit von Darmgas und Katheterspitze	30
Abbildung 18: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss des Patientenalters	32
Abbildung 19: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss des Patientengewichts	34
Abbildung 20: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Röhrenspannungen	35
Abbildung 21: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Stromzeitprodukte	36
Abbildung 22: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Belichtungszeiten	38
Abbildung 23: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Exposure Indices	39
Abbildung 24: Vergleich von Thoraxaufnahmen mit unterschiedlichen Exposure	40
Abbildung 25: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Flächen-Dosisprodukte	41
Abbildung 26: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Feldgrößen	43
Abbildung 27: Kreisdiagramm zur Gesamtübersicht der Bewertung aller mit TLE bearbeiteten Bilder	45
Abbildung 28: Thoraxaufnahme. Originalbild (links) und mit TLE nachbearbeitetes Bild (rechts), deutlich verbesserte Beurteilbarkeit von Fremdmaterial	48

Abbildung 29: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss des Patientenalters	49
Abbildung 30: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss des Patientengewichts	51
Abbildung 31: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Röhrensparnungen	52
Abbildung 32: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Stromzeitprodukte	53
Abbildung 33: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Belichtungszeiten	55
Abbildung 34: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Exposure Indices	57
Abbildung 35: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Flächen-Dosisprodukte	58
Abbildung 36: Einfaches Fehlerbalkendiagramm; OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Feldgrößen	59

7.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Berechnung des Odd's Ratio	26
Tabelle 2: Deskriptive Übersicht zur Beurteilung des Einflusses von SG auf die Bildqualität von Thorax-, Abdomen- und Kombinationsaufnahmen	28
Tabelle 3: Deskriptive Übersicht zur Beurteilung des Einflusses von SG auf die Beurteilbarkeit einzelner Parameter auf Röntgenaufnahmen	29
Tabelle 4: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit einzelner Parameter auf den Röntgenaufnahmen durch SG	31

Tabelle 5: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss des Patientenalters	32
Tabelle 6: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss des Patientengewichts	33
Tabelle 7: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Röhrenspannungen	35
Tabelle 8: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Stromzeitprodukte	36
Tabelle 9: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Belichtungszeiten	37
Tabelle 10: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Exposure Indices	39
Tabelle 11: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss des Flächen-Dosisprodukts	41
Tabelle 12: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch SG unter Einfluss unterschiedlicher Feldgrößen	42
Tabelle 13: OR für eine verbesserte Beantwortbarkeit der Fragestellungen auf Röntgenaufnahmen durch SG	44
Tabelle 14: Deskriptive Übersicht zur Beurteilung des Einflusses von TLE auf die Bildqualität von Thorax-, Abdomen- und Kombinationsaufnahmen	45
Tabelle 15: Deskriptive Übersicht zur Beurteilung des Einflusses von TLE auf die Beurteilbarkeit einzelner Parameter auf Röntgenaufnahmen	46
Tabelle 16: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit einzelner Parameter auf den Röntgenaufnahmen durch TLE	47
Tabelle 17: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss des Patientenalters	49
Tabelle 18: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss des Patientengewichts	50
Tabelle 19: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Röhrenspannungen	52
Tabelle 20: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Stromzeitprodukte	53
Tabelle 21: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Belichtungszeiten	54

Tabelle 22: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Exposure Indices	56
*Tabelle 23: Kreuztabelle mit Gegenüberstellung von Methode und Bewertung der damit bearbeiteten Bilder für einen EI ≥ 500 ; < 700	56
Tabelle 24: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss des Flächen-Dosisprodukts	58
Tabelle 25: OR für eine verbesserte Beurteilbarkeit der Röntgenaufnahmen durch TLE unter Einfluss unterschiedlicher Feldgrößen	59
Tabelle 26: OR für eine verbesserte Beantwortbarkeit der Fragestellungen auf Röntgenaufnahmen durch TLE	60
*Tabelle 27: Kreuztabelle mit Gegenüberstellung von Methode und Bewertung der damit bearbeiteten Bilder für die Fragestellung nach Lagekontrolle und Fremdmaterial	61

7.3 Danksagung

Mein Dank gilt Prof. Mentzel für seine Unterstützung und die Betreuung bei dieser Arbeit, sowie seine Ermutigung, mein Abstract auf Kongressen einzureichen, von deren Teilnahme ich einiges lernen konnte.

Außerdem danke ich Prof. Schlattmann, der mir bei meinem Statistikeil eine große Hilfe war und mich in vielen Fragen zur Statistik unterstützte.

Auch dem Team der Kinderradiologie möchte ich an dieser Stelle herzlich danken – für die Bereitstellung der Röntgengeräte, auch am Wochenende und die geduldigen Erklärungen, wenn immer ich Fragen hatte.

Nicht zuletzt danke ich meiner Familie und meinen Freunden, die mich jederzeit und in jeder Stimmungslage unterstützten, ein offenes Ohr für mich hatten und auch nicht zögerten, wenn ich jemanden zum Gegenlesen brauchte.

7.4 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

- Prof. Dr. Peter Schlattmann
- Prof. Dr. Hans-Joachim Mentzel,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Ort, Datum

Unterschrift des Verfassers