

Aus der  
Radiologischen Universitätsklinik Tübingen  
Abteilung Diagnostische und Interventionelle Radiologie

**Analyse und Vergleich von Computerradiographie und  
Digitalradiographie mit Kontrast-Detail-Phantom und  
anthropomorphischen Phantomen**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von**

**Rama, Kevin**

**2026**

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Professor Dr. J. Schäfer

2. Berichterstatter: Professor Dr. U. Klose

Tag der Disputation: 30.01.2026



# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis .....	6
1 Einleitung .....	8
1.1 Entstehung eines Röntgenbildes .....	8
1.2 Computerradiographie und Digitalradiographie .....	9
1.3 Transition von CR- zu DR-Technologie in der Neonatologie .....	10
1.4 Visuelle Auswertung von Bildern in der Radiologie .....	10
1.5 Physikalische Auflösungseigenschaften von Röntgendetektoren .....	11
1.6 Objektive Kriterien für die Beurteilung der Bildqualität .....	12
1.7 Ziel dieser Arbeit .....	12
2 Material und Methoden .....	14
2.1 Röntgenröhre und Röntgendetektoren .....	14
2.2 Kontrast-Detail-Phantom und Auswertungssoftware .....	15
2.3 Übersicht zu den anthropomorphischen Phantomen .....	17
2.4 „Gammex 610“ Neonatal-Phantom .....	20
2.5 „SPoRT™ 715-T“ Pädiatrisches Rumpf-Phantom .....	22
2.6 Bildprozessierung und manueller Registrierung .....	23
2.7 Visual Grading Analysis .....	28
2.8 Monitor und ViewDEX-Software für die Ratings .....	33
2.9 Statistische Auswertung und Qualitätskriterien .....	36
2.10 Dosisberechnungen .....	37
2.11 Segmentierung und Extraktion von objektiven Rohdaten .....	39
2.12 Vergleich der objektiven Rohdaten mit den Ratings der Radiologen ..	42
3 Ergebnisse .....	44
3.1 CDRAD 2.0 und IQFinv-Werte .....	44

3.2	Inter-Rater Reliabilität .....	52
3.3	Intra-Rater Reliabilität .....	52
3.4	Visual Grading Analysis Score, ordinale logistische Regression .....	54
3.5	DAP-Einfluss auf die Bildqualität .....	57
3.6	VGAS <sub>LUNGS</sub> und Parameter für eine gute Aufnahmequalität .....	59
3.7	Auswertung der Segmente .....	67
3.8	Spearman's Korrelation der Segmente zum VGAS <sub>ALL</sub> .....	74
3.9	Nicht ausgewertete Daten .....	79
4	Diskussion .....	80
4.1	Überblick zu den Ergebnissen dieser Arbeit .....	80
4.2	Die Relevanz des Kontrast-Detail-Phantoms .....	80
4.3	Die Reliabilität der Rater .....	81
4.4	VGAS <sub>ALL</sub> .....	82
4.5	VGAS <sub>LUNGS</sub> .....	83
4.6	Vergleich mit objektiven Rohdaten und deren Auswertung .....	85
5	Zusammenfassung .....	87
6	Literaturverzeichnis .....	90
7	Erklärung zum Eigenanteil .....	93
8	Veröffentlichungen .....	95
	Danksagung .....	96

## Abkürzungsverzeichnis

ALARA	As Low As Reasonably Achievable
a.p.	anterior-posterior
CI	Confidence Intervall
CNR	Contrast to Noise Ratio
CR	Computed Radiography bzw. Computerradiographie
DAP	Dose Area Product
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DR	Digital Radiography bzw. Digitalradiographie
<i>E</i>	Effektive Dosis (Abkürzung gemäß Seite 23 von (ICRP, 2007))
ICC	Intraclass Correlation Coefficient(s)
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IQFinv	Image Quality Figure inverse
IRDS	Infant Respiratory Distress Syndrome
kVp	kV-peak
NICU	Neonatal Intensive Care Unit
NIP	Needle Imaging Plate
OR	Odds Ratio
PMMA	<u>P</u> o <u>l</u> y <u>m</u> e <u>t</u> h <u>y</u> l <u>m</u> e <u>t</u> h <u>a</u> c <u>r</u> y <u>l</u> a <u>t</u>
PSP	Photostimulierbare-Phosphor-Platte
ROI	Region of Interest
SID	Source to Image Distance
SNR	Signal to Noise Ratio
TFT	Thin-Film Transistor

UKT	Universitätsklinikum Tübingen
VGA	Visual Grading Analysis
VGAS	Visual Grading Analysis Score
VGC	Visual Grading Characteristics
WBD	Whole Body Dose
ZVK	Zentraler Venenkatheter

# 1 Einleitung

## 1.1 Entstehung eines Röntgenbildes

Seit der ersten Aufnahme eines Röntgenbildes im Jahre 1895 durch Wilhelm Conrad Röntgen (Röntgen, 1898) hat sich bei der Generierung eines Röntgenbildes viel geändert und wiederum ist Einiges ähnlich geblieben. Letztendlich besteht weiterhin das Prinzip der Generierung von Röntgenphotonen durch eine Röntgenröhre, die durch den Körper strahlen und auf einen Detektor eintreffen, womit das „Bild“ generiert wird. Ein sehr ausführlicher geschichtlicher Überblick zur Röntgentechnologie wird von Behling präsentiert (Behling, 2020).

Um die Qualität eines Röntgenbildes bei seiner Entstehung zu beeinflussen, können v.a. die Röhrenspannung (kV bzw. kVp für *kV-peak* (De.: Spitze)) und die Stromstärke-Expositionszeit (mA·s) modifiziert werden. Änderungen an diesen Parametern haben eine direkte Wirkung auf die Generierung der Röntgenphotonen und somit auf die Röntgenaufnahme. Eine niedrigere Röhrenspannung führt zu einer höheren Strahlenbelastung (aufgrund der niedrigeren Energie und somit geringerer Penetranz der Röntgenphotonen). Die niedrigere Röhrenspannung führt jedoch auch zu einem höheren Kontrast (Huda and Abrahams, 2015). Man siehe beispielsweise die Anwendung von weicher Strahlung (d.h. < 100 kVp) in der Mammographie.

Die mAs-Zahl stellt die „Quantität“ der Strahlung dar, diese ist daher direkt proportional zur Strahlenbelastung. Eine höhere mAs-Zahl führt durch „mehr Röntgenstrahlen“ zu einer besseren Bildqualität (Knight, 2014) aber eben auch zu einer höheren Strahlenbelastung (Huda and Abrahams, 2015; Knight, 2014).

Standardmäßig wird eine Filterung angewendet, die mindestens 2.5 mm Al (ggf. Al-Äquivalenten) beträgt (European Commission, 1996). Dadurch werden die niedrigerenergetischen Röntgenstrahlen, die eine hohe Strahlenbelastung verursachen können, gefiltert. In der Pädiatrie werden zusätzliche Filterungen benutzt, normalerweise „bis zu zusätzlichen 1 mm Al plus 0.1 mm Cu oder 0.2

mm Cu“ (European Commission, 1996). Somit ist eine übliche pädiatrische Standardfilterung beispielsweise 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu oder 3.5mm Al + 0.2 mm Cu (Bundesärztekammer, 2023; European Commission, 1996; Strahlenschutzkommission, 2022).

Wie von Knight (Knight, 2014), basierend auf einem *White Paper* der *American Society of Radiologic Technologists* (DeMaio et al., 2019), zusammengefasst, sollte man „in der (pädiatrischen) Radiologie die höchstmögliche kVp-Einstellung bei geringstmöglicher mAs-Zahl verwenden“ (DeMaio et al., 2019; Knight, 2014).

## **1.2 Computerradiographie und Digitalradiographie**

Für diese Studie wurden zwei Detektoren verwendet, beide von der Firma Agfa (Agfa HealthCare NV, Mortsel, Belgien) hergestellt: ein *CR-needle-imaging-plate*-Detektor mit CsBr-Nadelkristallen (NIP, De.: Nadel-Bildgebung-Platte. Pixelgröße 100 µm) und ein DR-Detektor mit CsI-Nadelkristallen (Pixelgröße 148 µm). Die zwei Detektortechnologien unterscheiden sich in der Art der Generierung des digitalen Bildes.

Bei der CR-Technologie treffen die Röntgenphotonen zuerst auf eine Photostimulierbare-Phosphor-Platte ein (PSP), die sich in einer Kassette befindet und die Photonen-Informationen speichert. Die Kassette mit der PSP wird dann extrahiert und in ein Lesegerät eingeführt. In dem Lesegerät werden die Leuchtstoffe der Platte, in der letzten Version dieser Technologie sind es CsBr-Nadelkristalle, durch einen Laser wieder angeregt und das gespeicherte, „latente“ Bild wird durch das vom Laser emittierte Licht mittels eines Scanners abgelesen und digitalisiert (Apgar et al., 2017; Hünerbein, 2017).

Bei der DR-Technologie gilt ebenfalls das Prinzip des Leuchtens eines Leuchtstoffes durch das Antreffen der Röntgenphotonen. In diesem Fall besteht der Leuchtstoff aus CsI-Nadelkristallen. Das Leuchten wird bei dieser Technologie direkt innerhalb der Detektorplatte digitalisiert. Die direkte Digitalisierung dieser zuerst analogen Lichtinformationen erfolgt durch eine

Photodioden-Schicht, die das Licht in elektronische Ladungen konvertiert. Diese Ladungen werden von Dünnschichttransistoren (En.: *Thin-Film Transistors, TFT*) aufgefasst und dann zu einem elektronischen System weitergeleitet, die sie digitalisiert (Apgar et al., 2017).

### **1.3 Transition von CR- zu DR-Technologie in der Neonatologie**

In der Neonatalperiode, insbesondere im Rahmen der Neonatal-Intensivstation (NICU, En.: *Neonatal Intensive Care Unit*), stellt die *anterior-posterior* (a.p.) Röntgen-Thoraxaufnahme die am häufigsten durchgeführte Röntgenuntersuchung und somit auch die Hauptquelle von Strahlenbelastung dar (Puch-Kapst et al., 2009; Smans et al., 2008). Aktuell werden in der westlichen Welt Röntgen-Thoraxaufnahmen sowohl durch CR- als auch durch DR-Detektoren durchgeführt, wobei progressiv die DR-Technologie die „ältere“ CR-Technologie ersetzt, dies aufgrund größerer Zeiteffizienz und somit niedrigerer Kosten (Apgar et al., 2017).

Von einer belgischen Arbeitsgruppe wurde eine visuelle Bilderauswertung durchgeführt, sog. *Visual Grading Analysis* (VGA), die keinen signifikanten Unterschied in der Bildqualität zwischen CR-Nadeldetektoren und DR-CsI-Nadeldetektoren fand. Dabei wurde ein Neonatal-Phantom verwendet und alle Aufnahmen waren mit unterschiedlichen kommerziellen Algorithmen post-prozessiert (Smet et al., 2018).

Es waren, zumindest zum Zeitpunkt der Durchführung dieser Studie, keine konkreten Parameter für die kVp- und mAs-Einstellungen bei Röntgen-Thoraxaufnahmen im pädiatrischen Alter mit der neueren DR-Technologie bekannt (Martin et al., 2013).

### **1.4 Visuelle Auswertung von Bildern in der Radiologie**

Die Methode der visuellen Auswertung von Bildern durch Radiologen, um u.a. die Bildqualität zu analysieren ist in der Radiologie verbreitet (Precht et al., 2019). Eine der möglichen Methoden ist die Analyse von *Visual Grading Characteristics*

(VGC) einer Röntgenaufnahme, die von Båth and Månsson eingeführt wurde (Båth and Månsson, 2007). Diese Methode ermöglicht die standardisierte statistische Auswertung der Erfüllung von Qualitätskriterien eines radiologischen Bildes, um somit die Bildqualität beurteilen zu können.

## **1.5 Physikalische Auflösungseigenschaften von Röntgendetektoren**

Die physikalischen Auflösungsfähigkeiten eines Detektors wären in einer lediglich auf der Analyse von VGC durch Radiologen basierten Studie nicht ausreichend untersuchbar. Unter anderem weil die „klinischen“ Röntgenbilder, wenn auch von Phantomen, nach der Aufnahme standardmäßig durch Algorithmen prozessiert werden. Somit ist für die Untersuchung der reinen physikalischen Auflösung eines Detektors ein weiteres, separates Experiment geeigneter.

In dem Kontext dieser gesamten Arbeit, ist es besonders interessant, die reine physikalische Auflösung der Detektoren zu untersuchen, weil die zwei verfügbaren Detektoren unterschiedliche Pixelgrößen haben (verwendeter CR-CsBr-Nadeldetektor: 100  $\mu\text{m}$ ; verwendeter DR-CsI-Nadeldetektor: 148  $\mu\text{m}$ ). Zu beachten ist jedoch auch, dass die verwendeten Detektoren gleiche Maße besitzen (s. Abschnitt 2.1), dies ermöglicht den Vergleich des gesamten Röntgenaufnahme-Systems, wie es im klinischen Gebrauch verwendet bzw. verwendet werden wird.

Für diesen Zweck eignet sich ein Kontrast-Detail-Phantom, das von unterschiedlichen Detektoren und mit diversen Aufnahmeparametern (d.h. kVp-, mAs-, Filter-Einstellungen) abgebildet wird und deren Aufnahmen ohne Bildprozessierung analysiert werden. Ein gebräuchliches Kontrast-Detail-Phantom ist das „CDRAD 2.0“-Phantom von der Firma Artinis Medical Systems BV, Elst, Niederlande (Al-Murshedi et al., 2018).

## 1.6 Objektive Kriterien für die Beurteilung der Bildqualität

Die für diese Art von Studien übliche Auswertung der Röntgenaufnahmen durch Radiologen ist sehr zeitaufwendig. Es ist somit ebenfalls interessant zu untersuchen, ob die Bildqualität auch (semi-)automatisch mittels „objektiver“ Qualitätskriterien beurteilt werden könnte. Als Beispiel für konventionelle objektive Qualitätsparameter, die aus den Pixeldaten von Röntgenbildern hergeleitet werden können, gibt es das SNR (*Signal-to-Noise-Ratio*, De.: Signal-zu-Rausch-Verhältnis) und das CNR (*Contrast-to-Noise-Ratio*, De.: Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis) (Burmeister et al., 2011; Deevband et al., 2021). Zur Erläuterung der Berechnungsweise von SNR und CNR, s. Abschnitt 2.11 im Methodenbereich dieser Dissertation.

Es ist zudem auch möglich, die Pixelintensitätswerte entlang einer Linie zu beurteilen, im Sinne einer Profilkurve der Intensitätswerte. Es handelt sich um eine Kurve, die die Intensität der Pixel auf einer Linie darstellt, die entlang einer Grenze zwischen zwei Geweben unterschiedlicher Dichte verläuft. Solch eine Profilkurve würde, genau in dem Bereich des Wechsels von einer Struktur zu der anderen, „steiler“ verlaufen, wenn die Strukturen „schärfer“ abgebildet sind. Somit könnte die „Steilheit“ dieser Kurve stellvertretend für die Bildschärfe als Qualitätskriterium angewendet werden. Dies ist das Prinzip des Gradienten bzw. der 1. Ableitung einer Funktion, eine ausführliche Beschreibung dieses Prinzips ist durch Jian Sun et al. verfügbar (Jian Sun et al., 2011).

Diese objektiven Kriterien könnten mit der Auswertung durch die Radiologie-Rater (De.: *Bewerter*), die als Referenz gilt, verglichen werden. Bei guter Korrelation zwischen diesen zwei Methoden könnte man argumentieren, dass die zeitaufwändige visuelle Auswertung durch Radiologen evtl. von einer (semi-)automatisierten Auswertung ersetzt bzw. unterstützt, werden könnte.

## 1.7 Ziel dieser Arbeit

Zusammenfassend ist das Ziel dieser Studie und somit dieser Promotionsarbeit der Vergleich zwischen zwei Detektortechnologien im Rahmen der pädiatrischen

Thoraxradiologie: CR-Nadeltechnologie (mit CsBr-Kristallen) und DR-Nadeltechnologie (mit CsI-Kristallen). Für diesen Vergleich wurden daher sowohl nicht-prozessierte Röntgenaufnahmen, und zwar eines Kontrast-Detail-Phantoms, als auch prozessierte Röntgenaufnahmen eines kommerziellen pädiatrischen Phantoms angefertigt. Diese Studie wurde durchgeführt, weil keine konkreten Aufnahmeparameter für die DR-Technologie vorlagen, die für die Bildqualität und das „*As Low As Reasonably Achievable*“-Prinzip (ALARA-Prinzip, De.: „so niedrig wie vernünftig erreichbar“) im pädiatrischen Alter optimiert waren.

Es ist somit die klinische Translation angedacht worden, und zwar mit möglichst guter Bildqualität bei ebenfalls möglichst niedriger Strahlenbelastung.

Ein Nebenziel war es, zu untersuchen, ob die bisher standardmäßig verwendete Methode der visuellen Auswertung durch Radiologen mittels einer zumindest teil-automatisierten Bildqualitätsauswertung ersetzt werden könnte.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Röntgenröhre und Röntgendetektoren

Die für dieses Forschungsprojekt verwendete Röntgenröhre ist eine im Universitätsklinikum Tübingen, Standort Berg, montierte Siemens NRD-76 Ysio (Siemens Healthcare GmbH, München, Deutschland). Diese hat eine maximale Röhrenspannung von 150 kV und eine minimale Gesamtfilterung von 2,5 mm Al, zu der 0,1 mm Cu oder 0,2 mm Cu oder 0,3 mm Cu als Zusatzfilterung hinzugefügt werden können (Gottwals, 2017). Des Weiteren besteht die Möglichkeit, 1 mm Al(-Äquivalent) hinzuzufügen.

Der verwendete CR-Detektor war ein CR NIP Detektor von Agfa „Agfa CR HD5.0“ mit CsBr-Nadelkristallen, einer Pixelmatrix von 3408 x 4200 Pixel und einer Pixelbreite von 100  $\mu\text{m}$  (im Folgenden „CR-CsBr-Nadeldetektor“ oder lediglich „CR“ genannt). Die Aufnahmen durch diesen CR-Detektor wurden mit einem „DX-G“-Scanner der Firma Agfa gelesen und digitalisiert. Der DR-Detektor war ebenfalls, wie bereits beschrieben, von der Fa. Agfa, nämlich ein „Agfa DR 14s“-Detektor mit CsI-Nadelkristallen, einer Pixelmatrix von 2400 x 2880 und einer Pixelbreite von 148  $\mu\text{m}$  (im Folgenden „DR-CsI-Nadeldetektor“ oder lediglich „DR“ genannt). Beide Detektoren haben eine Detektorgröße von 35 cm x 43 cm (Agfa NV, 2022a, 2022b).

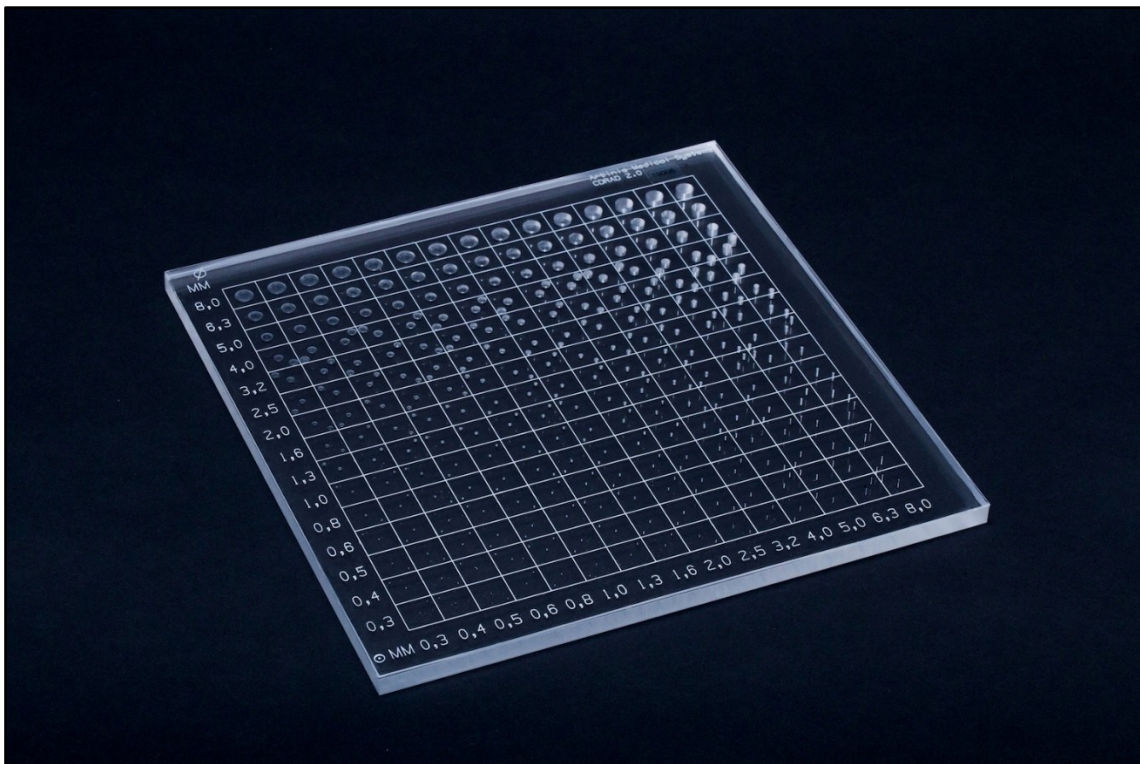
Diese Informationen sind auch in der Tabelle Nr. 1 aufgelistet:

	<b>CR-CsBr-Nadeldetektor „Agfa CR HD5.0“</b>	<b>DR-CsI-Nadeldetektor „Agfa DR 14s“</b>
<b>Nadelmaterial</b>	CsBr	CsI
<b>Pixelmatrix</b>	3408 x 4200	2400 x 2880
<b>Pixelbreite</b>	100 $\mu\text{m}$	148 $\mu\text{m}$
<b>Detektorgröße</b>	35 cm x 43 cm	35 cm x 43 cm

**Tabelle Nr. 1 – Detektoreigenschaften.**

## 2.2 Kontrast-Detail-Phantom und Auswertungssoftware

Um eine Auswertung der reinen Auflösungsmöglichkeiten der Detektoren zu ermöglichen, wurde in dieser Studie das Kontrast-Detail Phantom „CDRAD 2.0“ der Firma Artinis Medical Systems BV verwendet (Elst, Niederlande). Dieses Phantom, s. Abbildung Nr. 1, besteht aus einer Plexiglas-Platte mit den Maßen 265 mm x 265 mm x 10 mm, die eine 15 x 15 Löcher-Matrix enthält. Die Löcher haben unterschiedliche Tiefen (En. *depth*) und unterschiedliche Diameter, deren Größen von 0,3 mm bis 8,0 mm  $\pm$  0,03 mm variieren (Al-Murshedi et al., 2018; Rama et al., 2025; van der Burght et al., 2014).



**Abbildung Nr. 1** – „CDRAD 2.0“ Kontrast-Detail-Phantom der Firma Artinis Medical Systems BV (Elst, Niederlande). Mit freundlicher Genehmigung der Firma.

In der Tabelle Nr. 2 sind die Aufnahmeparameter der Röntgenbilder dieses Phantoms aufgelistet. Die geringere „Breite“ an Aufnahmeparametern im Vergleich zu den anthropomorphischen Phantomen (s. Abschnitt 2.3) ist dadurch bedingt, dass jeder zusätzliche Aufnahmeparameter bei dem Kontrast-Detail-

Phantom eine enorme Menge an zusätzlichen Aufnahmen bedingt und dass der Fokus dieser Studie bei den klinischen Phantomen liegt. Für jede der möglichen Einstellungskombinationen wurden jeweils sechs Aufnahmen angefertigt, diese wurden mittels automatisierter Software derselben Firma ausgewertet („Artinis CDRAD analyzer software“). Es wurden dabei ein Alpha-Niveau an Signifikanz von 0.0001 und eine A-Priori-Differenz der Mittelwerte von 0 verwendet. Diese sind Standardwerte und sind ebenfalls in der Literatur beschrieben (Al-Murshedi et al., 2018; van der Burght et al., 2014).

<b>SID</b>	115 cm
<b>Fokus</b>	0.6
<b>Gesamtfilterung</b>	2.5 mm Al   3.5 mm Al + 0.1 mm Cu   3.5mm Al + 0.2 mm Cu
<b>Maximale Spannung</b>	66 kVp   70 kVp
<b>Stromstärke · Belichtungszeit</b>	0.5 mAs   1.0 mAs   1.5 mAs   2.0 mAs

**Tabelle Nr. 2** – Aufnahmeparameter für das Kontrast-Detail-Phantom „CDRAD 2.0“. SID = Source to Image Distance (De.: Distanz der Quelle zum Bild). Tabelle ähnlich wie Tabelle Nr. 1 aus der Veröffentlichung dieser Dissertation (Rama et al., 2025).

Diese automatisierte Software berechnet einen absoluten Wert der Bildqualität, den „IQFinv“ (*Image Quality Figure inverse*), der je höher ist, desto höher die Bildqualität ist (d.h., desto mehr von den kleineren Löchern im Phantom detektiert werden können). Um diesen Wert zu berechnen, benutzt das Programm die folgende Gleichung:

$$IQFinv = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_i \cdot D_{i,th}}$$

hier ist  $C_i$  die Tiefe des am wenigsten tiefen, sichtbaren Loches in der Spalte  $i$  (d.h. der Kontrast) und  $D_{i,th}$  ist der Diameter des am wenigsten breiten

Loches in der Spalte  $i$ , als Grenze gesetzt („th“, En. *threshold*) (Al-Murshedi et al., 2018; Rama et al., 2025; van der Burght et al., 2014).

Für jeweils die Einstellungen 66 kVp und 70 kVp wurden die IQFInv-Einzelwerte getrennt verwendet, um eine lineare Regression zu berechnen. Es wurde somit IQFInv als abhängige Variable gewählt; während mAs, Filter und Detektor die unabhängigen Variablen waren. Das Signifikanzniveau wurde standardmäßig auf 0.05 gehalten, so wie das Konfidenzintervall (CI) von 95%. Diese Berechnungen wurden durch IBM SPSS Version 27 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) durchgeführt.

### 2.3 Übersicht zu den anthropomorphischen Phantomen

Es wurden zwei unterschiedliche Phantome für diese Studie verwendet, aus dem ersten Phantom entstanden jedoch konkret zwei Phantome (1A und 1B):

- Phantom 1A: Das Gammex 610 Neonatal Phantom (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, Florida, USA) fungierte als Phantom für ein neugeborenes Kind.



**Abbildung Nr. 2** – „Gammex 610“ Neonatal-Phantom der Firma Sun Nuclear Corporation (Melbourne, Florida, USA). Mit freundlicher Genehmigung der Firma.

- Phantom 1B: Gammex 610 Neonatal Phantom mit einer aufgelagerten 20 mm PMMA-Platte (Polymethylmethacrylat, sog. „Plexiglas“), um einen ca. einjährigen Säugling zu simulieren.

Für diese ersten zwei Phantome (also 1A und 1B), wurden jeweils Aufnahmen mit den Werten, die in der Tabelle Nr. 3 dargestellt sind, angefertigt:

<b>SID</b>	115 cm
<b>Fokus</b>	0.6
<b>Gesamtfilterung</b>	2.5 mm Al   3.5 mm Al + 0.1 mm Cu
<b>Maximale Spannung</b>	57 kVp   60 kVp   66 kVp   77 kVp
<b>Stromstärke · Belichtungszeit</b>	0.50 mAs   0.63 mAs   0.80 mAs   1.00 mAs   1.25 mAs   1.60 mAs   2.00 mAs

**Tabelle Nr. 3** - Aufnahmeparameter für das Neonatal-Phantom „Gammex 610“, sowohl als eigenständiges Phantom, d.h. „Phantom 1A“, als auch als Neonatal-Phantom plus 20 mm Plexiglas, nämlich „Phantom 1B“. SID = Source to Image Distance (De.: Distanz der Quelle zum Bild). Tabelle ähnlich wie Tabelle Nr. 1 aus der Veröffentlichung dieser Promotionsarbeit (Rama et al., 2025).

Es ergeben sich insgesamt 112 unterschiedliche Kombinationen an Aufnahmeparametern. Für jede dieser Kombinationen wurde pro Phantom (d.h. Neonatal-Phantom und Neonatal-mit-Plexiglas-Phantom) ein Bild aufgenommen.

Diese Aufnahmeparameter entsprechen sowohl den „älteren“ als auch den aktuellsten Leitlinien (Bundesärztekammer, 2023; European Commission, 1996; Strahlenschutzkommission, 2022). Innerhalb dieses Leitlinien-Rahmens wurde eine möglichst breite Auswahl an Aufnahmeparametern verwendet. Es wurde somit eine Vor-Selektion der Ergebnisse vermieden. Dadurch entstanden jedoch auch Ergebnisse, die klinisch nicht verwendbar sind (z.B. Dosis zu hoch; Bildqualität zu niedrig).

- Phantom 2: Das SPoRT™ 715-T pädiatrische Rumpf-Phantom (Firma CIRS, Teil von Sun Nuclear Corporation, Melbourne, Florida, USA), fungierte als Phantom für ein fünfjähriges Kind (s. Röntgenaufnahme des Phantoms, Abbildung Nr. 3)

Für dieses Phantom wurden Aufnahmen mit den in der Tabelle Nr. 4 aufgelisteten Parametern angefertigt:

<b>SID</b>	115 cm
<b>Fokus</b>	0.6
<b>Gesamtfilterung</b>	2.5 mm Al   3.5 mm Al + 0.1 mm Cu   3.5 mm Al + 0.2 mm Cu
<b>Maximale Spannung</b>	66 kVp   70 kVp
<b>Stromstärke · Belichtungszeit</b>	0.50 mAs   0.71 mAs   1.25 mAs   2.00 mAs

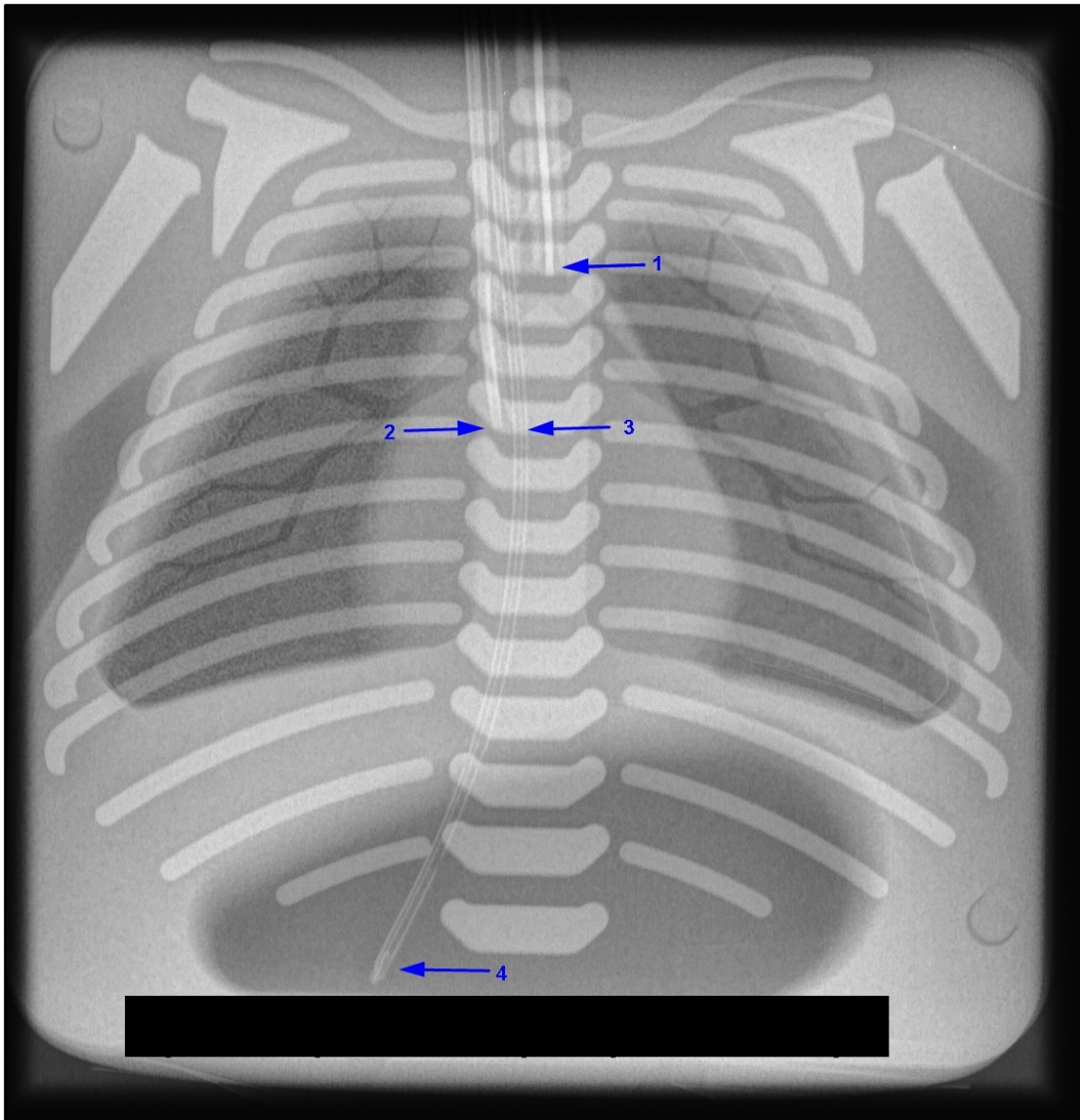
*Tabelle Nr. 4 - Aufnahmeparameter für das „SPoRT™ 715-T“ pädiatrische Rumpf-Phantom, d.h. „Phantom 2“. SID = Source to Image Distance (De.: Distanz der Quelle zum Bild).*

Es ergeben sich somit insgesamt 24 unterschiedliche Kombinationen an Aufnahmeparametern. Es wurde für jede Kombination und für jeden Detektor ein Bild aufgenommen, d.h. es gibt insgesamt 48 unterschiedliche Röntgenaufnahmen.

## 2.4 „Gammex 610“ Neonatal-Phantom

Der Fokus der Arbeit wurde dann auf das Neonatal-Phantom in seiner „reinen“ Form, d.h. ohne Plexiglas, gelegt (Phantom 1A).

Das Neonatal-Phantom repräsentiert ein neugeborenes Kind in der Gewichtsklasse 1 bis 2 kg. Das Phantom selbst wiegt ca. 500 g und hat folgende Maßen: 10 cm x 10 cm x 5.4 cm (Sun Nuclear Corporation, 2021). Dieses Phantom hat standardmäßig eine rechte Lunge mit IRDS (En.: *Infant Respiratory Distress Syndrome*), während die linke Lunge normales Lungenparenchym mit einem Mantelkantenpneumothorax repräsentiert. Zu diesen Eigenschaften wurden zusätzlich folgende Fremdkörper hinzugefügt: ein Endotrachealtubus, ein ZVK (Zentraler Venenkatheter), ein Silastic-ZVK, sowie eine Magensonde. Dies erfolgte, um ein realistischeres Abbild eines Neugeborenen auf einer NICU (En.: *Neonatal Intensive Care Unit*, De.: Neonatale Intensivstation) zu simulieren.

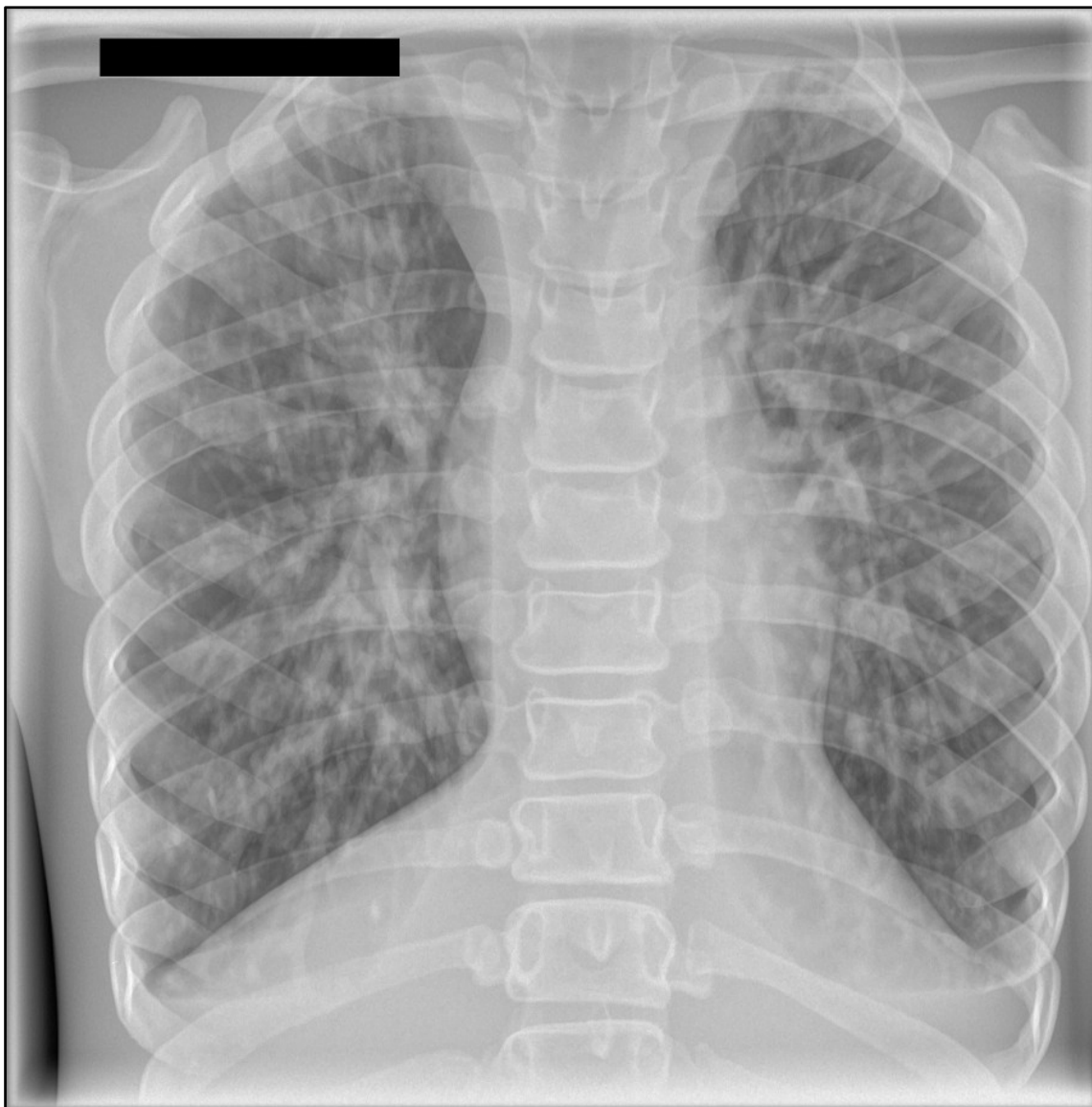


**Abbildung Nr. 3** – Röntgenaufnahme im a.p.-Strahlengang unserer Version des „Gammex 610“ Neonatal-Phantomes mit einem Endotrachealtubus (1), einem ZVK (2), einem Silastic-ZVK (3 - dieser ist sehr fein abgebildet, er kommt aus der linken Schulterregion, der Pfeil zeigt auf dessen Spitze) und einer Magensonde (4). Dazu sind die standardmäßig eingebauten pathologischen Lungen vorhanden (die rechte mit einem IRDS, die linke mit einem Mantelkantenpneumothorax). Wie in (Rama et al., 2025) veröffentlicht.

Dieses Phantom wurde ebenfalls in einer ähnlichen Studie einer belgischen Arbeitsgruppe verwendet (Smet et al., 2018).

## 2.5 „SPoRT™ 715-T“ Pädiatrisches Rumpf-Phantom

Das pädiatrische Rumpfphantom „SPoRT™ 715-T“ von der Firma CIRS (Teil der Sun Nuclear Corporation (Melbourne, Florida, USA)) repräsentiert ein fünfjähriges Kind und es wiegt 9.85 kg. Seine Maße sind: Größe 44.5 cm x Breite 24 cm x Tiefe 14 cm (CIRS, Teil von Sun Nuclear Corporation, 2013).



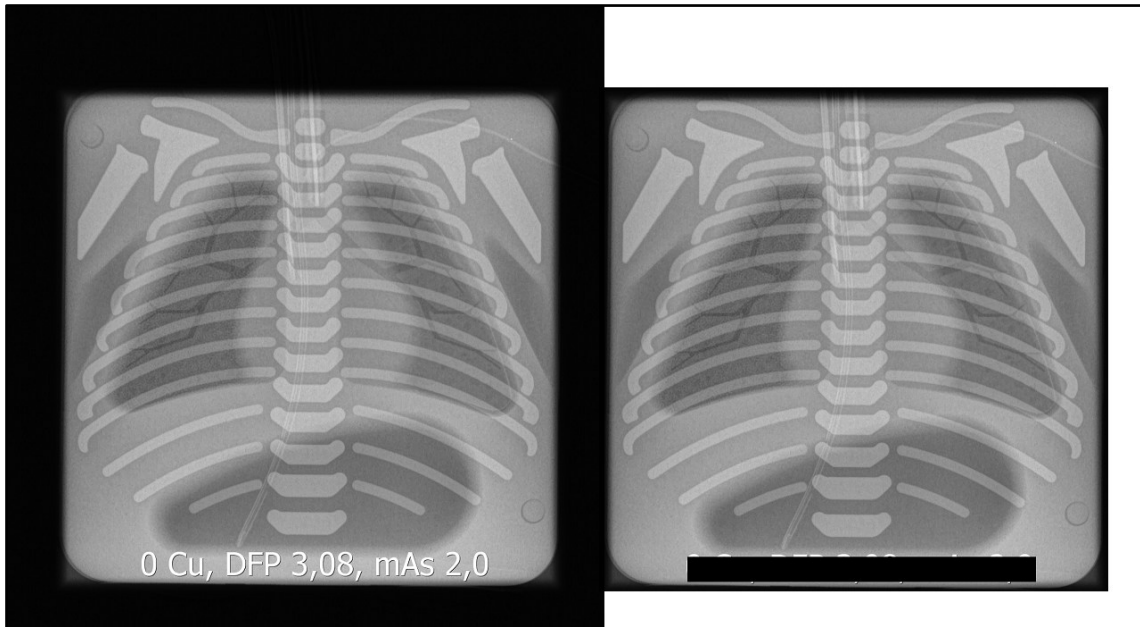
**Abbildung Nr. 4** – Röntgenaufnahme im a.p.-Strahlengang des pädiatrischen „SPoRT™ 715-T“ Rumpfphantoms. Da diese Studie nur auf Röntgen-Thoraxaufnahmen gezielt war, wurde vom Rumpf nur der Thorax abgebildet.

## 2.6 Bildprozessierung und manueller Registrierung

Alle Bilder des „CDRAD 2.0“ Phantoms wurden lediglich mit Agfa Flatfield prozessiert; somit fand keine tatsächliche Bildverarbeitung statt. Dadurch konnten, ohne Einfluss einer Bildverarbeitung, die reinen technischen Auflösungseigenschaften der Detektoren durch die automatisierte Auswertungssoftware analysiert werden.

Bei den Aufnahmen der drei Phantomen, d.h. Neonatal-Phantom (Phantom 1A), Neonatal-Phantom mit Plexiglas (Phantom 1B) und SPoRT™-Phantom (Phantom 2), wurden alle Bilder durch *Image Post-Processing* (De. Bildverarbeitung) prozessiert. Es wurde immer dieselbe Bildverarbeitung verwendet: Agfa MUSICA 3. Diese ist eine kommerzielle, standardmäßig eingesetzte Bildverarbeitung für konventionelles Röntgen. Alle Bilder haben 16-bit Pixelwerte an Graustufen.

Diese Bilder wurden weiterverarbeitet, um nur das Abbild des jeweiligen Phantoms zu zeigen; die zusätzlich abgebildeten schwarzen Areale um das Phantom herum wurden abgeschnitten. Zudem waren in den Rohbildern die Aufnahmeparameter sichtbar kodiert worden (am unteren Rande des Phantoms). Diese Kodierungen wurden selbstverständlich geschwärzt, um eine verblindete Auswertung durch die Kollegen der Radiologie zu ermöglichen, d.h. ohne die Bewertung durch Vorwissen über die Aufnahmeparameter zu beeinflussen. Diese Verarbeitungen wurden mittels ImageJ-Software (Version 1.53c, National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA) durchgeführt; die Vollauflösung wurde beibehalten. Die 3D Slicer-Software (Version 4.11, (Fedorov et al., 2012)) wurde für die Exportierung der Bilder in Vollauflösung 16-bit DICOM-Format (Digital Imaging and Communications in Medicine) verwendet.



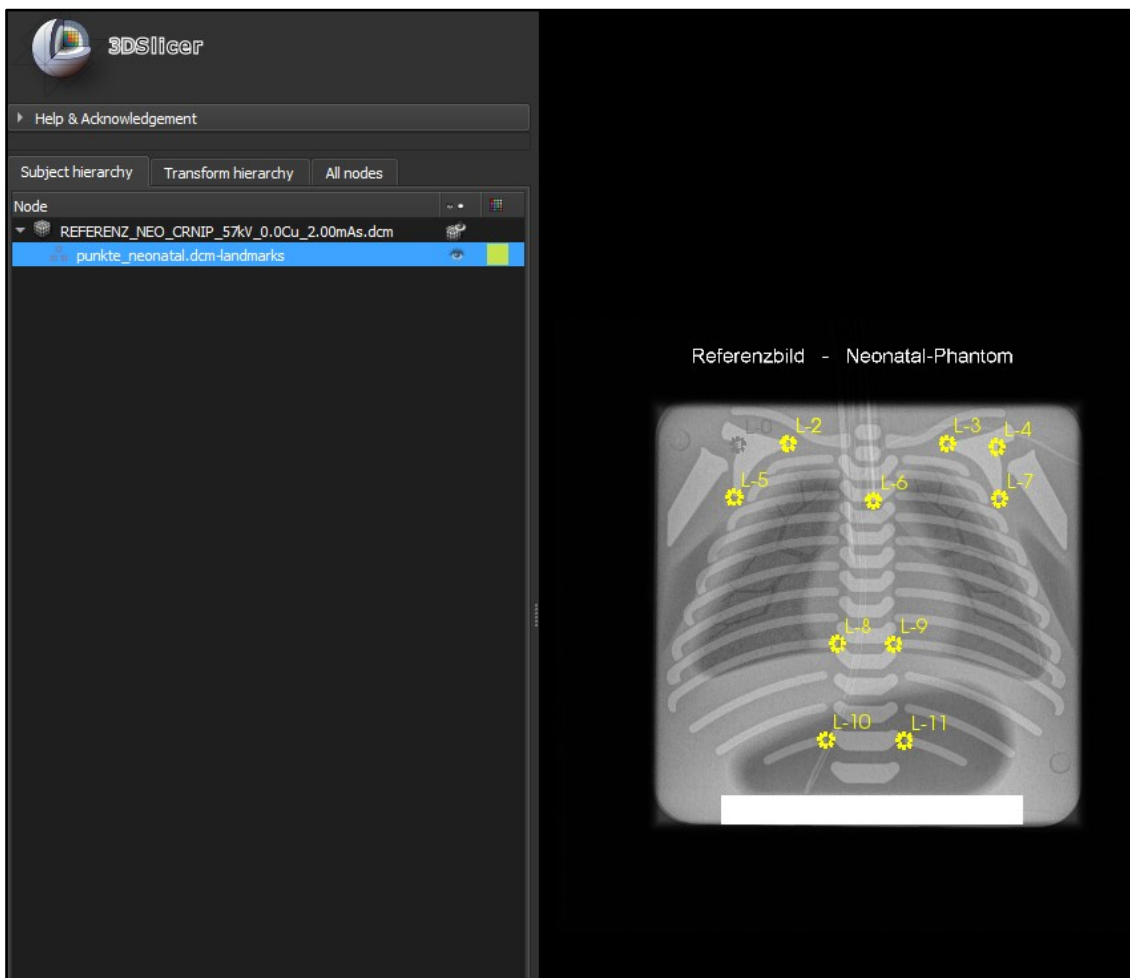
**Abbildung Nr. 5** – Beispiel einer Bildverarbeitung mittels ImageJ. Links: ein Rohbild nach „Agfa-MUSICA-3“-Verarbeitung mit ersichtlichen Aufnahmeparametern. Rechts: dasselbe Bild nach Entfernung der überflüssigen schwarzen Areale und Schwärzung der Aufnahmeparameter-Informationen durch ImageJ.

Daraufhin erfolgte die manuelle Registrierung der Bilder, um eine spätere (semi-)automatisierte Bestimmung von objektiven Rohdaten zu ermöglichen. Wenn man dasselbe Objekt mehrmals abbildet (in diesem Falle das Neonatal-Phantom), sind die Aufnahmen nicht alle exakt übereinander auflagerbar. Man muss daher die einzelnen Bilder auf einem Referenzbild „bewegen“ bzw. „verschieben“, das nennt man „registrieren“. Dadurch überlappen sich die Bilder aufeinander und das Phantom befindet sich, so weit wie möglich, in allen Aufnahmen/Bildern in derselben Stellung. Die Registrierung wurde mittels 3D Slicer-Software unter Anwendung eines rigiden Algorithmus durchgeführt (Einstellung: *affine-rigid*). Diese Funktion befindet sich innerhalb des Moduls *Landmark Registration* (De.: Registrierung mittels Referenzpunkten). „Rigide“ bedeutet, dass das Bild dabei nicht verzerrt wird. Es wurde somit die bestmögliche Überlagerung auf dem Referenzbild gefunden, ohne das zu registrierende Bild zu verzerren.

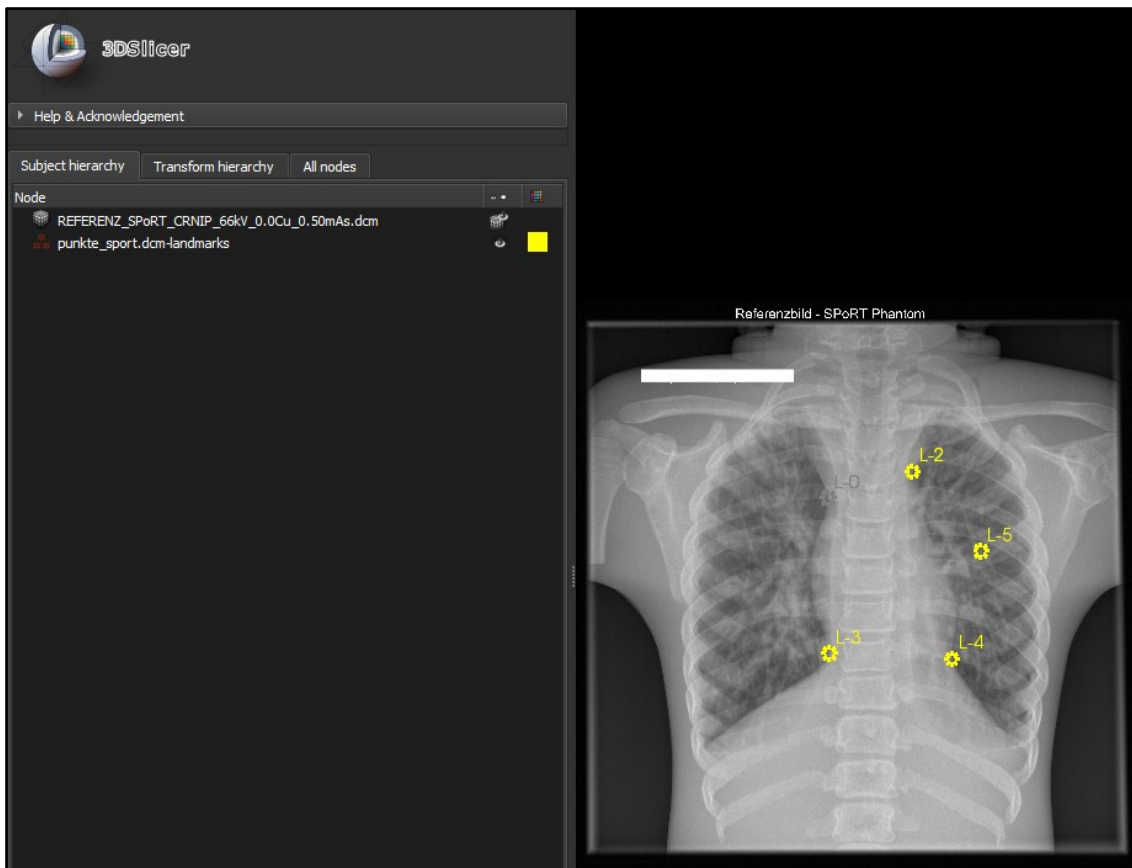
Konkret wurden auf jeweils einem Referenzbild pro Phantomart die Referenzpunkte markiert, wie in Abbildungen Nr. 6a und 6b gezeigt.

Für die Phantome 1A und 1B wurde als Referenz ein Phantom-1A-Bild verwendet, das mittels CR-CsBr-Nadeldetektor bei 57 kVp, 2 mAs und 2.5 mm Al Gesamtfiltration aufgenommen wurde. Die Referenzpunkte waren in diesem Fall elf.

Für das Phantom 2 wurde als Referenz ein Bild verwendet, das mittels CR-CsBr-Nadeldetektor bei 66 kVp, 0.5 mAs und 2.5 mm Al Gesamtfiltration aufgenommen wurde. Hier waren die Referenzpunkte fünf.




**Abbildung Nr. 6a** – Referenzbild mit den elf Referenzpunkten für die Registrierung der Aufnahmen der Neonatal- und Neonatal-mit-Plexiglas-Phantome (d.h. Phantome 1A und 1B). Das für die Registrierung verwendete Programm ist 3D Slicer.



**Abbildung Nr. 6b** – Referenzbild mit den fünf Referenzpunkten für die Registrierung der Aufnahmen des SPoRT™-Phantoms (d.h. Phantom 2). Das für die Registrierung verwendete Programm ist 3D Slicer.

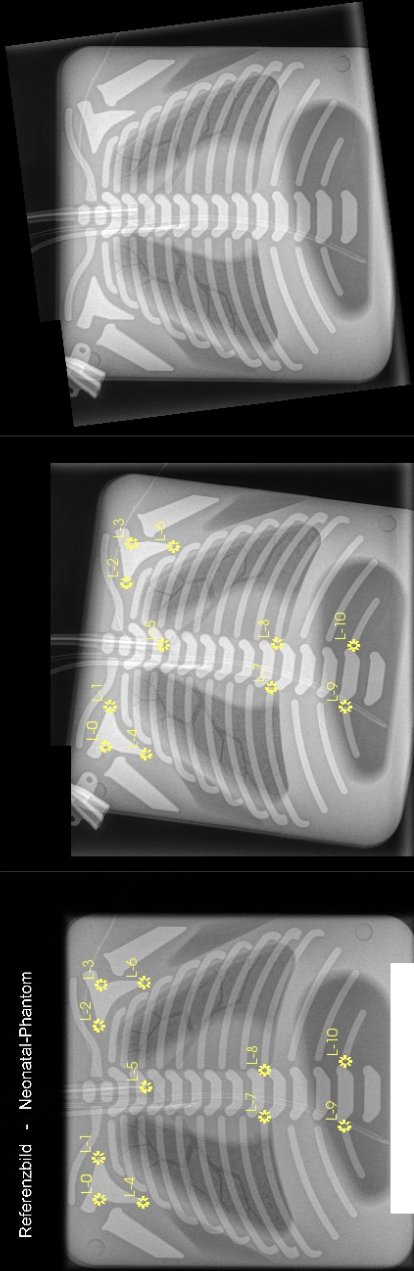
Es wurde dann jeweils das Referenzbild mit Referenzpunkten in 3D Slicer geladen, zusammen mit einem zu registrierenden Bild. Die Referenzpunkte wurden manuell auch bei dem zu registrierenden Bild an die gleichen Stellen wie beim Referenzbild markiert. Danach erfolgte die rigide Registrierung, mit den bereits erklärten Einstellungen. Da die DR-Bilder kleiner als die CR-Bilder sind (aufgrund der größeren Pixelbreite von DR, nämlich  $148\mu\text{m}$ ; im Gegensatz zu CR mit  $100\mu\text{m}$ ), mussten die DR-Bilder nach der rigiden Registrierung vergrößert werden (En.: *up-scaling*). Dies erfolgte mittels linearer Interpolation auch durch 3D Slicer, und zwar direkt beim Export des Bildes um den Faktor 1.48x.

Somit waren jeweils pro Phantom alle Bilder aufeinander überlappend (registriert) und die Phantome waren unabhängig der Modalität (CR oder DR) mit derselben Größe abgebildet. Dies ermöglichte die Verwendung der Bilder für die Extrapolation von Pixel-Rohdaten.



- ▶ Help & Acknowledgement
- ▶ Parameters
- ▶ Local Refinement
- ▼ Registration
  - Registration Type
    - Affine Registration
    - ThinPlate Registration
  - ▼ Linear Registration
    - Registration Mode
      - Rigid
      - Similarity
      - Affine

Referenzbild - Neonatal-Phantom



Select Volumes To Register

**Abbildung Nr. 7** – Beispiel des Verlaufs einer rigiden Registrierung mittels 3D Slicer. Hier ist das Neonatal-Phantom mit den Referenzpunkten dargestellt (s. Abbildung Nr. 6a). Links ist das Referenzbild des Neonatalphantoms mit den Referenzpunkten (En.: landmarks) zu sehen. In der Mitte ist ein zu registrierendes Bild mit den manuell markierten Referenzpunkten, die auf den gleichen Stellen wie beim Referenzbild liegen. Rechts steht das Ergebnis nach der rigiden Registrierung.

## 2.7 Visual Grading Analysis

Es existieren unterschiedliche Methoden, um die Qualität von Bildern in der Radiologie auszuwerten. Die Visual Grading Analysis (VGA), wie im Jahre 2007 eingeführt (Båth and Månsson, 2007), und bereits in einer ähnlichen Studie angewendet (Smet et al., 2018), ermöglicht die Auswertung der Bildqualität durch Radiologen bzw. radiologische Rater. Dafür werden unterschiedliche Qualitätsmerkmale festgelegt und die Bilder werden anhand dieser Qualitätsmerkmale (En.: *Visual Grading Characteristics* - VGC) bewertet. Die Bewertung erfolgte mittels einer Likert-Skala. In unserer Studie wurde die Skala aus einer veröffentlichten fünfwertigen Likert-Skala adaptiert (Ludewig et al., 2010).

1 bzw. „A“ war der „schlechteste“ Wert und 5 bzw. „E“ war der „beste“ Wert, s. Tabelle Nr. 5. Diese Likert-Skala wurde für alle Phantome angewendet. Es versteht sich von selbst, dass die Bilder, die den Ratern präsentiert werden, randomisiert sein müssen und deren Aufnahmeeigenschaften unbekannt bleiben müssen; dies war der Fall auch in unserer Studie (s. Abschnitte 2.6 und 2.8). In unserem Kontext erfolgte die Bewertung der Röntgen-Thoraxaufnahmen mit Inklusion aller europäischen Kriterien (European Commission, 1996), soweit diese bei den Phantomen vorhanden sind. Ebenfalls sind auch die anwendbaren Kriterien der letzten Bundeärztekammerleitlinie inkludiert (Bundeärztekammer, 2023). In der Tabelle Nr. 6 sind die VGC dieser Studie für die Auswertung des Neonatalphantoms aufgelistet (also Phantom 1a und Phantom 1b, s. Abschnitte 2.3 und 2.4), während in der Tabelle Nr. 7 die VGC für die Auswertung des SPoRT™-Phantoms aufgelistet sind (d.h. Phantom 2, s. Abschnitte 2.3 und 2.5). In Abbildung Nr. 8 sind die VGC des Neonatal-Phantoms auf einem Musterbild

zur Veranschaulichung gezeichnet, während Abbildung Nr. 9 die VGC des SPoRT™-Phantoms darstellt.

A bzw. 1) unzureichend
B bzw. 2) eingeschränkt
C bzw. 3) ausreichend
D bzw. 4) gut
E bzw. 5) optimal

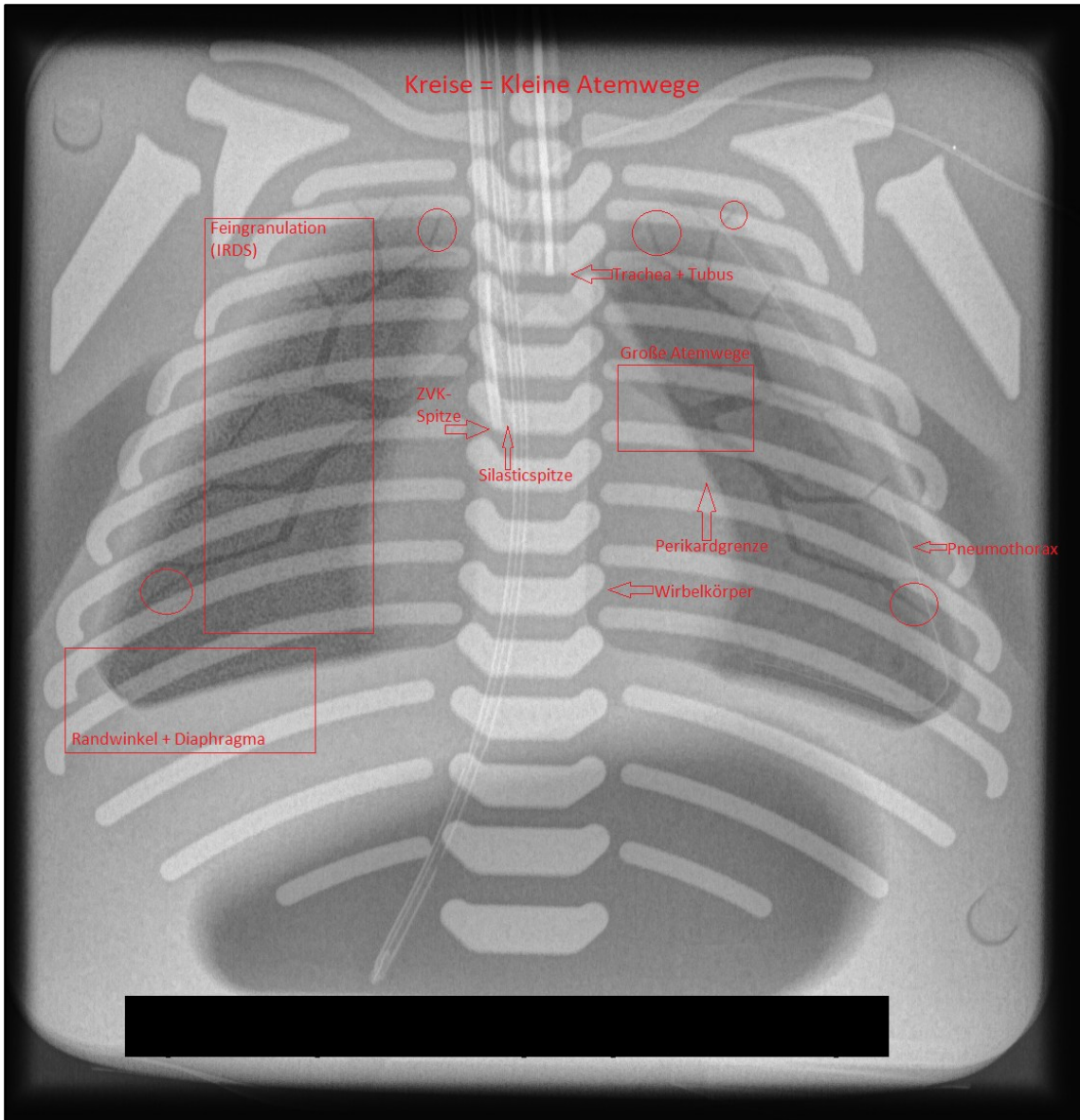
**Tabelle Nr. 5** – Likert-Skala, die im Rahmen der Visual Grading Analysis angewendet wurde, um die Visual Grading Characteristics bei jedem Bild zu bewerten. Tabelle ähnlich wie Tabelle 2 aus der Veröffentlichung dieser Dissertation (Rama et al., 2025).

1) Trachea
2) Große Atemwege
3) Kleine Atemwege
4) Pneumothorax (linke Lunge)
5) Brustwirbelkörper
6) Übergang Perikard-Lunge
7) Diaphragma
8) Randwinkel
9) Feingranulation/IRDS (rechte Lunge)
10) Spitze des Endotrachealtubus
11) Spitze des Silastic-ZVK
12) Spitze des ZVK
13) Allgemeine Bildqualität

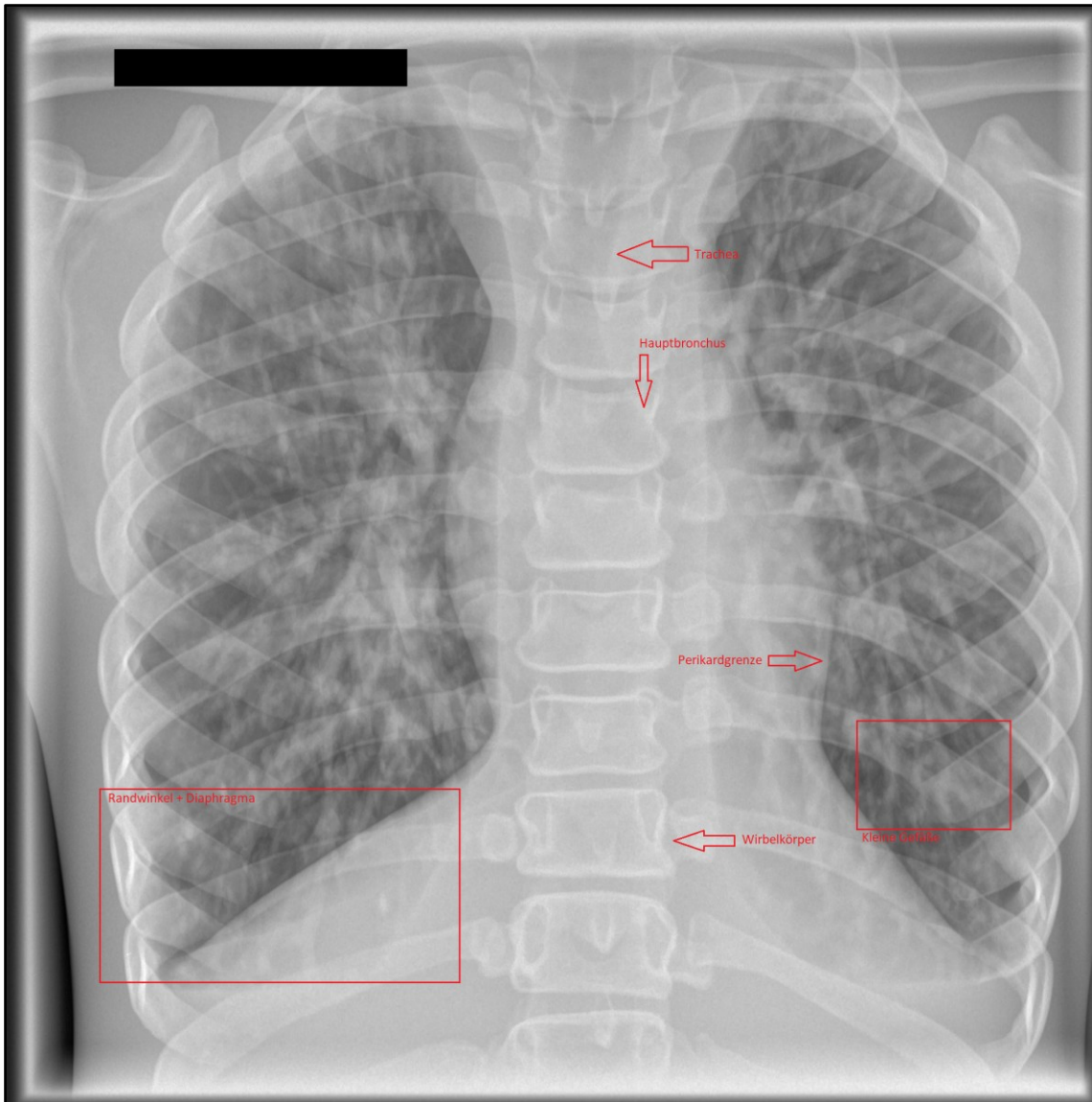
**Tabelle Nr. 6** – Visual Grading Characteristics für das Neonatal-Phantom, sowohl mit als auch ohne Plexiglas (d.h. Phantome 1a und 1b, s. Abschnitte 2.3 und 2.4), inklusive aller vorhandenen europäischen Kriterien bei pädiatrischen Röntgen-Thoraxaufnahmen gemäß (European Commission, 1996). Tabelle ähnlich wie Tabelle 2 aus der Veröffentlichung dieser Dissertation (Rama et al., 2025).

1) Trachea
2) Hauptbronchien
3) Brustwirbelkörper
4) Übergang Perikard-Grenze
5) Diaphragma
6) Randwinkel
7) Kleine Lungengefäße
8) Allgemeine Bildqualität

**Tabelle Nr. 7** – *Visual Grading Characteristics für das SPoRT™-Phantom (d.h. Phantom 2, s. Abschnitte 2.3 und 2.5), inklusive der vorhandenen europäischen Kriterien bei pädiatrischen Röntgen-Thoraxaufnahmen gemäß (European Commission, 1996).*



**Abbildung Nr. 8** – Anhand eines Musterbildes sind die Visual Grading Characteristics des Neonatal-Phantoms gezeigt, vgl. mit Tabelle Nr. 6.



**Abbildung Nr. 9** – Anhand eines Musterbildes sind die Visual Grading Characteristics des SPoRT™-Phantoms gezeigt, vgl. mit Tabelle Nr. 7.

Anhand der jeweiligen Bewertungen, die einer Ordinalskala gehören, kann ein Score gebildet werden, der sog. Visual Grading Analysis Score (VGAS). Dieser wird in der Literatur oft als Mittelwert der einzelnen Bewertungen eines Bildes berechnet (zum Beispiel: Smet et al., 2018). Dies ist jedoch, auch laut der originellen Publikation zur VGA (Båth and Månsson, 2007), etwas fragwürdig, da die Bewertungen nicht einer Intervallskala gehören. Es ist somit idealer, den VGAS als Median der einzelnen Bewertungen der Kriterien (VGC) zu berechnen. Für jedes Bild wurde mit allen VGC-Bewertungen der VGAS<sub>ALL</sub>-Wert (weiter auch

nur „VGAS“ genannt) als Median berechnet, um eine Gesamtbewertung für jedes Bild zu haben.

Was ähnlich wie beim Beispiel der belgischen Arbeitsgruppe (Smet et al., 2018) ausgewertet wurde, ist die ordinale logistische Regressionsanalyse mit dem VGAS als Basis für die Berechnung. Jedoch eben in diesem Fall wurde der VGAS als Medianwert der VGC berechnet (anstatt eines Mittelwertes). Dazu wurde auch der VGAS<sub>LUNGS</sub> (aus Pneumothorax der linken Lunge, IRDS der rechten Lunge und Abbildungsqualität der kleinen, peripheren Atemwege), ebenfalls als Medianwert berechnet, um die Bildqualität der Lunge etwas genauer auswerten zu können. Die Bilder wurden von drei ärztlichen Kollegen der Radiologie am Universitätsklinikum Tübingen bewertet (sog. *Rater*, De.: *Bewerter*), die zum Zeitpunkt der Auswertung über folgende Qualifikationen verfügten:

- Rater Nr. 1: Arzt in Facharztweiterbildung für Radiologie in kinderradiologischer Rotation
- Rater Nr. 2: Leitender Oberarzt der Pädiatrischen Radiologie
- Rater Nr. 3: Facharzt für Radiologie in Schwerpunktausbildung für Pädiatrische Radiologie

Um die Leserlichkeit in den folgenden Abschnitten zu erleichtern, werden die ärztlichen Kollegen, die als Rater fungierten ggf. auch lediglich „Radiologen“ genannt.

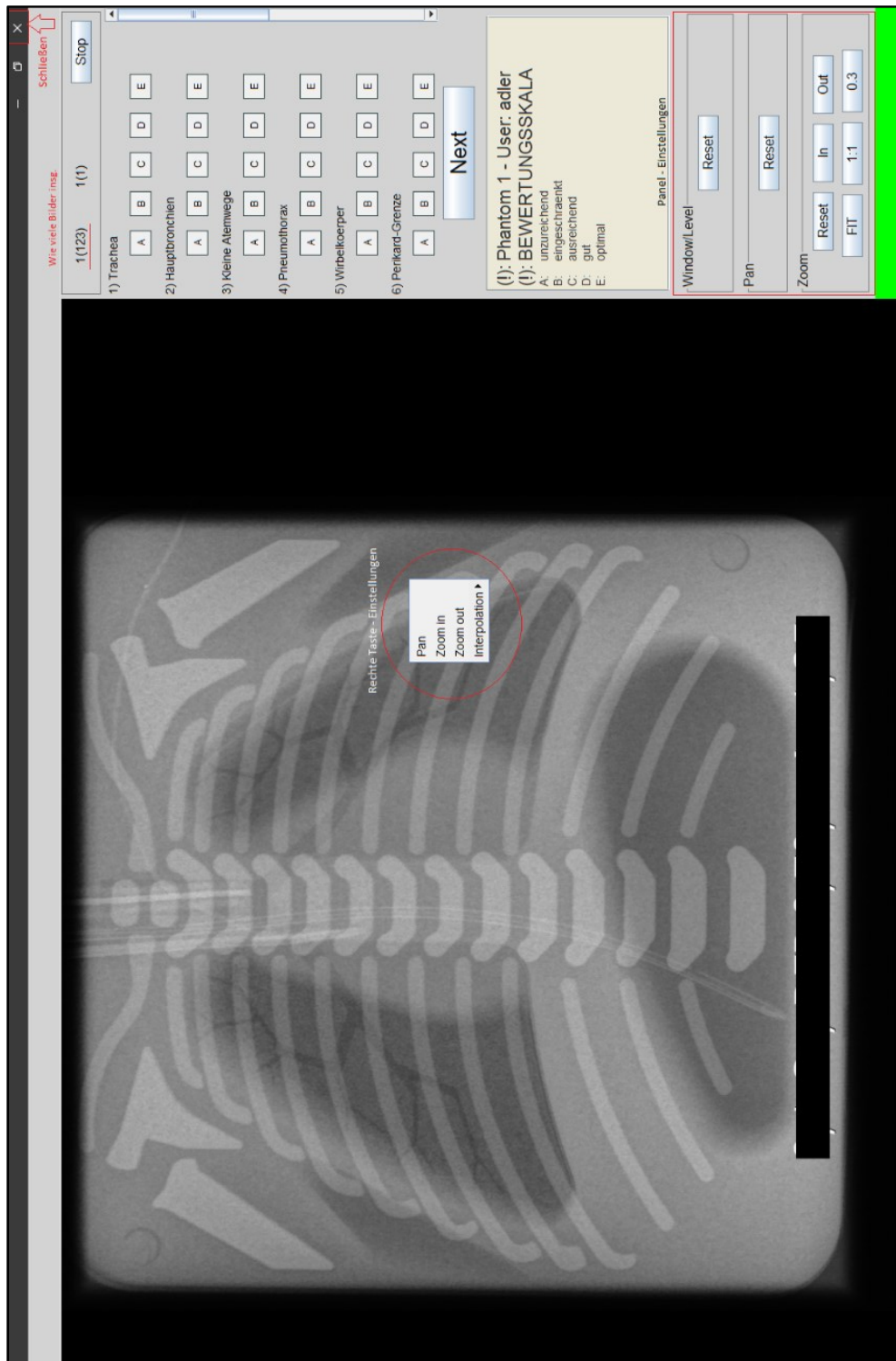
## **2.8 Monitor und ViewDEX-Software für die Ratings**

Für die Auswertung der Bilder durch die radiologischen Rater wurde ein Eizo RadiForce RX350 Monitor (Eizo Corporation, Hakusan, Japan) verwendet, der sich in der Abteilung für Kinderradiologie am Standort Berg (CRONA-Kliniken) des Universitätsklinikums Tübingen befindet. Die Auflösung des Monitors beträgt drei Megapixel. Die Bilder wurden mittels ViewDEX-Software Version 2.54 (Hakansson et al., 2010; Svalkvist et al., 2016) den Ratern randomisiert

präsentiert und die Bewertung der Bilder erfolgte mit derselben Software (Abbildung Nr. 10).

Bei der Auswertung war für die Radiologen ein Referenzbild auf einem anderen Monitor nebenan verfügbar (ebenfalls ein Eizo RadiForce RX350 Monitor), worauf die Orte der VGC genau markiert waren. S. Abbildungen Nr. 8 und Nr. 9 im Abschnitt 2.7.

Das Referenzbild für das Neonatal-Phantom war ein CR-Bild mit den Aufnahmeparametern: 66 kVp, 2 mAs, 2.5 mm Al Gesamtfiltrung. Es handelte sich somit um ein Bild, das „a priori“ mit einer zu erwartenden bestmöglichen Auflösung bzw. Bildqualität als Referenz dienen konnte. Im Falle des SPoRT™-Phantoms war diente als Referenzbild ein CR-Bild mit den Aufnahmeparametern 70 kVp, 2 mAs bei einer Gesamtfiltrung von 2.5 mm Al.



**Abbildung Nr. 10** – Die VIEWDex-Software in der Konfiguration dieser Studie. In diesem Beispiel mit einer Neonatal-Phantom-Aufnahme. Rechts ist die Spalte mit den jeweils abgefragten VGC und den Kästchen für die Bewertung des jeweiligen Kriteriums (gemäß der Likert-Skala). Mit einem Click auf das Bild mit der rechten Mouse-Taste ist es möglich, das Bild zu zoomen und zu bewegen, sowie es zu fenstern. Erst nach der Bewertung aller Kriterien präsentiert die Software das nächste Bild.

Die ViewDEX-Software, die kostenlos aus der Webseite des Sahlgrenska Universitetssjukhuset, Göteborg, Schweden (De.: Sahlgrenska Universitätskrankenhaus) heruntergeladen werden kann, wird zusammen mit der Universität Göteborg entwickelt und sie wird in radiologischen Studien mit visueller Bewertung angewendet (Hakansson et al., 2010; Svalkvist et al., 2016). Diese ermöglicht die Personalisierung der Fragen, sowie der Skala, die man für die Bewertung nutzen will.

Es wurde pro Rater ein Ordner angelegt und somit konnte jeder Rater, je nach zeitlicher Kapazität für diese Studie, „seine“ Bilder auswerten, ohne mit den Bewertungen der anderen Rater zu interferieren. Durch diese Handlungsweise hat jeder Rater die Bilder in unterschiedlicher Reihenfolge zur Sicht bekommen. Die ViewDEX-Software speichert für jedes Bild, das bewertet wird, welchen Rater die Bewertung durchgeführt hat, alle Bewertungen der VGC sowie den Zeitpunkt bzw. die Zeitdauer der Bewertung.

Aus diesen Rohdaten der Bewertungen war es möglich, nach Übertragung in Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Seattle, Washington, USA) alle Bewertungen aller Bilder pro Rater in eine umfangreiche Tabelle zu übertragen.

## **2.9 Statistische Auswertung und Qualitätskriterien**

Von den insg. 112 Aufnahmen des Phantoms 1A (und auch des Phantoms 1B), wurden für die visuelle Auswertung 10% der Bilder dupliziert (konkret wurde aus der alphabetischen Reihenfolge der Bilder jedes zehnte Bild dupliziert). Dies wurde gemacht, um die Berechnung und Auswertung der Intrarater-Reliabilität zu ermöglichen.

Für die Bestimmung der Interrater-Reliabilität wurde der jeweilige VGAS pro Bild verwendet (112 originale Aufnahmen + 11 duplizierte Aufnahmen = insgesamt 123 Bilder). Sowohl die Intrarater- als auch die Interrater-Reliabilität wurden mittels Intraclass Correlation Coefficients (ICC) berechnet.

Für die Berechnung der ICCs, mittels IBM SPSS, wurden folgende Einstellungen benutzt:

- Reliabilitätsanalyse-Modell: alpha
- Modell: zweifach, gemischt

Da die Rater immer dieselben waren, also nicht „zufällig“.

- Typ: Absolute Übereinstimmung

Dies wurde so gewählt, um eine „stärkere“ statistische Basis für die spätere Verwendung der Ergebnisse zu haben, obwohl es auch gerechtfertigt gewesen wäre, die Einstellung „Konsistenz“ anzuwenden, da jeder Rater zum Teil idiosynkratisch bewertet. Das heißt, trotz festgelegten gemeinsamen Bewertungskriterien, die Bewertung „gut“ für einen Rater muss nicht unbedingt derselben Bewertung „gut“ eines anderen Raters entsprechen. Nichtsdestotrotz wurde eben die „strengere“ Möglichkeit der Auswertung gewählt.

- Konfidenzintervall: 95%
- Testwert: 0

Dabei wurde bei den Ergebnissen der Wert aus der Zeile der „Average Measures“ verwendet, da für die Berechnung der ICCs der VGAS verwendet wurde (Median aller 13 VGC). Die ICC-Werte können dann wie folgt interpretiert werden (Koo and Li, 2016):

- Werte kleiner als 0.50: schwache Reliabilität;
- Werte zwischen 0.50 und 0.75: moderate Reliabilität;
- Werte zwischen 0.75 und 0.90: gute Reliabilität;
- Werte größer als 0.90: sehr gute Reliabilität.

## 2.10 Dosisberechnungen

Für die Berechnung der Dosiswerte wurden veröffentlichte Konversionstabellen verwendet, mit denen es möglich ist, aus dem Dosisflächenprodukt (DAP, En: *Dose Area Product*), die unterschiedlichen Organdosiswerte und auch globalere

Dosiswerte zu berechnen (wie z.B. die Effektive Dosis –  $E$  (Abkürzung gemäß Seite 23 von (ICRP, 2007))). Es wurden die veröffentlichten Tabellen aus dem Buch *Imaging Practice and Radiation Protection in Pediatric Radiology: Conventional Radiography* benutzt (Seidenbusch et al., 2019).

In dieser Studie war von den Röntgenaufnahmen lediglich der DAP-Wert als Parameter für die Strahlenbelastung vorhanden; von den 112 Aufnahmen des Phantoms 1A fehlte diese Angabe bei insg. acht Aufnahmen. Bei einigen Aufnahmen fehlte der DAP-Wert bei den Aufnahmen von einem der zwei Detektoren, es wurde somit der DAP-Wert der Röntgenaufnahme, die mit denselben Aufnahmeparametern mit dem anderen Detektor durchgeführt wurde, stellvertretend verwendet.

Wenn man einen DAP-Wert hat, kann man z.B. die Lunge-Organdosis so berechnen:

Beispiel mit einem DAP-Wert von  $0.23 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$

- $0.23 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2 = \mathbf{2.3 \text{ mGy}\cdot\text{cm}^2}$
- **Fläche des Neonatal-Phantoms:**  $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm} = \mathbf{100 \text{ cm}^2}$
- $\mathbf{2.3 \text{ mGy}\cdot\text{cm}^2 [\text{DAP}] / 100 \text{ cm}^2 [\text{FLÄCHE}] = 0.023 \text{ mGy} [\text{EINFALLDOSIS}]}$

(wie man den „gewünschten“ DAP-Wert für die korrespondierende Dosisumrechnung wählt/ermittelt, wird im Abschnitt 3.6 gezeigt und erklärt, da dies auf den Ergebnissen der VGA, insb. dem  $\text{VGAS}_{\text{LUNGS}}$ , basiert ist).

Gemäß Seite 153 des soeben erwähnten Buches (Seidenbusch et al., 2019) ist bei einer Gesamtfilterung von  $3.5 \text{ mm Al} + 0.1 \text{ mm Cu}$  und bei einer Spannung von  $60 \text{ kVp}$  der **Konversionsfaktor für die Lungendosis  $0.74 \text{ mSv/mGy}$** , somit:

- **Lungendosis** =  $0.74 \text{ mSv/mGy} \times 0.023 \text{ mGy} = \mathbf{0.017 \text{ mSv}}$

Mit diesen Tabellen ist es möglich, zusätzlich zu den Organdosiswerten auch die Effektive Dosis  $E$  gemäß ICRP-103 Standard (*International Commission on*

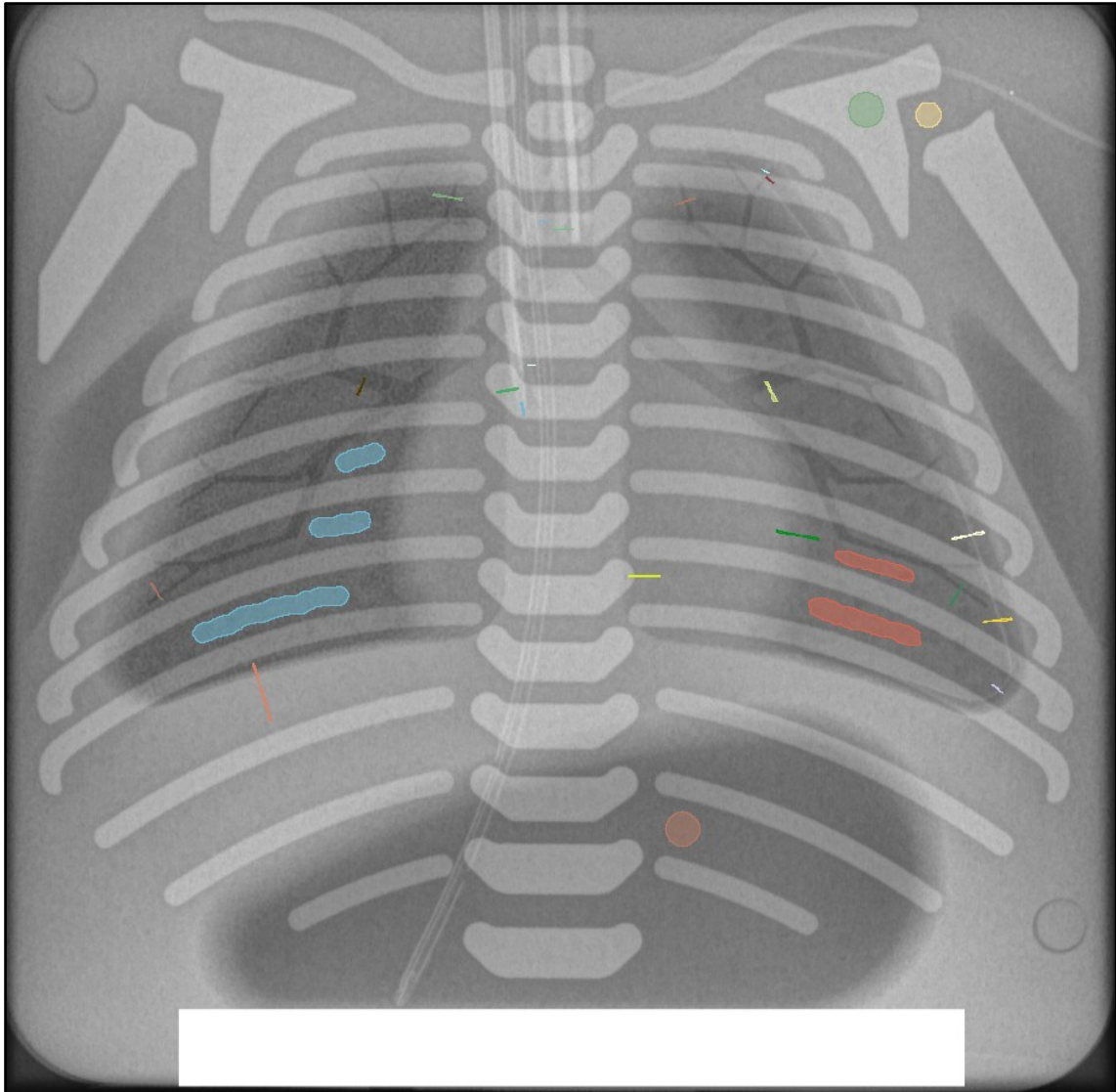
*Radiological Protection*) und die *Whole Body Dose* (De.: Ganzkörperdosis) zu berechnen.

## **2.11 Segmentierung und Extraktion von objektiven Rohdaten**

Um objektive Rohdaten aus den Aufnahmen zu „extrahieren“, wurde eine manuelle Segmentierung, basiert auf einem Musterbild, durchgeführt.

Die Segmente sind Figuren, z.B. Kreise, Rechtecke, die eine Region kennzeichnen, aus der man Rohdaten gewinnen möchte. Ein Kreis, im Sinne einer ROI (En.: *Region of Interest*), eignet sich dazu, den durchschnittlichen Pixel-Intensitätswert sowie deren Standardabweichung zu bestimmen, um danach SNR und CNR berechnen zu können. Dies ist insbesondere hilfreich, um einen objektiven Parameter zur Signal- oder Kontrast-Qualität einer Struktur zu bestimmen (z.B. Knochen).

Ein rechteckiges Segment eignet sich dazu, um eine längs verlaufende Linie in dessen Mitte zu bestimmen. Entlang dieser Linie kann man nun die Intensitätswerte jedes einzelnen Pixels ermitteln. Somit wird die Generierung einer Profilkurve aus den Pixel-Intensitätswerten entlang einer Linie möglich. Solch eine Art von Segment wurde in diesem Fall an Grenz-Regionen benutzt, z.B. beim Übergang vom Perikard zur Lunge, um das Profil der Pixel-Intensitätswerte entlang des Gefälles von einer dichten/hypotransparenten Region (Perikard) zu einer eher transparenten Region (Lunge) analysieren zu können.



**Abbildung Nr. 11** – Die Segmente, die auf das Referenzbild des Neonatalphantoms gezeichnet wurden (vgl. Abbildung Nr. 6a). Diese repräsentieren, soweit möglich, die VGC (vgl. Abbildung Nr. 8). Die Liste der Segmente sind in der Tabelle Nr. 8 aufgelistet. Abbildung wie Fig. 2 in (Rama et al., 2025) veröffentlicht.

Die Segmente wurden mittels 3D Slicer auf das Musterbild gezeichnet (s. Abbildung Nr. 11) und dann, da die Bilder bereits registriert waren, wurden die Segmente auf alle anderen Neonatal-Aufnahmen automatisch übertragen.

1) ROI Knochen	13) Profil Silastic-ZVK
2) ROI Weichteil	14) Profil Endotrachealtubus
3) ROI Magenblase (Hintergrund)	15) Profil Trachea
4) ROI rechte Lunge IRDS	16) Profil Perikard-Lunge Übergang
5) ROI linke Lunge gesund	17) Profil großer Bronchus links
6) Profil Diaphragma bzw. Randwinkel	18) Profil großer Bronchus rechts
7) Profil BWK	19) Profil kleinster Atemweg li. Nr. 1
8) Profil Pneumothorax Nr. 1	20) Profil kleinster Atemweg li. Nr. 2
9) Profil Pneumothorax Nr. 2	21) Profil kleiner Atemweg oben li.
10) Profil Pneumothorax Nr. 3	22) Profil kleiner Atemweg unten li.
11) Profil ZVK vertikal	23) Profil kleiner Atemweg oben re.
12) Profil ZVK horizontal	24) Profil kleiner Atemweg unten re.

**Tabelle Nr. 8** – Die Liste der Segmente, die für das Neonatal-Phantom (Phantom 1A und 1B) gezeichnet wurden und auf alle registrierten Bilder übertragen wurden, s. Abbildung Nr. 11 (und vgl. mit Abbildung Nr. 6a für die entsprechenden VGC).

Dies wurde mittels eines MatLab-Algorithmus (MATLAB-Software, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) von der Arbeitsgruppe von Prof. Dr. Sergios Gatidis durchgeführt (Department für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum Tübingen). Ebenfalls wurden im selben Schritt aus jedem Segment die durchschnittlichen Pixelwerte, deren Standardabweichung, sowie die Pixelwerte der länglich entlang der Mitte verlaufenden Linie extrahiert. Die Daten wurden dann so verwendet, dass bei kreisförmigen ROIs nur die „sinnvollen“ Daten, d.h. der durchschnittliche Pixelwert und die Standardabweichung verwendet wurden und wiederum bei den Profil-Segmenten (den Rechtecken) nur die Pixelwerte entlang der bereits beschriebenen Linie verwendet wurden. All diese Rohdaten jedes Segmentes wurden in eine gemeinsame Excel-Datei übertragen.

Es konnte aus den ROIs das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) in folgender Weise berechnet werden:

$$SNR = \frac{\text{Mittelwert der Pixelintensitätswerte}}{\text{Standardabweichung der Pixelintensitätswerte}}$$

Ebenfalls wurde das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) berechnet:

$$CNR = \frac{(\text{Pixelmittelwert ROI1}) - (\text{Pixelmittelwert ROI2})}{\text{Standardabweichung der Pixel einer neutralen Stelle}}$$

Als neutrale Stelle wurde die ROI der Magenblase verwendet, da diese die einzige Region auf allen Bildern ist, die möglichst uniform und „rauschlos“ ist, da sie leer ist.

Die Pixelwerte der Profile, d.h. die Intensitätswerte entlang einer Linie am Übergang zwischen zwei Strukturen, wurden mittels linearer Regression evaluiert und daraus wurde die Steigung der Gleichung der linearen Regression mittels Microsoft Excel (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA) berechnet. Die Steigung dieser Profilkurven wurde als Stellvertreterparameter für die Schärfe zwischen zwei benachbarten Strukturen verwendet, s. Abschnitt 1.6 für die Erklärung (Jian Sun et al., 2011) und Abschnitt 3.7 für die Ergebnisse.

## **2.12 Vergleich der objektiven Rohdaten mit den Ratings der Radiologen**

Diese objektiven Bild-Qualitätsparameter wurden mit dem VGAS<sub>ALL</sub> der radiologischen Rater verglichen, um alle visuellen Bewertungen einzuschließen. Es wurde der VGAS als sog. *ground truth* (De.: Grundwahrheit bzw. Referenzwahrheit) verwendet, da es bisher die übliche Methode für die Evaluation der Bildqualität in Studien mit diesem Aufbau ist (Guermazi et al., 2022; Rodriguez-Ruiz et al., 2019). Da der VGAS<sub>ALL</sub> eine ordinale Variable ist, wurde ein nicht-parametrischer statistischer Vergleich mittels Spearmans Korrelationskoeffizient  $\rho$  durchgeführt, der durch JMP Version 16 (SAS Institute,

Inc., Cary, NC, USA) berechnet wurde. Das Signifikanzniveau wurde, wie auch für die anderen statistischen Analysen, auf 0.05 gesetzt.

## **3 Ergebnisse**

### **3.1 CDRAD 2.0 und IQFinv-Werte**

Die erste Auswertung betrifft die Ergebnisse aller Aufnahmen des Kontrast-Detail-Phantoms „CDRAD 2.0“ (jeweils sechs Bilder pro Kombination an Aufnahmeparametern). Es ergaben sich insg. 198 einzelne IQFinv-Werte. Dies ist dadurch bedingt, dass für drei unterschiedliche Aufnahmeparameter bei 70 kVp (nämlich CR-CsBr-Nadeldetektor 70 kVp, 1.25 mAs, 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu; CR-CsBr-Nadeldetektor 70 kVp, 2 mAs, 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu; CR-CsBr-Nadeldetektor 70 kVp, 0.5 mAs, 3.5 mm Al + 0.2 mm Cu) die Ergebnisdateien fehlten. Dies bedeutet, dass 18 IQFinv-Werte (sechs Aufnahmen pro Einstellung) von den insg. 216 theoretischen IQFinv-Einzelwerten (sechs Aufnahmen x 36 Kombinationen aus den Aufnahmeparametern fehlen (s. Tabelle Nr. 2 im Abschnitt 2.2)).

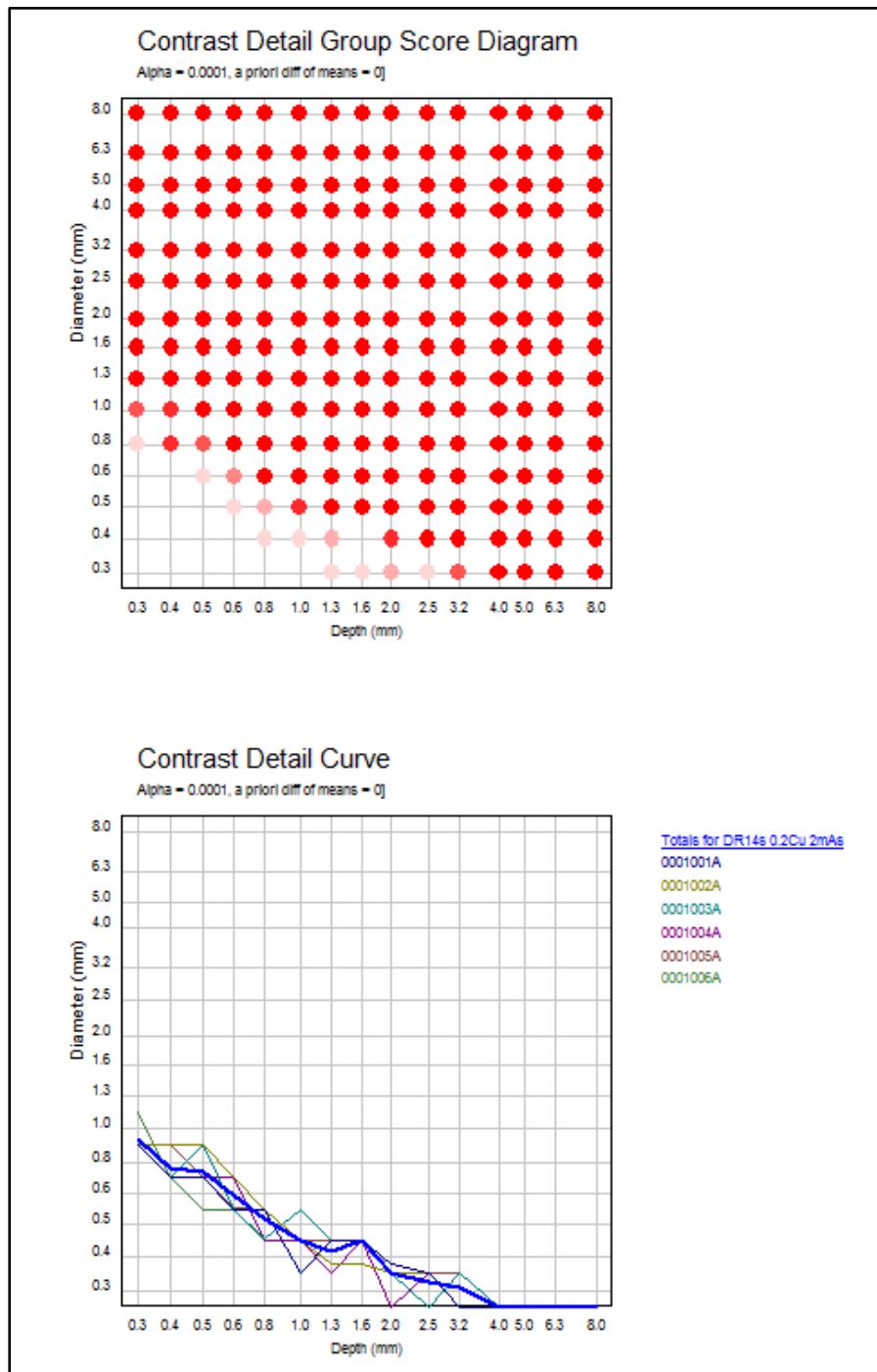
Die IQFinv-Werte wurden automatisch mittels Artinis CDRAD Analyzer Software für jede einzelne der sechs Bilder pro Aufnahmeparameterkombination ermittelt (s. Abbildung Nr. 12a). Die Software berechnete auch einen durchschnittlichen Gruppenwert aus den sechs Aufnahmen. Für die weiteren statistischen Auswertungen und für die graphischen Darstellungen der IQFinv-Werte wurden jedoch die sechs Einzelwerte verwendet.

Artinis CDRAD Analyser Group Report		<a href="#">Artinis Medical Systems b.v.</a>
Project	CDRAD DR14s 70kV	
Report file	F:\DR14s15.htm	
Report date	02/01/22	
Group name	Totals for DR14s 0.2Cu 2mAs	
Project settings		
Setting	Value	
Alpha level of significance	0.0001	
A priori difference of means	0	
Distance source to bucky (cm)	100	
Comments		
Results		
File	IQFInv	Total detected (%)
0001001A	8.46	88.44
0001002A	8.39	87.56
0001003A	8.31	87.56
0001004A	8.62	88.89
0001005A	8.21	87.11
0001006A	8.57	88.89
Group IQF score	8.37	88.07

**Abbildung Nr. 12a** – Beispiel einer Ergebnisdatei der automatisierten „CDRAD 2.0“ Auswertung mittels Artinis CDRAD Analyser Software (Artinis Medical Systems BV, Elst, Niederlande). Hier als Beispiel die Auswertungsergebnisse der mit dem DR-Csl-Nadeldetektor durchgeführten Aufnahmen (bei 70 kVp, 2 mAs und einer Gesamtfiltration von 3.5mm Al + 0.2 mm Cu). Es werden jeweils die sechs berechneten IQFInv-Werte und der durchschnittliche Gruppenwert gezeigt.

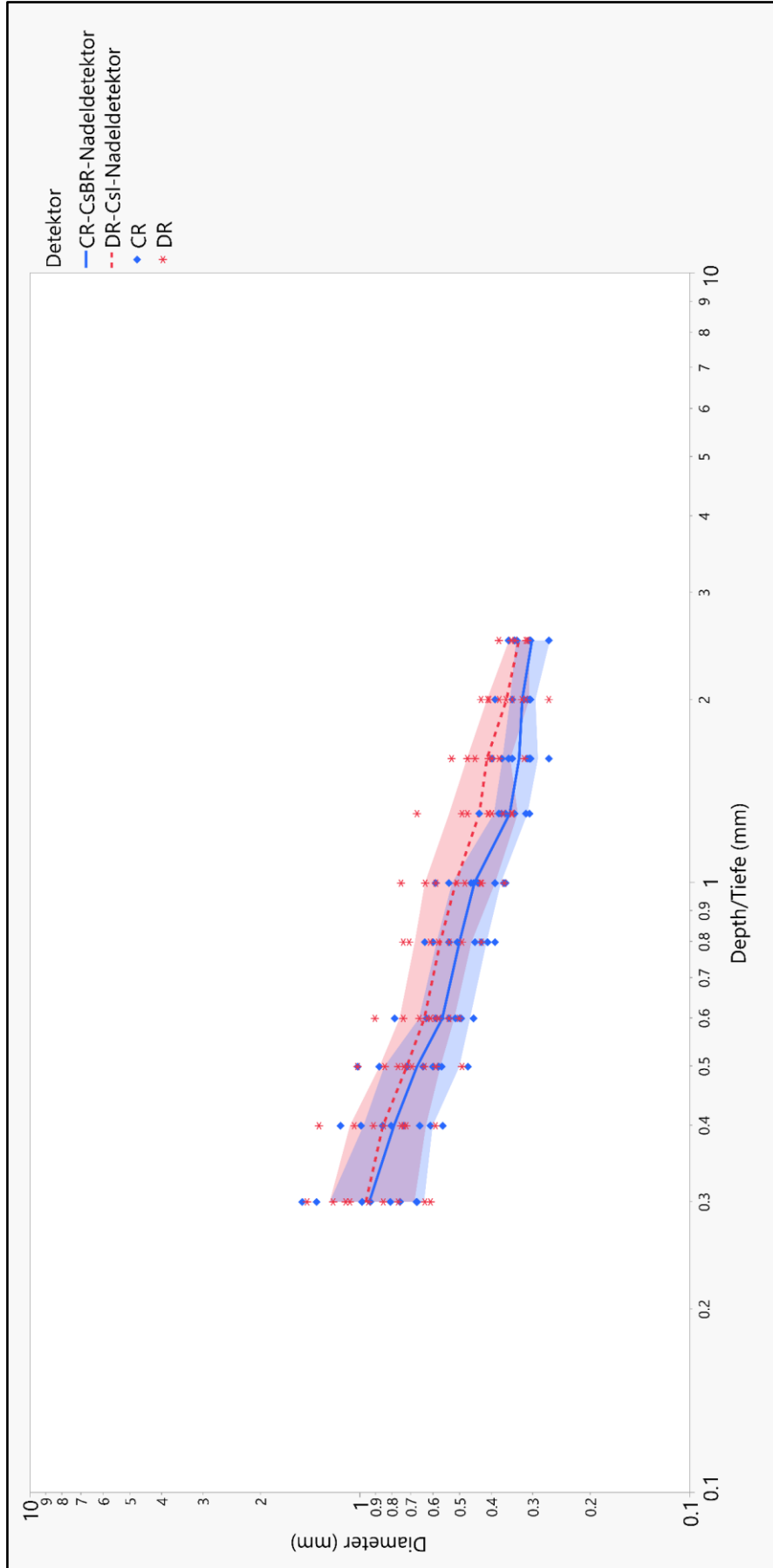
Es sind auch die einzelnen Rohwerte, d.h. die *Depth-Diameter*-Werte vorhanden, insg. sind es 180 Datenpunkte, jedoch nur bei dem Spannungswert 66 kVp. Diese sind die Rohdaten, die jeweils pro Aufnahmeparameter zeigen, welches das kleinste, sichtbare Loch in dem Kontrast-Details-Phantom ist (je besser die Detektorauflösung, desto „kleiner“, d.h. oberflächlich bzw. schmaler werden die sichtbaren Löcher sein). Aus diesen Rohdaten hat dann die automatisierte Auswertungssoftware jeweils die IQFInv-Werte berechnet (wie im Abschnitt 2.2 beschrieben). Es waren aber eben leider für den Spannungswert 70 kVp nur die Ergebnisdaten der *Analyser-Software* vorhanden und nicht mehr die *Depth-Diameter*-Rohdaten.

In Abbildung Nr. 12b wird der zweite Teil derselben Ergebnisdatei von Abbildung Nr. 12a gezeigt. Es wird nämlich von der *Analyzer Software* eine graphische Darstellung der *Depth-Diameter* Rohdaten präsentiert, die für die Berechnung der IQFinv-Werte von der Software verwendet wurden.



**Abbildung Nr. 12b** – Zweiter Teil derselben Ergebnisdatei der Abbildung Nr. 12a. Hier wird auch eine graphische Darstellung der *Depth-Diameter* Rohdaten (De.: Tiefe-Diameter) gezeigt, die die Software für die Berechnung der IQFInv-Werte verwendete. Die separaten Rohwertedateien sind jedoch nur von den Aufnahmen bei 66 kVp vorhanden.

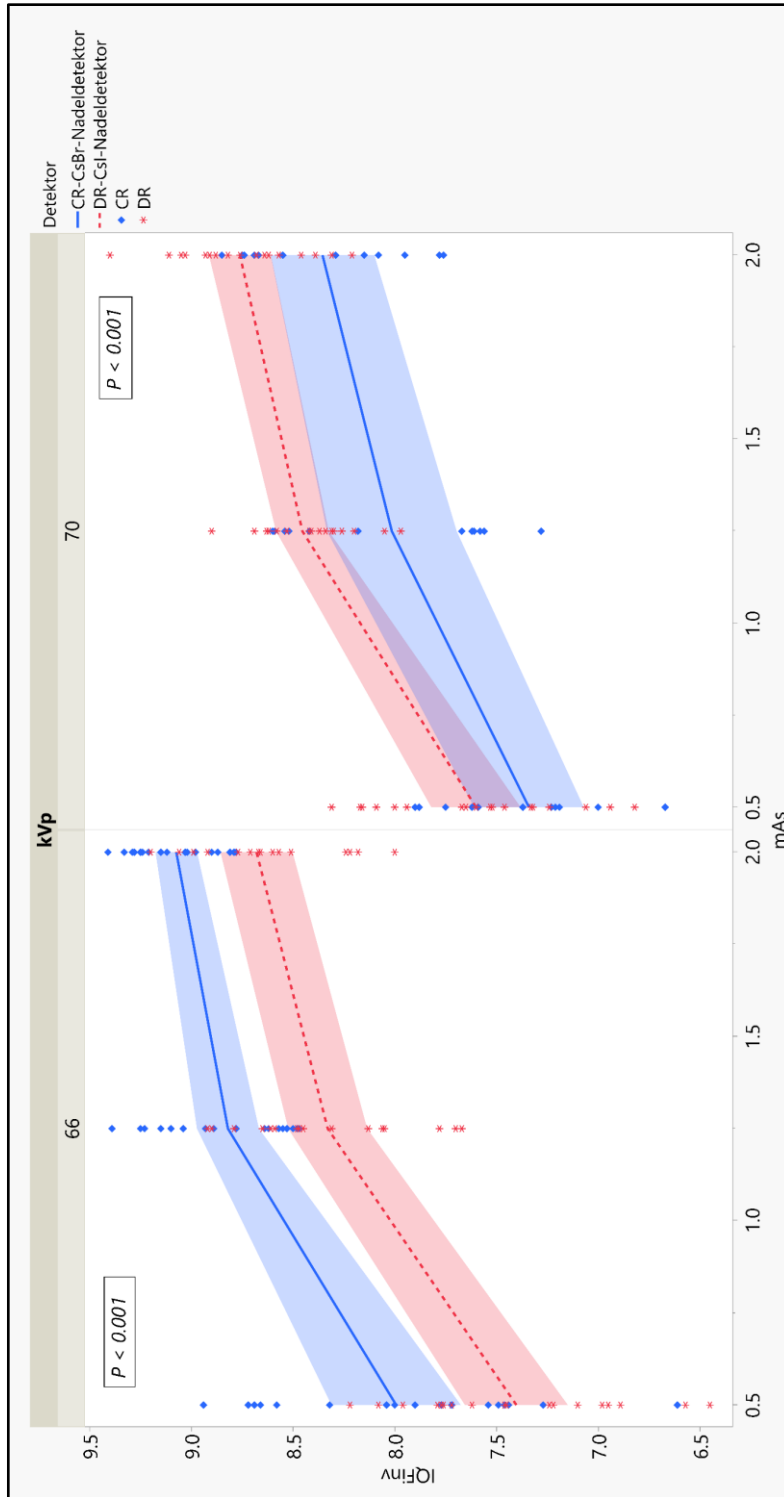
In Abbildung Nr. 13 sind die Mittelwerte aller *Depth-Diameter* Rohdaten bei 66 kVp graphisch dargestellt, man kann bereits einen Unterschied zwischen den zwei Detektoren beobachten. Die konkrete statistische Auswertung erfolgte anhand der IQFInv-Werten (s. folgende Seiten). Dieser Graph wurde mittels SAS JMP erstellt. Im „CDRAD 2.0“ Phantom befinden sich die oberflächlicheren und schmälere Löcher in der unteren, linken Ecke. Der o.g. Graph ist eine Abstraktion des Phantomes und die Kurve aus den *Depth-Diameter* Rohdaten zeigt, welche Löcher bei den Aufnahmen sichtbar waren. Zur Interpretation des Graphen: Die Auflösung des Detektors ist umso höher, je näher sich die Kurve an der unteren, linken Ecke des Graphen befindet.



**Abbildung Nr. 13** – In diesem Graphen sind die Mittelwerte aller Depth-Diameter Rohdaten aus den Aufnahmen des „CDRAD 2.0“ Phantoms bei dem Spannungswert 66 kVp gezeigt. Im „CDRAD 2.0“ Phantom befinden sich die schmälere, oberflächlichere Löcher in der unteren, linken Ecke. Somit ist die Auflösung eines Detektors umso höher, je näher sich dessen Kurve an der unteren, linken Ecke befindet (Band ist 95% Konfidenzintervall). Graphik erstellt mittels SAS JMP.

Aus der Auswertung der IQFInv-Werte ist dies zu erkennen: Wie in Abbildung Nr. 14 dargestellt, sind zwei unterschiedliche Situationen in Abhängigkeit von der Spannung (kVp) zu beobachten:

1. Bei dem Spannungswert 66 kVp hat der CR-CsBr-Nadeldetektor die höchsten absoluten IQFInv-Werte, d.h. die höchste absolute Auflösung ohne Bildprozessierung und diese ist signifikant höher als beim DR-Csl-Nadeldetektor ( $P < 0.001$ ) mit demselben Spannungswert, s. Abbildung Nr. 15a.
2. Bei einer Spannung von 70 kVp zeigt sich eine betonte Spannungsabhängigkeit der Auflösung des CR-Detektors, indem dieser signifikant niedrigere IQFInv-Werte als der DR-Detektor aufweist ( $P < 0.001$ ), s. Abbildung Nr. 15b. Die zwar bei dieser Spannung signifikant höhere IQFInv-Werte des DR-Detektors erreichen insg. keine so hohen absoluten Werte wie der CR-Detektor bei 66 kVp.



**Abbildung Nr. 14** – Graphischer Verlauf der IQFinv-Werte (absoluter Parameter für Bildqualität des „CDRAD 2.0“ Phantoms) abhängig von mAs. Es sind die zwei unterschiedlichen Spannungen separat dargestellt, nämlich 66 kVp und 70 kVp (Band ist 95% Konfidenzintervall). Graphik ähnlich wie Fig. 4 in der Veröffentlichung aus dieser Dissertation (Rama et al., 2025). Graphik erstellt mittels SAS JMP.

ANOVA <sup>a</sup>								
Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.		
1	Regression	43,647	3	14,549	177,820	<,001 <sup>b</sup>		
	Residual	8,509	104	,082				
	Total	52,156	107					
a. Dependent Variable: IQFinv								
b. Predictors: (Constant), mAs, Filter, Detektor								
Coefficients <sup>a</sup>								
Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.	95,0% Confidence Interval for B	
		B	Std. Error	Beta			Lower Bound	Upper Bound
1	(Constant)	8,548	,109		78,458	<,001	8,331	8,764
	Detektor	-,492	,055	-,354	-8,938	<,001	-,601	-,383
	Filter	-4,094	,337	-,481	-12,146	<,001	-4,763	-3,426
	mAs	,786	,045	,693	17,494	<,001	,697	,875
a. Dependent Variable: IQFinv								

**Abbildung Nr. 15a** – Lineare Regressionsanalyse der IQFinv Einzelwerte berechnet mittels IBM SPSS. Es gibt bei beiden Spannungswerten jeweils einen signifikanten Unterschied zwischen den zwei Detektoren ( $P < 0.001$ ), hier ist die lineare Regressionsanalyse bei dem Spannungswert von 66 kVp gezeigt.

ANOVA <sup>a</sup>								
Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.		
1	Regression	30,265	3	10,088	185,465	<,001 <sup>b</sup>		
	Residual	4,678	86	,054				
	Total	34,943	89					
a. Dependent Variable: IQFinv								
b. Predictors: (Constant), mAs, Detektor, Filter								
Coefficients <sup>a</sup>								
Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.	95,0% Confidence Interval for B	
		B	Std. Error	Beta			Lower Bound	Upper Bound
1	(Constant)	6,804	,099		68,795	<,001	6,607	7,000
	Detektor	,431	,050	,339	8,558	<,001	,331	,532
	Filter	-3,759	,291	-,515	-12,934	<,001	-4,337	-3,181
	mAs	,785	,040	,771	19,463	<,001	,705	,865
a. Dependent Variable: IQFinv								

**Abbildung Nr. 15b** – Lineare Regressionsanalyse der IQFinv Einzelwerte berechnet mittels IBM SPSS. Es gibt bei beiden Spannungswerten jeweils einen signifikanten Unterschied zwischen den zwei Detektoren ( $P < 0.001$ ), hier ist die lineare Regressionsanalyse bei dem Spannungswert von 70 kVp gezeigt.

### 3.2 Inter-Rater Reliabilität

Das Inter-Rater Agreement (De.: Verständigung unter den Bewertern) war, bei einem ICC unter den Ratern von 0.80, hoch bzw. „gut“ (95% CI 0.68 – 0.87, s. Abschnitt 2.9). Es wurde, wie im Abschnitt 2.9 beschrieben, der Wert *Average Measures* (De.: gemittelte Messungen) benutzt, da die Berechnung anhand des VGAS erfolgte. Die Berechnung erfolgte mit der Einstellung „absoluter Übereinstimmung“, ebenfalls wie bereits im Abschnitt 2.9 beschrieben. Die Abbildung Nr. 16 zeigt die Ergebnisse dieser Reliabilitätsanalyse, berechnet mittels IBM SPSS.

Intraclass Correlation Coefficient							
	Intraclass Correlation <sup>b</sup>	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0			
		Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	Sig
Single Measures	,575 <sup>a</sup>	,413	,697	6,267	122	244	<,001
Average Measures	,802 <sup>c</sup>	,679	,873	6,267	122	244	<,001

Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.

a. The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.

b. Type A intraclass correlation coefficients using an absolute agreement definition.

c. This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.

**Abbildung Nr. 16** – Die Ergebnisse der Reliabilitätsanalyse (Intraclass Correlation Coefficient) für das Inter-Rater Agreement, berechnet mittels IBM SPSS. Es zeigt sich eine gute Übereinstimmung unter den Ratern bei einem ICC von 0.80 (95% CI 0.68 – 0.87).

### 3.3 Intra-Rater Reliabilität

Das Intra-Rater Agreement, d.h. die Verständigung des einzelnen Raters „mit sich selbst“, war moderat gut bis gut. Die Konfidenzintervalle waren zum Teil „breit“ aufgrund der mäßigen Anzahl an duplizierten Bildern, die ausgewertet wurden. Dieses *Agreement* wurde auch in diesem Falle mittels ICC berechnet (s. Abschnitt 2.9) und es wurde der Ergebniswert *Average Measures* verwendet. Ausgang für die Berechnung waren die VGAS der duplizierten Bilder, die jeder Rater zwei Mal bewertet hat. Somit ist es möglich zu beurteilen, wie „kohärent“ die Bewertungen eines Raters „mit sich selbst“ sind.

Für Rater Nr. 1 (Arzt in Facharztweiterbildung für Radiologie in kinderradiologischer Rotation) war der ICC 0.82 (95% CI 0.35 – 0.95). Dies bedeutet eine gute Reliabilität der Bewertungen.

Intraclass Correlation Coefficient							
	Intraclass Correlation <sup>b</sup>	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0			
		Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	Sig
Single Measures	,687 <sup>a</sup>	,209	,904	5,400	10	10	,007
Average Measures	,815 <sup>c</sup>	,346	,949	5,400	10	10	,007

Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.

a. The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.

b. Type A intraclass correlation coefficients using an absolute agreement definition.

c. This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.

**Abbildung Nr. 17** – Ergebnis der Reliabilitätsanalyse (Intraclass Correlation Coefficient) für das Inter-Rater Agreement von Rater Nr. 1, berechnet mittels IBM SPSS. Es zeigt sich, bei einem ICC von 0.82 (95% CI 0.35 – 0.95), eine gute Reliabilität bzw. „Kohärenz“ der Bewertungen des Arztes in Facharztweiterbildung für Radiologie in kinderradiologischer Rotation.

Für Rater Nr. 2 (Leitender Oberarzt der Pädiatrischen Radiologie) war der ICC 0.63 (95% CI -0.43 – 0.90). Dies bedeutet eine moderate Reliabilität bei den Bewertungen.

Intraclass Correlation Coefficient							
	Intraclass Correlation <sup>b</sup>	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0			
		Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	Sig
Single Measures	,464 <sup>a</sup>	-,175	,823	2,625	10	10	,072
Average Measures	,634 <sup>c</sup>	-,425	,903	2,625	10	10	,072

Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.

a. The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.

b. Type A intraclass correlation coefficients using an absolute agreement definition.

c. This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.

**Abbildung Nr. 18** – Ergebnis der Reliabilitätsanalyse (Intraclass Correlation Coefficient) für das Inter-Rater Agreement von Rater Nr. 2, berechnet mittels IBM SPSS. Es zeigt sich, bei einem ICC von 0.63 (95% CI -0.43 – 0.90), eine moderate Reliabilität bzw. „Kohärenz“ der Bewertungen des Leitenden Oberarztes der Pädiatrischen Radiologie.

Für Rater Nr. 3 (Facharzt für Radiologie in Schwerpunktausbildung für Pädiatrische Radiologie) war der ICC 0.86 (95% CI 0.52 – 0.96). Dies bedeutet eine gute, fast sehr gute, Reliabilität bei den Bewertungen.

Intraclass Correlation Coefficient							
	Intraclass Correlation <sup>b</sup>	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0			
		Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	Sig
Single Measures	,759 <sup>a</sup>	,348	,928	7,300	10	10	,002
Average Measures	,863 <sup>c</sup>	,517	,963	7,300	10	10	,002

Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.

a. The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.

b. Type A intraclass correlation coefficients using an absolute agreement definition.

c. This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.

**Abbildung Nr. 19** – Ergebnis der Reliabilitätsanalyse (Intraclass Correlation Coefficient) für das Inter-Rater Agreement von Rater Nr. 3, berechnet mittels IBM SPSS. Es zeigt sich, bei einem ICC von 0.86 (95% CI 0.52 – 0.96), eine gute, fast sehr gute, Reliabilität bzw. „Kohärenz“ bei den Bewertungen des Facharztes für Radiologie in Schwerpunktausbildung für Pädiatrische Radiologie.

### 3.4 Visual Grading Analysis Score, ordinale logistische Regression

Aus allen 13 Kriterien des Neonatalphantoms ohne Plexiglas (Phantom 1A) wurde, von jedem ausgewerteten Bild, der VGAS als Median berechnet, um eine globale Bewertung der Bildqualität zu haben (wie im Abschnitt 2.7 beschrieben). Bei den insg. 369 Bildern und entsprechenden VGAS, fehlte bei insg. 24 Bildern der DAP-Wert (drei Rater x acht Aufnahmen ohne DAP-Wert, s. Abschnitt 2.10). Es konnten daher der VGAS dieser Bilder für die weitere Analyse nicht berücksichtigt werden. Die Abbildung Nr. 20 zeigt die Ergebnisse der ordinalen logistischen Regressionsanalyse (s. Abschnitt 2.7). Hierfür wurde IBM SPSS verwendet, daraufhin wurde die Odds-Ratio (OR) mittels der Excel-Funktion *exp()* aus der Spalte *estimate* (De.: Schätzung) berechnet. Es wurde das Dosisflächenprodukt (En.: *Dose Area Product*, DAP) als unabhängige Variable verwendet, während die Gesamtfilterung und der Detektor als unabhängige Kofaktoren benutzt wurden. Die Tabelle Nr. 9 zeigt die Gesamtheit der Ergebnisse aus der ordinalen, logistischen Regressionsanalyse. Tabelle ähnlich

wie Tabelle Nr. 3 aus der Veröffentlichung dieser Promotionsarbeit (Rama et al., 2025).

Case Processing Summary			
		N	Marginal Percentage
VGAS_ALL_MEDIAN	2,00	6	1,7%
	3,00	62	18,0%
	4,00	146	42,3%
	5,00	131	38,0%
Filter	,0	165	47,8%
	,1	180	52,2%
Detektor	CR NIP	171	49,6%
	DR 14s	174	50,4%
Valid		345	100,0%
Missing		24	
Total		369	

Model Fitting Information				
Model	-2 Log Likelihood	Chi-Square	df	Sig.
Intercept Only	557,876			
Final	325,894	231,982	3	<,001

Link function: Logit.

Pseudo R-Square	
Cox and Snell	,490
Nagelkerke	,549
McFadden	,303

Link function: Logit.

Parameter Estimates								
		Estimate	Std. Error	Wald	df	Sig.	95% Confidence Interval	
							Lower Bound	Upper Bound
Threshold	[VGAS_ALL_MEDIAN = 2,00]	-1,838	,478	14,776	1	<,001	-2,775	-,901
	[VGAS_ALL_MEDIAN = 3,00]	1,162	,276	17,748	1	<,001	,621	1,702
	[VGAS_ALL_MEDIAN = 4,00]	4,257	,379	125,918	1	<,001	3,513	5,000
Location	DAP	10,926	1,081	102,211	1	<,001	8,808	13,044
	[Filter=,0]	-,211	,273	,596	1	,440	-,746	,324
	[Filter=,1]	0 <sup>a</sup>	.	.	0	.	.	.
	[Detektor=1]	,114	,237	,232	1	,630	-,350	,578
	[Detektor=2]	0 <sup>a</sup>	.	.	0	.	.	.

Link function: Logit.

a. This parameter is set to zero because it is redundant.

**Abbildung Nr. 20** – Ergebnis der ordinalen logistischen Regressionsanalyse aus den VGAS der Neonatal-Bilder, berechnet mittels IBM SPSS. DAP ist die unabhängige Variable, während Filter und Detektor die unabhängigen Kofaktoren sind. (Es fehlten die DAP-Werten bei 24 von den insg. 369 vorhandenen Bildern. Es konnten daher 345 Bilder bzw. VGAS berücksichtigt werden).

Model Fitting Information								
Model	-2 Log Likelihood	Chi-Square	df	Sig.				
Intercept Only	557.876							
Final	325.894	231.982	3	0				
Parameter Estimates	Estimate	Std. Error	Wald	df	p-value	OR	95% Confidence Interval	
							Lower Bound	Upper Bound
[Note = 1]	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
[Note = 2]	-1.84	0.48	14.78	1	<0.001	0.16	-2.78	-0.90
[Note = 3]	1.16	0.28	17.75	1	<0.001	3.20	0.62	1.70
[Note = 4]	4.26	0.38	125.92	1	<0.001	70.60	3.51	5.00
[Note = 5]	0	.	.	0	.	.	.	.
DAP	10.93	1.08	102.21	1	<0.001	55 603.42	8.81	13.04
[Filter = 2.5 mm Al]	-0.21	0.27	0.60	1	0.44	0.81	-0.75	0.32
[Filter = 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu]	0	.	.	0	.	.	.	.
[Detektor = CR-CsBr-Nadeldetektor]	0.11	0.24	0.23	1	0.63	1.12	-0.35	0.58
[Detektor = DR-Csl-Nadeldetektor]	0	.	.	0	.	.	.	.

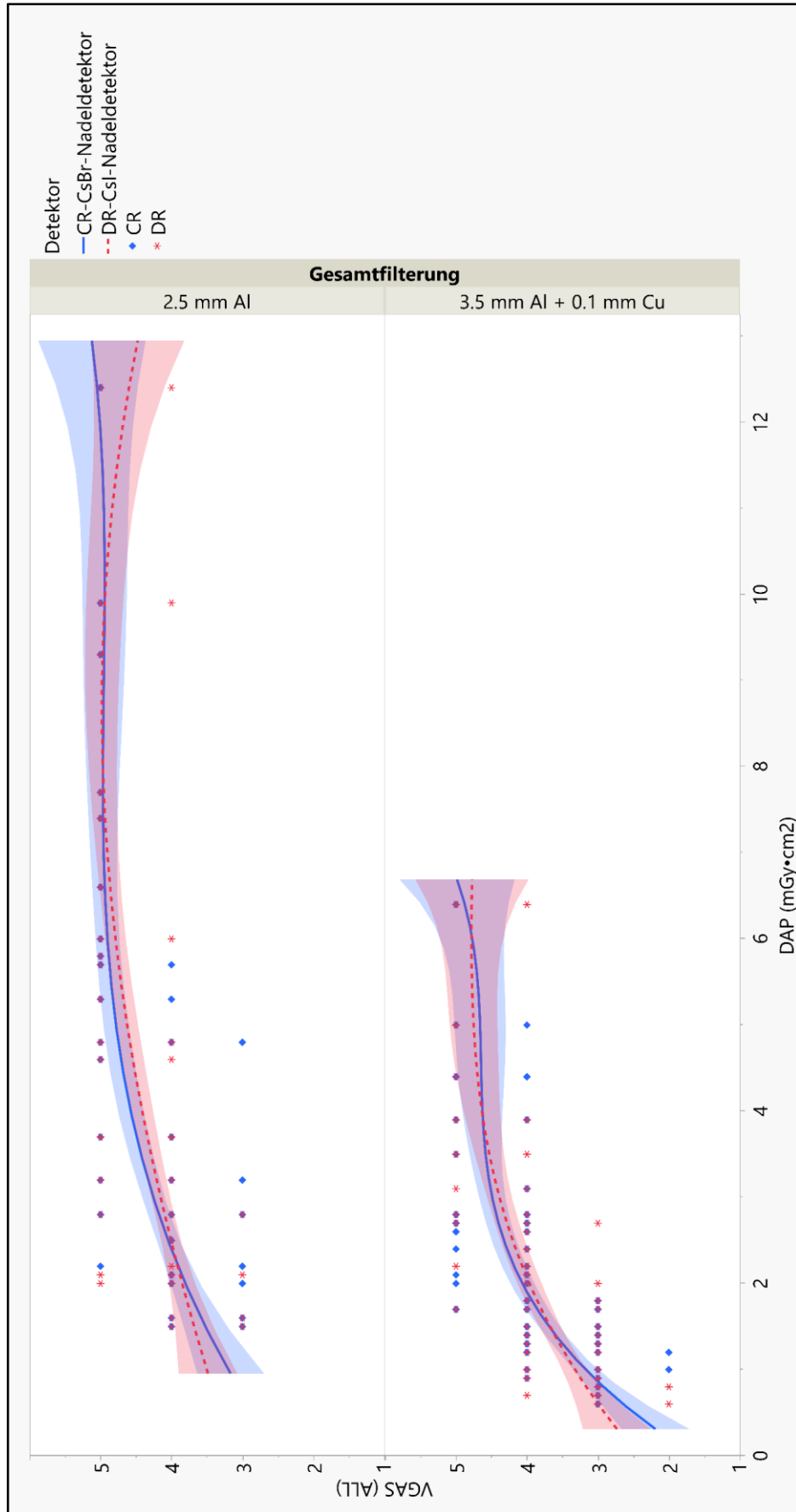
**Tabelle Nr. 9** – Gesamtergebnisse der ordinalen logistischen Regressionsanalyse der VGAS, berechnet mittels IBM SPSS wie in Abbildung Nr. 20 dargestellt. Hier mit zusätzlicher Berechnung der OR mittels Excel und mit übersichtlicherer tabellarischer Darstellung. OR = odds ratio, n/a = not available (De.: nicht verfügbar), DAP = Dose Area Product. Tabelle ähnlich wie Tabelle Nr. 3 aus der Veröffentlichung dieser Promotionsarbeit (Rama et al., 2025).

Aus diesen Ergebnissen ist somit zu erschließen, dass bei gleichem DAP-Niveau, es keinen signifikanten Unterschied in dem Visual Grading Analysis Score zwischen den zwei Detektoren gibt ( $P = 0.63$ ). Es darf nicht vergessen werden, dass im Gegensatz zu den Aufnahmen und Ergebnissen des Kontrast-Detail-Phantoms, diese Ergebnisse auf post-prozessierten Röntgenaufnahmen basieren.

Zusätzlich ergibt sich aus dieser Regressionsanalyse, bei dem gleichen DAP-Niveau, kein signifikanter Unterschied im  $VGAS_{ALL}$  zwischen der standardmäßig verwendeten pädiatrischen Gesamtfiltration von 3.5mm Al + 0.1mm Cu und der Mindestfiltration von 2.5 mm Al ( $P = 0.44$ ).

### **3.5 DAP-Einfluss auf die Bildqualität**

Wie es zu erwarten war, hat das Dosisflächenprodukt (DAP) einen signifikanten Einfluss auf den VGAS (=  $VGAS_{ALL}$ ) mit einer Odds Ratio von 55 603.42 (95% CI 6 687.53 - 462 314.19,  $P < 0.001$ ), wie in der Tabelle Nr. 9 (Abschnitt 3.4) dargestellt. Somit geht eine erhöhte Dosis (bzw. DAP) bei der Bildaufnahme mit einer höheren Bildqualität (bzw. VGAS) einher; dies ist in Abbildung Nr. 21 dargestellt.

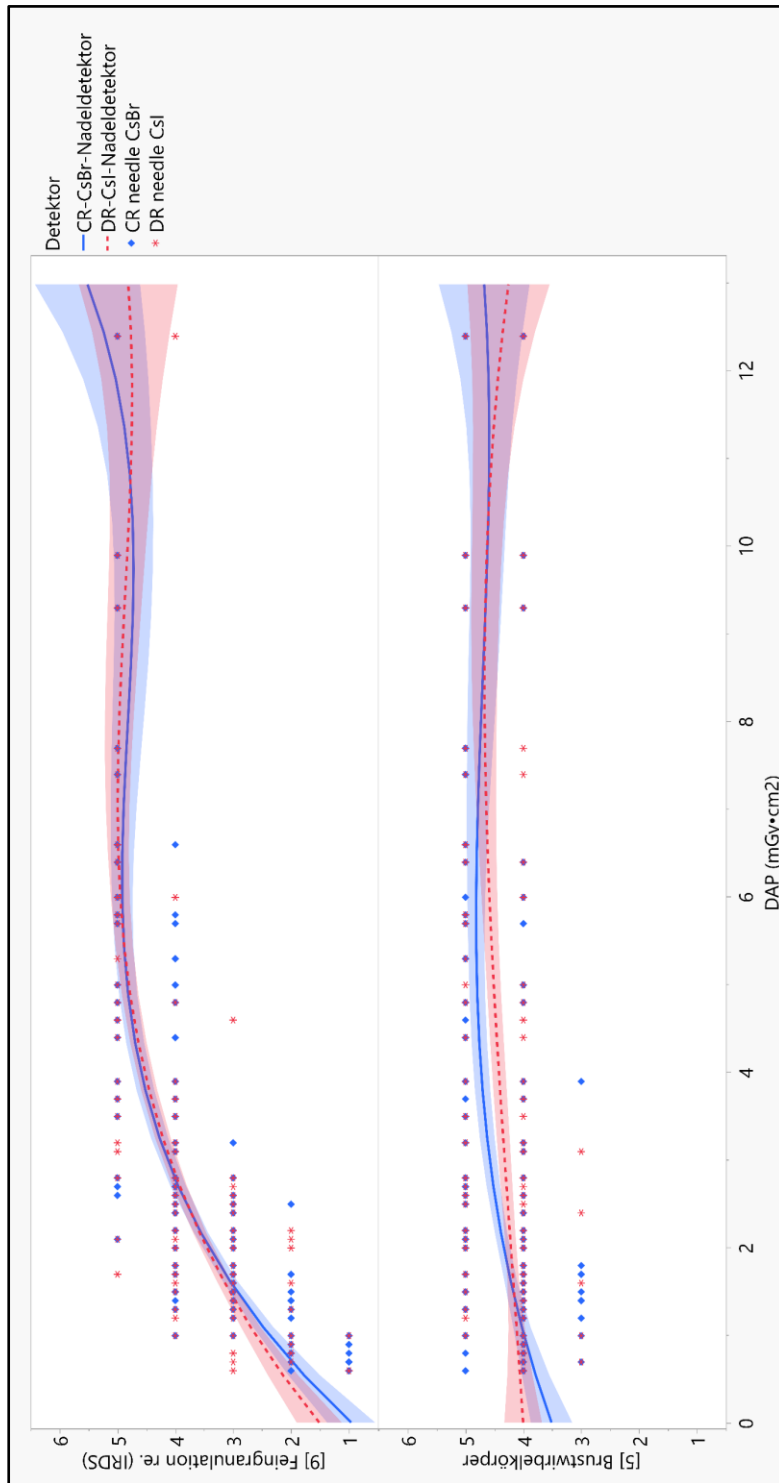


**Abbildung Nr. 21** – VGAS (= VGAS<sub>ALL</sub>) als Median aller 13 Kriterien des Neonatalphantoms (Phantom 1A), wie in den Abschnitten 2.7 und 3.4 beschrieben. Es ist ersichtlich, dass bei steigendem DAP-Wert, eine Erhöhung der Bildqualität (= VGAS) einhergeht. VGAS nach Detektor und Gesamtfilterung aufgetrennt. Band ist 95% Konfidenzintervall. Graphik erstellt mittels SAS JMP.

### **3.6 VGAS<sub>LUNGS</sub> und Parameter für eine gute Aufnahmequalität**

Bereits bei der Registrierung der Bilder, als jedes Bild für die manuelle Registrierung einzeln gesichtet werden musste, sowie später bei der visuellen Auswertung durch die Rater, war es offensichtlich, dass einige der Bewertungsparameter (VGC) bei allen Bildern gut dargestellt waren. Ein Beispiel hierfür sind die Wirbelkörper der Phantome. In Abbildung Nr. 22 wird die Wirbelkörperbenotung (unten) im Vergleich zur Benotung von IRDS (oben) gezeigt. Es ist eindeutig, dass die Wirbelkörperbenotung in Abhängigkeit vom DAP-Wert für die Differenzierung der Bildqualität kaum hilfreich ist.

Es wurde deswegen, wie im Abschnitt 2.7 beschrieben, ein Lungenscore berechnet, der VGAS<sub>LUNGS</sub> (Medianwert aus Pneumothorax der linken Lunge, IRDS der rechten Lunge und Abbildungsqualität der kleinen, peripheren Atemwege), der eine bessere Differenzierung in der Bildqualität erlaubt, da diese Kriterien einen größeren Unterschied in der Bildqualität zwischen geringer und hoher Dosis aufweisen.



**Abbildung Nr. 22** – Vergleich zwischen den Bewertungen vom VGC-Wirbelkörper (unten) und VGC-IRDS (oben) in Abhängigkeit vom DAP. Es ist eindeutig, dass in dieser Studie die Wirbelkörperbenotung wenig repräsentativ für die Bildqualität ist. Der Grund ist, dass die Wirbelkörper bei allen Aufnahmen gut abgebildet sind. Sie sind aber Teil der Qualitätskriterien dieser Studie u.a. aufgrund der europäischen Richtlinien (European Commission, 1996). Band ist 95% Konfidenzintervall. Graphik erstellt mittels SAS JMP.

In Abbildung Nr. 23 ist der  $VGAS_{LUNGS}$  in Beziehung zum Dosisflächenprodukt dargestellt, mit getrennten Kurven je nach Gesamtfilterung und Detektor. Es ist offensichtlich, ähnlich wie bei Abbildung Nr. 21 von Abschnitt 3.5, dass die Bildqualität bei steigender Dosis (bzw. Dosisflächenprodukt) zunächst ziemlich rapide ansteigt, bald aber deren Kurve tendenziell ein Plateau erreicht und eher einen asymptotischen Verlauf annimmt.

Basiert auf den  $VGAS_{LUNGS}$ -Kurven und deren Funktionen, s. Abbildung Nr. 23, die als Polynom 3. Grades mittels SAS JMP dargestellt bzw. berechnet wurden, wurden die korrespondierenden DAP-Werte bei einem Score von 4 (d.h. „gut“) berechnet. Dies bedeutet, dass die Kurvenfunktion bzw. -gleichung nach  $x$  (nämlich DAP) gelöst wurde (mittels Wolfram Alpha (Wolfram Research, Inc., Champaign, IL, USA)).

Diese sind die Gleichungen (es wurden die DAP-Werte in der Einheit  $\mu Gy \cdot cm^2$  verwendet,  $DAP = x$ ):

$$\text{CR 2.5mm Al:} \quad 4 = 2.055 + 10.08x - 11.2x^2 + 4.028x^3$$

$$\text{DR 2.5 mm Al:} \quad 4 = 2.233 + 8.354x - 8.513x^2 + 2.712x^3$$

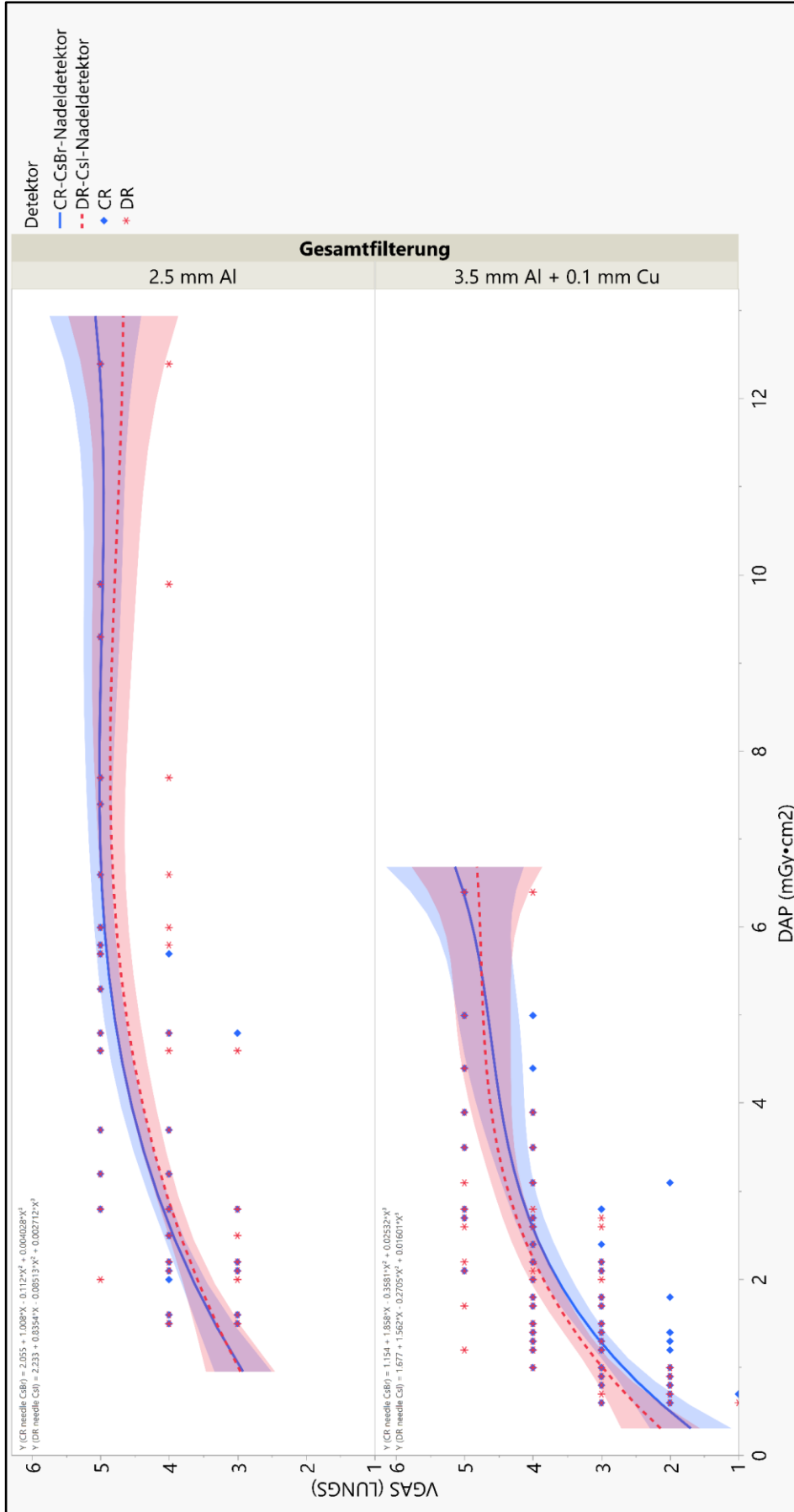
$$\text{CR 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu:} \quad 4 = 1.154 + 18.58x - 35.81x^2 + 25.32x^3$$

$$\text{DR 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu:} \quad 4 = 1.677 + 15.62x - 27.05x^2 + 16.01x^3$$

Nachdem man den für eine gute Bildqualität notwendigen DAP-Wert als Ausgang hatte, und die Kombinationen an kVp & mAs, die zu diesen DAP-Werten führten, ermittelt wurden, war es möglich, die entsprechenden Dosiswerte mittels Konversionstabellen zu berechnen (Seidenbusch et al., 2019). Dies wurde im Abschnitt 2.10 ausführlich erklärt. In der Tabelle Nr. 10 sind die berechneten Dosiswerte (Organdosiswerte, Effektive Dosis und *Whole Body Dose*) pro Detektor und Gesamtfilterung, mitsamt Aufnahmeparametern aufgelistet, die in unserer Studie zum gleichen DAP-Wert geführt haben.

Bei der Minimalfilterung von 2.5 mm Al führen zu einem Score von 4 die DAP-Werte  $2.6 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$  bei dem CR-CsBr-Nadeldetektor und  $2.9 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$  bei dem DR-Csl-Nadeldetektor.

Bei der pädiatrischen Standardfilterung von 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu führen zu einem Score von 4 die DAP-Werte  $2.6 \text{ mGy}\cdot\text{cm}^2$  bei dem CR-CsBr-Nadeldetektor und  $2.2 \text{ mGy}\cdot\text{cm}^2$  bei dem DR-CsI-Nadeldetektor.



**Abbildung Nr. 23** – Graphische Darstellung des  $VGAS_{LUNGS}$  (Medianwert von Pneumothorax der linken Lunge, IRDS der rechten Lunge und Abbildungsqualität der kleinen, peripheren Atemwege) in Abhängigkeit des DAP, aufgetrennt nach Detektor und Gesamtfiltration. Es sind auch jeweils die Funktionen der Kurven gezeigt, diese wurden für die genaue Berechnung des korrespondierenden DAP-Wertes zur gewünschten Bewertung benutzt - in diesem Fall „4“ bzw. „gut“ (Band ist 95% Konfidenzintervall). Graphik erstellt mittels SAS JMP. Ähnlich wie Fig. 5 in (Rama et al., 2025) veröffentlicht.

	<b>Gesamtfilterung: 2.5 mm Al</b>	
	<b>CR-CsBr-Nadel-detektor</b>	<b>DR-CsI-Nadel-detektor</b>
<b>DAP bei Note 4</b> [mGy·cm <sup>2</sup> ]	2.6	2.9
<b>Korrespondierende Röhrenspannung</b> [kVp]	60   66   77	60   66   77
<b>Korrespondierende Stromstärke</b> • <b>Expositionszeit</b> [mAs]	0.80   0.63   0.50	0.80   0.63   0.50
<b>Berechnete Dosiswerte</b>		
<b>Schilddrüse-Dosis</b> [mSv]	0.026   0.028   0.029	0.029   0.031   0.032
<b>Thymus-Dosis</b> [mSv]	0.025   0.026   0.028	0.028   0.029   0.031
<b>Lunge-Dosis</b> [mSv]	0.014   0.016   0.017	0.016   0.017   0.019
<b>Mamma-Dosis</b> [mSv]	0.033   0.034   0.035	0.037   0.038   0.039
<b>Leber-Dosis</b> [mSv]	0.009   0.009   0.010	0.010   0.010   0.012
<b>WBD</b> [mSv]	0.005   0.005   0.006	0.005   0.006   0.006
<b>E-ICRP103</b> [mSv]	0.010   0.011   0.011	0.011   0.011   0.012
	<b>Gesamtfilterung: 3.5mm Al + 0.1 mm Cu</b>	
	<b>CR-CsBr-Nadel-detektor</b>	<b>DR-CsI-Nadel-detektor</b>
<b>DAP bei Note 4</b> [mGy·cm <sup>2</sup> ]	2.6	2.2

<b>Korrespondierende Röhrenspannung [kVp]</b>	60   66	57   77
<b>Korrespondierende Stromstärke • Expositionszeit [mAs]</b>	1.60   1.25	1.60   0.80
<b>Berechnete Dosiswerte</b>		
<b>Schilddrüse-Dosis [mSv]</b>	0.031   0.032	0.026   0.028
<b>Thymus-Dosis [mSv]</b>	0.031   0.032	0.026   0.028
<b>Lunge-Dosis [mSv]</b>	0.019   0.021	0.016   0.018
<b>Mamma-Dosis [mSv]</b>	0.036   0.036	0.030   0.031
<b>Leber-Dosis [mSv]</b>	0.012   0.013	0.010   0.011
<b>WBD [mSv]</b>	0.006   0.007	0.005   0.006
<b>E-ICRP103 [mSv]</b>	0.012   0.012	0.010   0.011

**Tabelle Nr. 10** – Mit dem für eine gute Bildqualität notwendigen DAP-Wert als Ausgangspunkt (berechnet mittels Kurvenfunktion bei Note 4 des VGAS<sub>LUNGS</sub>, vgl. Abbildung Nr. 23, wie in diesem Abschnitt erklärt), sind alle korrespondierenden Aufnahmeparameter aufgelistet, die in unserer Studie zu diesem DAP führten. Durch diese Werte sind mittels Konversionstabellen (s. Abschnitt 2.10), die dazugehörigen Dosiswerte berechnet worden (Organdosiswerte, Effektive Dosis, Whole Body Dose). Zur Erinnerung: VGAS<sub>LUNGS</sub> ist der Medianscore von Pneumothorax der linken Lunge, IRDS der rechten Lunge und Abbildungsqualität der kleinen, peripheren Atemwege. Tabelle ähnlich wie Tabelle Nr. 4 aus der Veröffentlichung dieser Promotionsarbeit (Rama et al., 2025).

Bei dem DR-Detektor (CsI-Nadeltechnologie) mit einer pädiatrischen Standardfilterung von 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu war ungefähr eine Effektive Dosis von 0.01 – 0.011 mSv notwendig, um eine gute Bildqualität einer a.p. Röntgen-

Thoraxaufnahme beim Phantom 1A zu erreichen. Dies entspricht einer Lungendosis von 0.016 - 0.018 mSv, einer Schilddrüsendosis von 0.026 - 0.028 mSv, einer Mamma-Dosis von 0.030 - 0.031 mSv und einer Leberdosis von 0.010 - 0.011 mSv.

Im Gegensatz hierzu, war es bei dem CR-Detektor (CsBr-Nadeltechnologie) eine etwas höhere Effektive Dosis notwendig, um die Bildqualität „gut“ zu erreichen: 0.012 mSv; dies entspricht einer Lungendosis von 0.019 - 0.021 mSv, einer Schilddrüsendosis von 0.031 - 0.032 mSv, einer Mamma-Dosis von 0.036 mSv und einer Leberdosis von 0.012 - 0.013 mSv.

In unserer Studienkonfiguration (s. Tabelle Nr. 3 im Abschnitt 2.3 für die Aufnahmeparameter des Phantoms 1A), war es möglich diese *Range* (De.: Bereich) an DAP-Werten, nämlich von 2.2 mGycm<sup>2</sup> bis zu 2.6 mGycm<sup>2</sup>, mit vier unterschiedlichen Kombinationen von kVp und mAs zu erreichen:

- 57 kVp und 1.60 mAs
- 60 kVp und 1.60 mAs
- 66 kVp und 1.25 mAs
- 77 kVp und 0.80 mAs

Unter diesen Kombinationen hatten die erste und die letzte Kombination, nämlich 57 kVp und 1.60 mAs, sowie 77 kVp und 0.80 mAs das niedrigste DAP mit 2.2 mGycm<sup>2</sup>.

### **3.7 Auswertung der Segmente**

Aus den mittels 3D Slicer gezeichneten Segmenten, wie im Abschnitt 2.11 beschrieben (s. Abbildung Nr. 11), wurden mittels eines MATLAB-Algorithmus der Arbeitsgruppe von Prof. Gatidis der durchschnittliche Pixelintensitätswert, dessen Standardabweichung, sowie die Pixelintensitätswerte entlang der Mittellinie, die durch jedes Segment verläuft, ermittelt. Von den 24 Segmenten, konnten „lediglich“ 17 ausgewertet werden, da bei den übrigen Segmenten der Algorithmus entweder gar keine oder nur teilweise Daten lieferte. Dies war insbesondere bei den sehr kleinen Segmenten der Fall.

Diese sind die sieben Segmente, bei denen eine Auswertung nicht möglich war:

Segment Nr. 6	Profil Diaphragma bzw. Randwinkel
Segment Nr. 9	Profil Pneumothorax Nr. 2
Segment Nr. 10	Profil Pneumothorax Nr. 3
Segment Nr. 11	Profil ZVK vertikal
Segment Nr. 13	Profil Silastic-ZVK
Segment Nr. 15	Profil Trachea
Segment Nr. 24	Profil kleiner Atemweg unten rechts

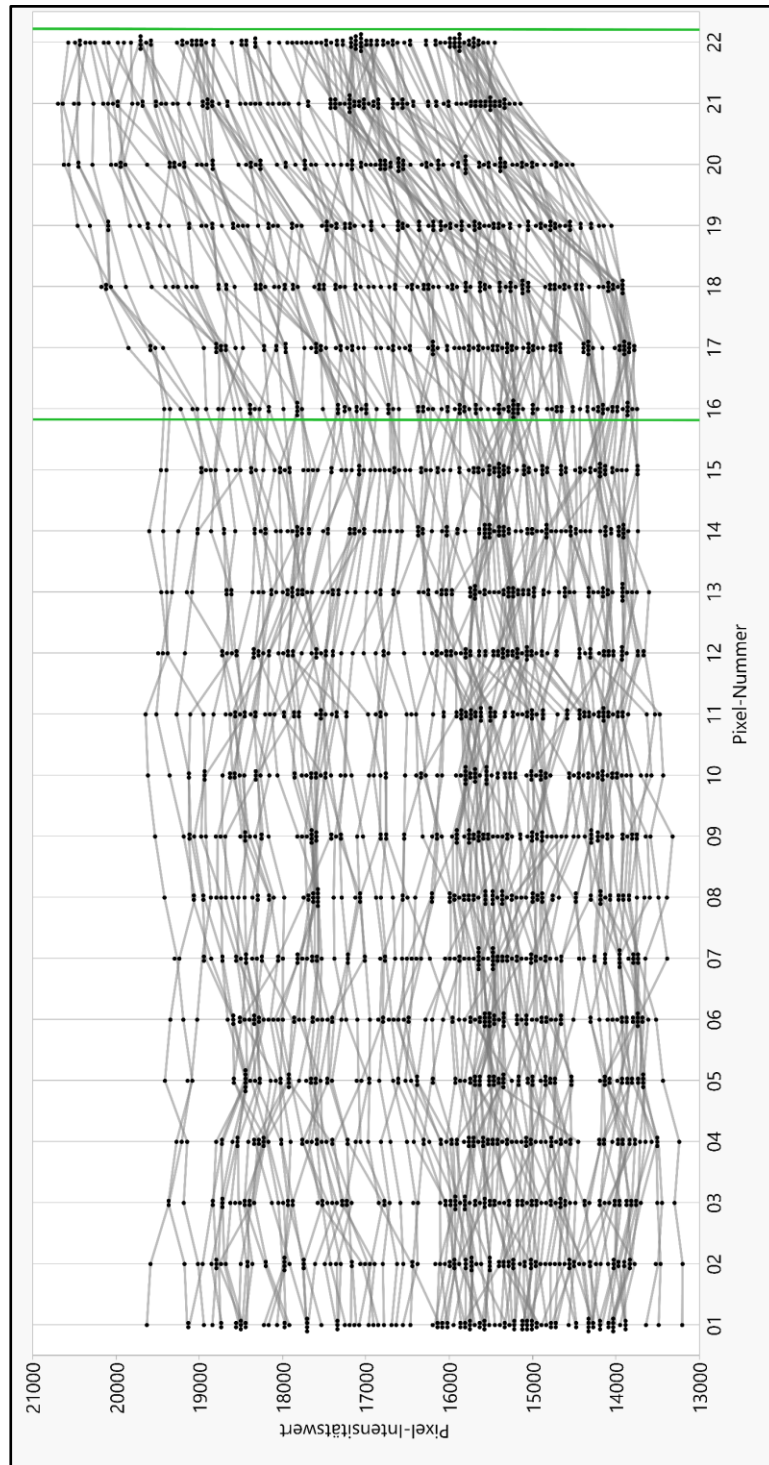
**Table Nr. 11** – Diese sieben Segmente (vgl. Tabelle Nr. 8 und Abbildung Nr. 11 im Abschnitt 2.11) konnten wegen fehlender oder mangelhafter Ergebnisdaten aus dem MATLAB-Algorithmus nicht ausgewertet werden.

Von den Segmenten Nr. 1 bis Nr. 6, nämlich den ROIs, wurden die respektiven SNR und CNR berechnet (wie im Abschnitt 2.11 beschrieben). Die Korrelation von SNR bzw. CNR zu dem VGAS ist im Abschnitt 3.8 erläutert.

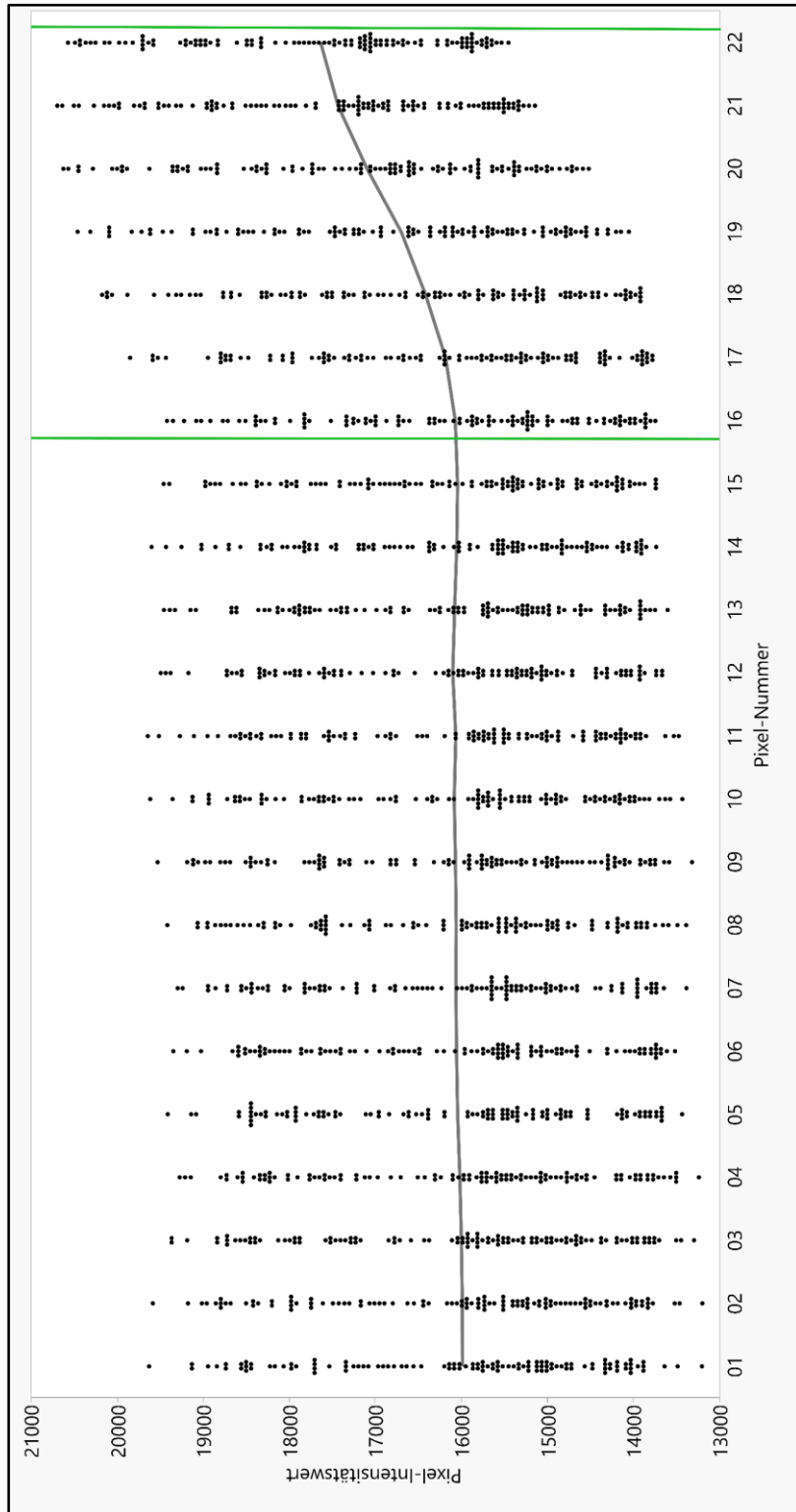
Bei den Profilen der Segmente Nr. 6 bis Nr. 24, abgesehen von den Segmenten ohne Ergebnisse von Tabelle Nr. 11, wurde jeweils die Steigung der Funktion der linearen Regression im Bereich des Überganges von einer Struktur zur benachbarten Struktur berechnet. Als beste Veranschaulichung dieses Prinzips dient das Segment Nr. 12 (Profil des horizontalen Segmentes durch die ZVK-Spitze).

Wie in Abbildung Nr. 24a gezeigt wird, steigt die Intensität der Pixelwerte aller Röntgenaufnahmen entlang der horizontalen Linie beim Übergang von der Vertebra zur ZVK-Spitze (die dichter als die darunterliegende Vertebra ist). Diese Steigung ist von Pixel Nr. 16 bis zum Pixel Nr. 22 gegeben. Dies ist außerdem durch den Mittelwert aller Profile ersichtlich, wie in Abbildung Nr. 24b gezeigt. Auch in diesem Fall ist eine deutliche Steigung der Pixelwerte von Pixel Nr. 16 bis zum Pixel Nr. 22 ersichtlich, und zwar genau an der Stelle, wo der Wechsel von der Vertebra zur ZVK-Spitze stattfindet.

Es wurde daher für dieses Profil von jedem einzelnen Bild die Steigung der linearen Regression berechnet, die von Pixel Nr. 16 bis zum Pixel Nr. 22 verläuft (mittels Excel, wie im Abschnitt 2.11 erklärt). Mit dem gleichen Prinzip wurden auch alle anderen auswertbaren Profile der Phantome 1A und 1B berechnet.

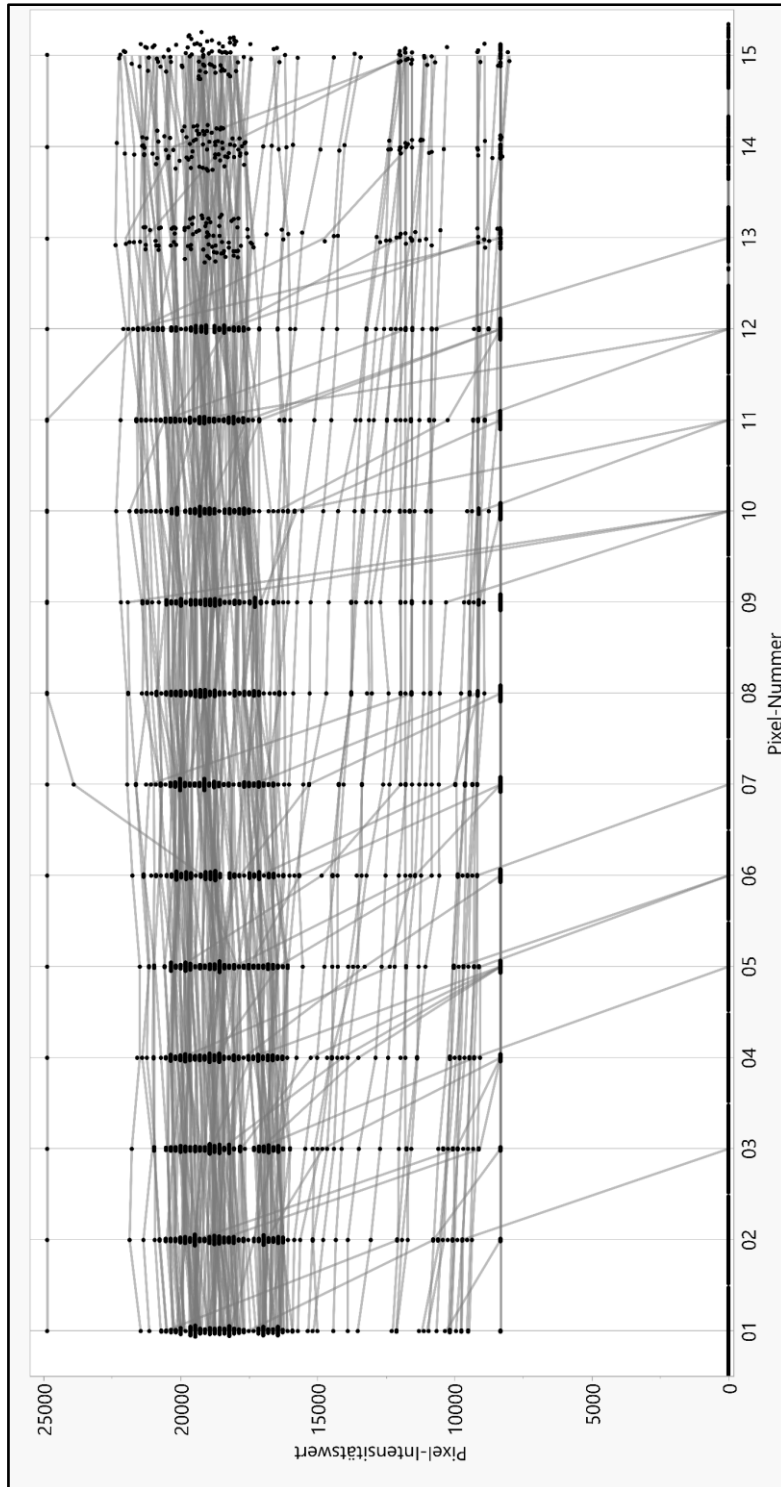


**Abbildung Nr. 24a** – Graphische Darstellung mittels SAS JMP aller Profile von Segment Nr. 12 des Neonatal-Phantoms 1A (Profil „ZVK horizontal“, s. Abbildung Nr. 12). Es ist ersichtlich, dass von Pixel Nr. 16 bis zum Pixel Nr. 22 (nämlich im Bereich des Überganges von der Vertebra zur ZVK-Spitze, die dichter als die darunterliegenden Vertebra ist) die Intensität der Pixelwerte zunimmt. Es wurde für jede Röntgenaufnahme die Steigung der linearen Regression berechnet, die von Pixel Nr. 16 bis zum Pixel Nr. 22 verläuft.



**Abbildung Nr. 24b** – Mittelwert aller Profilkurven, die in Abbildung Nr. 24a gezeigt sind. Hier ist die Steigung in dem Bereich von Pixel Nr. 16 bis zum Pixel Nr. 22 entlang der Profillinie, die von der Vertebra bis zur ZVK-Spitze horizontal verläuft, deutlicher zu sehen. Abbildung ähnliche wie in (Rama et al., 2025) veröffentlicht, Fig. 3. Graphik erstellt mittels SAS JMP.

Ein Beispiel eines Segmentes, das nicht auswertbar war, ist das Segment Nr. 10 (Profil Pneumothorax Nr. 3, das kaudalere von den drei gezeichneten Pneumothorax-Segmenten in der linken Lunge des Neonatal-Phantoms (vgl. Abbildung Nr. 11). Wie Abbildung Nr. 25a zeigt, die alle Profilkurven dieses Segmentes von Pixel Nr. 1 bis zum Pixel Nr. 15 veranschaulicht, sind bei vielen Röntgenaufnahmen nur bei wenigen Pixel Daten vorhanden. Für den Rest der Pixel sind keine Daten vorhanden. Deswegen „sinken“ dann die respektiven Kurven auf einen falschen Pixelintensitätswert ab (z.B. null) und verlaufen bis zum Ende so weiter (Pixel Nr. 15). In Abbildung Nr. 25b sind beispielsweise die Rohdaten desselben Segmentes aus Excel präsentiert, die mittels eines MATLAB-Algorithmus aus den registrierten Röntgenaufnahmen extrahiert wurden. Es war nicht möglich zu verstehen, weshalb bei gewissen Segmenten dies passiert ist.



**Abbildung Nr. 25a** – Graphische Darstellung der Rohdaten des nicht auswertbaren Segments Nr. 10 von Phantom 1A und 1B. Segment Nr. 10 stellt das Profil von Pneumothorax Nr. 3 dar (s. Abbildung Nr. 11, die kaudalste horizontale Linie die quer am Pneumothorax der linken Lunge verläuft). Die Rohdaten wurden mittels eines MATLAB-Algorithmus aus den Röntgenbildern extrapoliert und in eine Excel Tabelle übertragen. Graphik erstellt mittels SAS JMP.

Bei vielen Aufnahmen hat der MATLAB-Algorithmus in diesem Falle ab einem variablen Punkt keine echten Werte mehr extrahiert und einen falschen Wert, z.B. null, eingesetzt.

17916	9456	10173	9739	12108	11183	10651	10214	0	10118	9542	11000	10940	9752	0	0	0
18058	9359	10009	9687	11702	10540	10486	10091	0	9989	9414	10371	10752	9739	0	0	0
18216	9166	10008	9568	11708	10268	10211	9871	0	9886	9317	10286	10575	0	0	0	0
18486	9064	9760	9386	11378	10112	9938	9624	0	9840	9279	10120	10261	0	0	0	0
18527	9052	9686	9281	11058	9927	9632	9491	0	9816	0	10072	10059	0	0	0	0
18748	0	9596	9277	10553	9797	9476	9412	0	0	0	9903	9828	0	0	0	0
18769	0	9604	9199	10568	9612	9301	9175	0	0	0	9926	9625	0	0	0	0
19121	0	9495	9113	10534	9420	9169	8905	0	0	0	9757	9421	0	0	0	0
18791	0	9425	9074	10306	9427	9121	8929	0	0	0	9626	9293	0	0	0	0
18888	0	9356	9056	0	9127	9023	8746	0	0	0	9456	9182	0	0	0	0
18953	0	9320	0	0	8932	8853	8441	0	0	0	9283	9117	0	0	0	0
19022	0	0	0	0	8831	8679	8438	0	0	0	9200	9025	0	0	0	0
19019	0	0	0	0	8731	8432	8333	0	0	0	9134	8913	0	0	0	0
19184	0	0	0	0	8613	8283	8251	0	0	0	9142	8885	0	0	0	0
19077	0	0	0	0	8404	8050	7993	0	0	0	9049	8901	0	0	0	0

**Abbildung Nr. 25b** – Computerbildaufnahme der Excel-Datei der Rohdaten der Pixelintensitätswerte des Segmentes Nr. 10, die mittels eines MATLAB-Algorithmus aus den registrierten Röntgenaufnahmen extrahiert wurden. Es fehlen bei vielen Aufnahmen ab einem variablen Punkt entlang der Segment-Mittellinie die Pixelintensitätswerte, diese wurden vom Algorithmus mit dem falschen Wert null ersetzt.

### 3.8 Spearmans Korrelation der Segmente zum VGAS<sub>ALL</sub>

Es konnten somit „nur“ 17 von den insgesamt 24 Segmenten ausgewertet werden. Die Ergebnisse der Spearmans Korrelation der auswertbaren ROIs bzw. Profilkurven zum VGAS<sub>ALL</sub> sind in Abbildung Nr. 26 gezeigt, diese wurde mittels SAS JMP durchgeführt (s. Abschnitt 2.12).

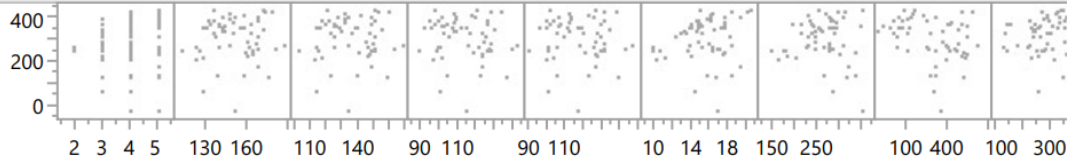
### Multivariat Detektor=CR NIP

#### Nichtparametrisch: Spearmans $\rho$

Variable	mit Variable	Spearman $\rho$	Wahrsch. > $ \rho $	
SNR_Knochen	VGAS_ALL_MEDIAN	0.4312	<.0001*	
SNR_Weichteil	VGAS_ALL_MEDIAN	0.3992	<.0001*	
SNR_irds_reLunge	VGAS_ALL_MEDIAN	0.3764	<.0001*	
SNR_gesunde_liLunge	VGAS_ALL_MEDIAN	0.3655	<.0001*	
CNR_Knochen_Weichteil	VGAS_ALL_MEDIAN	0.6466	<.0001*	
m_7_BWS	VGAS_ALL_MEDIAN	0.3413	<.0001*	
m_8_Pneu1	VGAS_ALL_MEDIAN	0.0817	0.2713	
m_12_ZVK_horiz	VGAS_ALL_MEDIAN	0.2517	0.0006*	
m_14_Tubus	VGAS_ALL_MEDIAN	0.2182	0.0030*	
m_16_Perikard	VGAS_ALL_MEDIAN	0.2648	0.0003*	
m_17_gr_Atem_li	VGAS_ALL_MEDIAN	0.0731	0.3254	
m_18_gr_Atem_re	VGAS_ALL_MEDIAN	0.1032	0.1647	
m_19_mini_Atem_li_1	VGAS_ALL_MEDIAN	0.0752	0.3115	
m_20_mini_Atem_li_2	VGAS_ALL_MEDIAN	0.0315	0.6719	
m_21_kl_Atem_li_oben	VGAS_ALL_MEDIAN	0.1723	0.0197*	
m_22_kl_Atem_li_unten	VGAS_ALL_MEDIAN	0.1434	0.0527	
m_23_kl_Atem_re_oben	VGAS_ALL_MEDIAN	0.2129	0.0038*	

### Multivariat Detektor=DR 14s

#### Streudiagramm-Matrix



#### Nichtparametrisch: Spearmans $\rho$

Variable	mit Variable	Spearman $\rho$	Wahrsch. > $ \rho $	
SNR_Knochen	VGAS_ALL_MEDIAN	0.1354	0.0653	
SNR_Weichteil	VGAS_ALL_MEDIAN	0.0761	0.3016	
SNR_irds_reLunge	VGAS_ALL_MEDIAN	-0.0459	0.5341	
SNR_gesunde_liLunge	VGAS_ALL_MEDIAN	-0.0181	0.8064	
CNR_Knochen_Weichteil	VGAS_ALL_MEDIAN	0.5422	<.0001*	
m_7_BWS	VGAS_ALL_MEDIAN	0.4703	<.0001*	
m_8_Pneu1	VGAS_ALL_MEDIAN	-0.0557	0.4501	
m_12_ZVK_horiz	VGAS_ALL_MEDIAN	0.4184	<.0001*	
m_14_Tubus	VGAS_ALL_MEDIAN	0.3174	<.0001*	
m_16_Perikard	VGAS_ALL_MEDIAN	0.5575	<.0001*	
m_17_gr_Atem_li	VGAS_ALL_MEDIAN	0.0338	0.6467	
m_18_gr_Atem_re	VGAS_ALL_MEDIAN	0.0613	0.4061	
m_19_mini_Atem_li_1	VGAS_ALL_MEDIAN	0.1564	0.0331*	
m_20_mini_Atem_li_2	VGAS_ALL_MEDIAN	0.4557	<.0001*	
m_21_kl_Atem_li_oben	VGAS_ALL_MEDIAN	0.0538	0.4655	
m_22_kl_Atem_li_unten	VGAS_ALL_MEDIAN	-0.0873	0.2361	
m_23_kl_Atem_re_oben	VGAS_ALL_MEDIAN	0.2961	<.0001*	

**Abbildung Nr. 26** – Spearmans Korrelation aller 17 auswertbaren Segmente (d.h. SNR bzw. CNR aus den ROIs und Profilsteigungen aus den Profilkurven der Pixelintensitätswerte entlang der Mittellinien der rechteckigen Segmente) zu den Ergebnissen der visuellen Auswertung, nämlich dem  $VGAS_{ALL}$ . Oben sind die Ergebnisse des CR-CsBr-Nadeldetektors (CR NIP) und unten sind die Ergebnisse des DR-Csl-Nadeldetektors (DR 14s) dargestellt. Berechnet mittels SAS JMP.

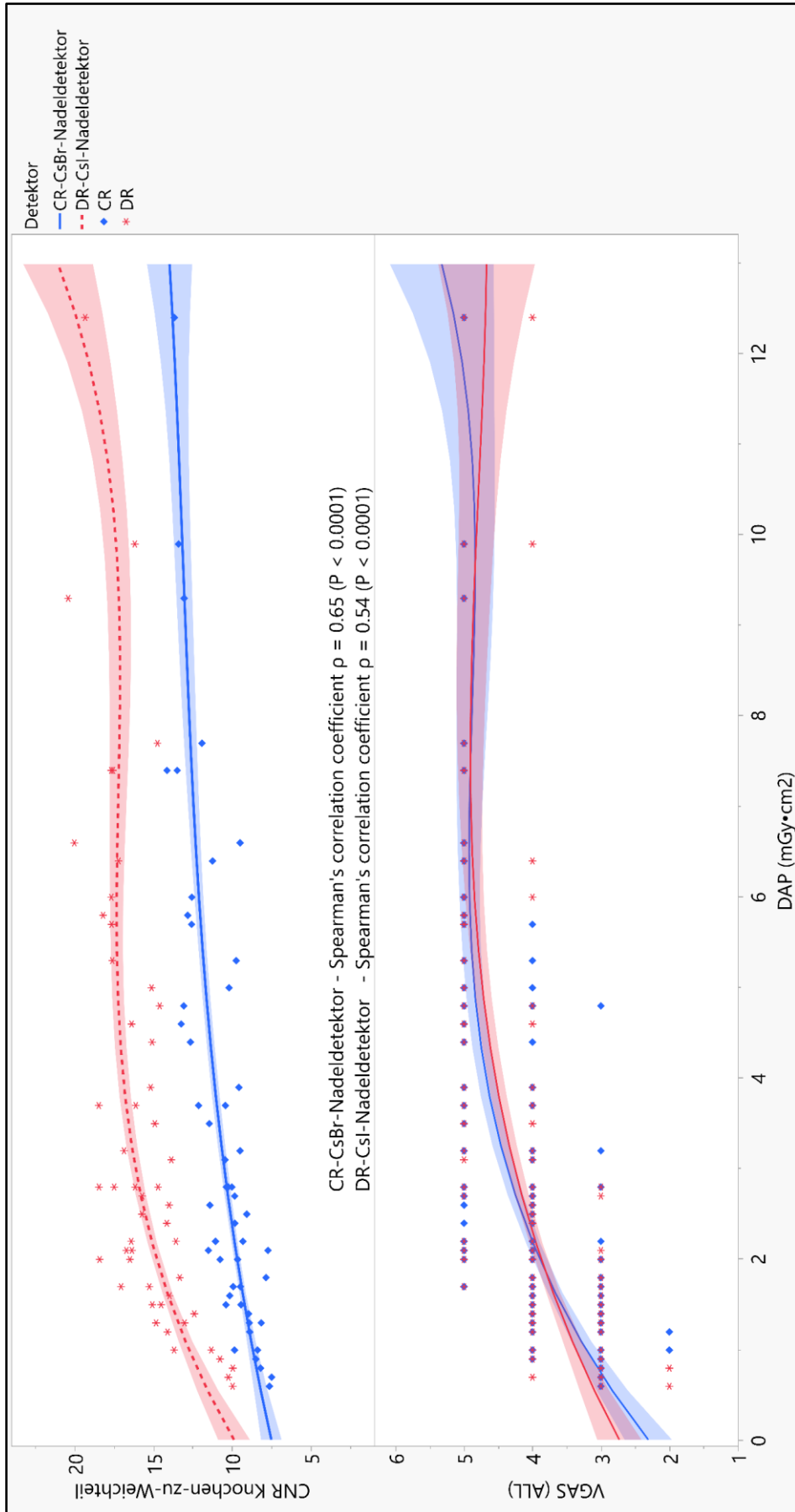
Von den 17 auswertbaren Segmenten, haben 15 Segmente (d.h. SNR bzw. CNR bzw. Profilsteigung) einen Spearmans Korrelationskoeffizient ( $\rho$ ) zum  $VGAS_{ALL} < 0.50$  bei beiden Detektoren. Durch das Fehlen einer Korrelation bei den meisten ausgewerteten Segmente, wird ein Mangel bei dieser Methodik ersichtlich. Es war im Rahmen dieser Studie nicht möglich, durch Auswertung objektiver Parameter eine ausreichende Korrelation zu den Ergebnissen der visuellen Auswertung, die als Referent gilt, zu erreichen. Die möglichen Gründe hierfür sind in der Diskussion erläutert (Abschnitt 4.6).

Bei diesen wenigen Segmenten (zwei von insg. 24), zeigt sich jedoch eine Korrelation zu den Referenzergebnissen:

Die Steigung der Profilkurve vom Segment Nr. 16, am Übergang vom Pericardium zur linken Lunge, hat eine Spearmans Korrelation  $\rho = 0.56$  ( $P < 0.0001$ ) zu den  $VGAS_{ALL}$  Ergebnissen des DR-Detektors ( $\rho < 0.50$  bei den Korrelationsergebnissen des CR-Detektors).

Als einziger objektiver Parameter hat nur das CNR von Knochen-zu-Weichteil eine gute Korrelation zu den Ergebnissen der Visuellen Auswertung mit einen Spearmans Korrelationskoeffizient  $\rho > 0.50$  zum  $VGAS_{ALL}$  bei beiden Detektoren:  $\rho = 0.65$  ( $P < 0.0001$ ) zu den  $VGAS_{ALL}$ -Ergebnissen beim CR-Detektor und  $\rho = 0.54$  ( $P < 0.0001$ ) zu den  $VGAS_{ALL}$ -Ergebnissen beim DR-Detektor. Das CNR wurde mit der im Abschnitt 2.11 beschriebenen Gleichung berechnet, d.h. mit dem Signal aus dem ROI-Segment der linken Scapula (Nr. 1), mit dem Signal aus dem ROI-Segment des benachbarten Weichteilgewebes (Nr. 2) und mit der Standardabweichung der Pixelintensität aus dem ROI-Segment der Magenblase (Nr. 3)). Abbildung Nr. 27 zeigt den nach Detektor

aufgeteilten Kurvenvergleich zwischen dem  $VGAS_{ALL}$  und dem CNR von Knochen-zu-Weichteil.



**Abbildung Nr. 27** – Unten: der  $VGAS_{ALL}$  als Ergebnis der visuellen Auswertung. Oben: das CNR von Knochen-zu-Weichteil, das mittels eines MATLAB-Algorithmus aus den Segmenten Nr. 1, 2, 3 der manuell registrierten Bilder berechnet wurde. Der Verlauf der Kurven zeigt eine gute Korrelation, bei einem Spearmans Korrelationskoeffizient  $\rho = 0.65$  ( $P < 0.0001$ ) beim CR-CsBr-Nadeldetektor und  $\rho = 0.54$  ( $P < 0.0001$ ) beim DR-Csl-Nadeldetektor. Band ist 95% Konfidenzintervall. Graphik erstellt mittels SAS JMP. Ähnlich wie in (Rama et al., 2025) veröffentlicht.

### 3.9 Nicht ausgewertete Daten

Aufgrund der enormen Menge an vorhandenen Daten und der somit vielen möglichen Schwerpunkten der Auswertung, die weit über eine einzelne Promotionsarbeit herausragen würden, wurde der Fokus auf die Auswertung von Phantom 1A gelegt.

Die visuelle Auswertung durch alle drei Rater erfolgte somit nur von Phantom 1A (Rater Nr. 1 hat zusätzlich auch die visuelle Auswertung der Aufnahmen von Phantom 1B durchgeführt). Es was deswegen bei Phantom 1B die Korrelation der objektiven Daten (SNR, CNR, Steigung der Profilkurven) mit der visuellen Auswertung nicht möglich. Die für die visuelle Auswertung vorbereiteten Abbildungen der Phantome 1B und 2, sowie die semi-automatisiert gewonnenen objektiven Rohdaten des Phantoms 1B sind weiterhin verfügbar, diese könnten ggf. der Fokus weiterer Forschungsarbeiten sein.

## 4 Diskussion

### 4.1 Überblick zu den Ergebnissen dieser Arbeit

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass bei gleichbleibender Dosis (bzw. DAP) eine vergleichbare Bildqualität zwischen dem CR-CsBr-Nadeldetektor (Agfa CR HD5.0) und dem DR-Csl-Nadeldetektor (Agfa DR 14s) bei post-prozessierten Röntgenaufnahmen erreicht werden kann. Dies ist insbesondere dann interessant, wenn man die Ergebnisse des Kontrast-Detail Phantoms betrachtet. Diese zeigen einen signifikanten, spannungsabhängigen Unterschied im Auflösungsvermögen der Detektoren, und zwar mit höheren absoluten IQF<sub>inv</sub>-Werten beim CR-Nadeldetektor (mit geringerer Pixelbreite von 100 µm anstatt 148µm). Zudem wurden mit dieser Studie ideale Aufnahmeparameter ermittelt, die im klinischen Gebrauch eine gute Bildqualität für die Befundung ermöglichen können, ohne „unnötige“ Dosis an die jungen Patienten zu applizieren (Rama et al., 2025).

### 4.2 Die Relevanz des Kontrast-Detail-Phantoms

Anhand der Ergebnisse des Kontrast-Detail-Phantoms ist es möglich, das physikalische Auflösungsvermögen der Detektoren ohne Bildprozessierung zu beurteilen. Wie man eventuell erwarten könnte, hat der CR-CsBr-Nadeldetektor, bei den untersuchten Spannungswerten, die höchste absolute Auflösung. Dies ist wahrscheinlich der Fall, weil dieser Detektor die geringere Pixelbreite besitzt (100 µm anstatt 148 µm des DR-Csl-Nadeldetektors).

Nichtsdestotrotz ist es zu berücksichtigen, dass eine kleinere Pixelbreite nicht unbedingt zu einer höheren Auflösung führt. Dies erklärt sich dadurch, dass ein größerer Pixel mehr Röntgenphotonen auffassen und somit ein Signal mit geringerem Rausch produzieren kann (Apgar et al., 2017).

Eine weitere Erkenntnis aus diesen Ergebnissen ist die ausgeprägtere Spannungsabhängigkeit der Bildqualität (bzw. IQF<sub>inv</sub>) des CR-CsBr-Nadeldetektors, die bereits bei 70 kVp tiefere IQF<sub>inv</sub>-Werte als der DR-Csl-Nadeldetektor aufweist. Die IQF<sub>inv</sub>-Werte des DR-Csl-Nadeldetektors zeigen

hingegen eine niedrigere Spannungsabhängigkeit der Bildqualität mit relativ ähnlichen IQFInv-Werten bei den beiden untersuchten Röhrenspannungen (66 kVp und 70 kVp). Bei der CR-CsBr-Nadeltechnologie ist dieser Effekt bereits bekannt und beschrieben worden (Asai et al., 2008).

### **4.3 Die Reliabilität der Rater**

Die Reliabilität unter den Ratern war mit einem ICC von 0.80 (95% CI 0.68 – 0.87) gut (Koo and Li, 2016), somit war es möglich, die Ergebnisse der visuellen Auswertung für die weiteren Schritte dieser Studie zu verwenden und deren Aussagekraft ist somit erhärtet. Die Intra-Rater Reliabilität, d.h. die Kohärenz bei den Bewertungen eines Raters „mit sich selbst“, wurde mittels duplizierter Bilder ermessend (10% der Neonatalphantom-Bilder, also elf von 112).

Diese Auswertung lieferte bei den Ratern moderate bis (fast sehr) gute Reliabilitätswerte, die zeigen, dass die „Benotung“ der Kriterien (das Rating) möglichst kohärent und systematisch ist. Das Rating erfolgt nicht willkürlich. Somit ist es möglich zu wissen, dass bei demselben Rater z.B. die Bewertung „gut“ eine ziemlich konstante Qualitätsbewertung ist.

Zudem ist es interessant zu bemerken, dass die Intra-Rater Reliabilität nicht unbedingt mit der klinischen Erfahrung direkt korreliert. Möglicherweise war der Grund für eine, im Vergleich zu den anderen Ratern, relativ „niedrigere“ Intra-Rater-Reliabilität bei dem erfahrensten Radiologen in dieser Studie, die Tatsache, dass die Bilder an unterschiedlichen Tagen bewertet wurden. Diese mehreren Tage (fünf) waren nicht aufeinander folgend und es lag ein Wochenende zwischen den Rating-Tagen. Nichtsdestotrotz war bei einem ICC von 0.63 (95% CI -0.43 – 0.90) die Reliabilität moderat.

Bei dem Arzt in Facharztweiterbildung für Radiologie in kinderradiologischer Rotation wurde ein guter ICC berechnet: 0.82 (95% CI 0.35 – 0.95). Zu bemerken ist es, dass in diesem Fall alle Bilderbewertungen an demselben Tag erfolgten.

Der oberärztliche Radiologe in kinderradiologischer Schwerpunktausbildung erreichte die höchste Intra-Rater Reliabilität mit einem (fast sehr) guten ICC von 0.86 (95% CI 0.52 – 0.96), er führte die Bewertungen an drei nacheinander folgenden Tagen.

Eine Verbesserungsidee wäre, die Sitzungen der visuellen Auswertung ohne Pausentage zu organisieren, um eine Abnahme der Reliabilität zu vermeiden.

#### **4.4 VGAS<sub>ALL</sub>**

Um die Ergebnisse der visuellen Auswertung zu verstehen, insbesondere deren globalen Auswertung durch den *Visual Grading Analysis Score*, muss zuerst berücksichtigt werden, dass alle Röntgenaufnahmen des Neonatalphantoms post-prozessiert wurden (mittels Musica 3 Algorithmus der Fa. Agfa, die aktuellste Version zur Zeit der Studie). Somit sind diese Bilder, und deren Bildqualität-Bewertungen, grundsätzlich anders als die Daten des Kontrast-Detail-Phantoms (nicht-prozessierte Aufnahmen). Diese Bildverarbeitung war höchstwahrscheinlich die Ursache für die Vergleichbarkeit der Bildqualität zwischen der CR-CsBr-Nadeltechnologie und der DR-CsI-Nadeltechnologie, da es keinen signifikanten Unterschied im VGAS<sub>ALL</sub> zwischen den Detektoren gibt ( $P = 0.63$ ).

Außerdem kann man aus den VGAS-Ergebnissen der ordinalen logistischen Regression beobachten, dass die Verwendung einer pädiatrischen Standardfilterung von 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu an sich keinen Verlust in der Bildqualität verursacht, wenn man dies mit der Mindestfilterung von 2.5 mm Al vergleicht ( $P = 0.44$ ). Die Voraussetzung hierfür ist ein gleiches DAP-Niveau beim Detektor.

Es ist somit möglich, Konsequenzen für den klinischen Gebrauch herzuleiten: Im klinischen Alltag, wo die Bildprozessierung standardmäßig verwendet wird, liefern die beiden untersuchten Detektortechnologien eine vergleichbare Bildqualität. Dies ist der Fall, obwohl die CsBr-CR-Nadeltechnologie in einem rein physikalischen Kontext, wahrscheinlich aufgrund

der geringeren Pixelbreite, eine theoretisch höhere Maximalauflösung hätte.

#### **4.5 VGAS<sub>LUNGS</sub>**

Wie in den Abschnitten 2.7 und 3.6 beschrieben, wurde der *Score VGAS<sub>LUNGS</sub>* berechnet (Median aus Pneumothorax der linken Lunge, IRDS der rechten Lunge und Abbildungsqualität der kleinen, peripheren Atemwege), weil diese VGC eine bessere Unterscheidung in der Bildqualität unter den verschiedenen Aufnahmen ermöglichten. Es wurde daher für die Berechnung der optimalen Dosiswerte für den klinischen Gebrauch der VGAS<sub>LUNGS</sub> verwendet.

In Tabelle Nr. 10 im Abschnitt 3.6 sind die empfohlene kVp- und mAs-Einstellungen aufgelistet, die man bei einer pädiatrischen Standardfilterung von 3.5mm Al + 0.1 mm Cu verwenden kann. Diese Parameter sind für die klinische Translation gedacht, um einen idealen Kompromiss zwischen ionisierender Strahlung und Bildqualität zu ermöglichen (Rama et al., 2025).

Die Optimierung der Strahlenbelastung unter Berücksichtigung der Bildqualität kann insbesondere bei Neugeborenen während eines Aufenthaltes auf der NICU zu relevanten Dosisersparungen führen (Rama et al., 2025). Unter den vier unterschiedlichen Kombinationen an Aufnahmeparametern (s. Tabelle Nr. 10 im Abschnitt 3.6), die eine gute Bildqualität bei der Gesamtfilterung von 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu ermöglichen, hatten zwei Kombinationen das niedrigste DAP. Die zwei Kombinationen, für beide Detektoren, sind:

- 57 kVp und 1.6 mAs (2.2 mGycm<sup>2</sup>)
- 77 kVp und 0.8 mAs (2.2 mGycm<sup>2</sup>)

Die korrespondierenden Effektiven Dosiswerte (gemäß ICRP103 (ICRP, 2007)) sind 0.010 mSv für die erste und 0.011 mSv für die zweite Einstellung. Diese Werte sind vergleichsweise etwas niedriger als der Medianwert für Effektive Dosis einer retrospektiven Studie mit 450 Aufnahmen (0.013 mSv bei einem Medianwert von 10.6 Aufnahmen und einem kumulativen Wert von 0.138 mSv) (Donadieu et al., 2006).

Wie bereits auch im Abschnitt 1.1 zitiert, sollte man „in der (pädiatrischen) Radiologie die höchstmögliche kVp-Einstellung bei geringstmöglicher mAs-Zahl verwenden“ (DeMaio et al., 2019; Knight, 2014). In diesem Fall wäre also die idealere Kombination an Aufnahmeparametern ggf. die zweite, nämlich 77 kVp und 0.8 mAs bei einer Gesamtfilterung von 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu.

Man muss jedoch berücksichtigen, dass in den letzten Jahren, die Effektive Dosis nicht mehr ausreichend erscheint, um die Strahlenbelastung bei Neugeborenen zu quantifizieren. Somit ist es wichtig, insbesondere die Organdosiswerte der strahlungssensibelsten Organe zu berücksichtigen. Diese sind im Röntgenthorax die Schilddrüse, die Leber (aufgrund der im neugeborenen Alter noch vorhandenen Hämatopoese), die Mamma/Mammae, das Knochenmark (in unserer Studie nicht berechnet), wie vor kurzer Zeit in der Literatur von einer retrospektiven Dosisanalyse von 1064 Röntgen-Thoraxaufnahmen bei Neu- bzw. Frühgeborenen beschrieben (Kammer et al., 2022).

Für die zwei o.g. Kombinationen an Aufnahmeparametern sind bereits in Tabelle Nr. 10 (Abschnitt 3.6) die relevanten Organdosiswerte aufgelistet (bis auf das Knochenmark). Die Werte sind je nach Kombination:

- Schilddrüse 0.026 mSv bzw. 0.028 mSv

*Ideale Range* 0.001 – 0.020 mSv in (Kammer et al., 2022)

- Leber 0.010 mSv bzw. 0.011 mSv

*Ideale Range* 0.002 – 0.020 mSv in (Kammer et al., 2022)

- Mamma 0.030 mSv bzw. 0.031 mSv

*Ideale Range* 0.003 – 0.030 mSv in (Kammer et al., 2022)

Die Erkenntnis von Abschnitt 4.4, nämlich dass der  $VGAS_{ALL}$ , wie auch bereits in der Literatur beschrieben (Smet et al., 2018), bei post-prozessierten Bildern keinen signifikanten Unterschied in der Bildqualität zwischen der DR-CsI-Nadeltechnologie und der CR-CsBr-Nadeltechnologie feststellen lässt, wurde durch diese detaillierte Dosisanalyse vertieft.

Es wurden durch diese Studie Aufnahmeparameterempfehlungen für eine gute Bildqualität vorgeschlagen, die reif für die Translation in den klinischen Gebrauch sind. Außerdem wurde auch die physikalische Auflösungseigenschaft der Detektoren mittels Kontrast-Detail-Phantom erforscht (ohne Bildverarbeitung) und diese wurde mit der „klinischen“ Bildqualitätseigenschaft von postprozessierten Bildern verglichen (Rama et al., 2025).

#### **4.6 Vergleich mit objektiven Rohdaten und deren Auswertung**

Aus den in den Abschnitten 3.7 und 3.8 präsentierten Ergebnissen, ist es ersichtlich, dass diese Methodik nicht ausreichend war, um eine visuelle Auswertung durch Radiologen zu ersetzen. Die Rohdaten bzw. deren Auswertung war, zumindest im Rahmen dieser Studie, nicht so aussagekräftig wie die VGA. Man geht davon aus, dass dies vor allem durch minimale, millimetrische Unterschiede in der Konfiguration des Neonatalphantoms, die durch die rigide Registrierung nicht kompensierbar waren, bedingt wurde (Rama et al., 2025).

Diese millimetrischen Unterschiede unter den Aufnahmen sind durch Verschiebungen des Tisches bedingt (insb. in der CR-Modalität), weil man die Detektorkassette nach jeder Aufnahme aus- und wieder einführen muss. Somit werden durch diese sehr kleinen Bewegungen die „inneren Organe“ des Phantoms bewegt und ihre ursprüngliche Stellung verschiebt sich zunehmend bei jeder Aufnahme. In zukünftigen Studien mit ähnlichem Design wäre in der Planung zu berücksichtigen, die inneren Anteile des Phantoms zu fixieren, z.B. mit Klebeband. Außerdem wäre auch das Phantom an den Tisch zu fixieren. Dadurch wären kleine Verschiebungen vom Phantom bzw. dessen inneren Anteile vermeidbar, die ansonsten mittels rigider Registrierung nicht kompensierbar sind. Eine zusätzliche Verbesserung könnte durch Hinzufügung physischer Referenzpunkte innerhalb des Phantoms erreicht werden, die dann für die Registrierung verwendet werden könnten. (Rama et al., 2025).

Das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) zwischen Knochen und Weichteil zeigte einen graphischen Verlauf, der mit dem Verlauf der VGAS<sub>ALL</sub>-

Kurve ziemlich vergleichbar ist. Dabei ist der Spearmans-Korrelationskoeffizient  $\rho = 0.65$  ( $P < 0.0001$ ) für den CR-Nadeldetektor und  $\rho = 0.54$  ( $P < 0.0001$ ) für den DR-Nadeldetektor. Weiterhin zeigt sich auch, dass das Plateau in der Bildqualität sowohl vom  $VGAS_{ALL}$  als auch vom CNR bei vergleichbarem DAP-Niveau erreicht wird. Das CNR ist ein ROI-Segment (s. Abbildung Nr. 11 im Abschnitt 2.11 für die Lokalisierung des ROI-Segmentes auf dem Phantom), das im Gegensatz zu den Profilkurven „breit“ ist und somit für die oben beschriebenen minimalen Verschiebungen weniger anfällig war. Es wäre somit möglich, diese Art der objektiveren Bilderauswertung für künftige Studien anzuwenden (insbesondere, wenn die bereits beschriebenen Limitationen berücksichtigt werden).

Bei einer erfolgreichen Implementierung dieser Methodik und weiterer Entwicklung derselben, wäre es potentiell möglich, die visuelle Bilderauswertung durch Radiologen zu reduzieren (oder gar zu ersetzen), was eine große Zeit- und Aufwandsparnis wäre (Rama et al., 2025).

## 5 Zusammenfassung

In dieser Studie wurden zwei Röntgen-Detektortechnologien verglichen: CR-CsBr-Nadeltechnologie und DR-CsI-Nadeltechnologie. Die DR-Detektoren ersetzen zunehmend, auch in der pädiatrischen Radiologie, die „älteren“ CR-Detektoren. Das Ziel dieser Arbeit war es, optimierte Aufnahmeparameter in den unterschiedlichen pädiatrischen Altersklassen zu ermitteln. Der Vergleich der zwei Detektortechnologien erfolgte sowohl mittels eines Kontrast-Details-Phantoms (CDRAD 2.0) als auch mittels anthropomorphischer Phantome (Gammex 610 Neonatal Phantom und SPoRT™ 715-T pädiatrischer Rumpfphantom).

Mittels Kontrast-Detail-Phantom wurde die reine physikalische Auflösungs-eigenschaft des jeweiligen Detektors ohne Bildprozessierung untersucht, es wurden dabei Röntgenaufnahmen des Phantoms mit unterschiedlichen Aufnahmeparametern (kVp-, mAs-, Filtereinstellung) angefertigt. Somit konnten die IQF<sub>inv</sub>-Werte durch automatisierte Auswertungssoftware des Herstellers berechnet werden; diese repräsentieren die absolute Bildqualität. Die pädiatrischen Phantome wurden ebenfalls mit unterschiedlichen Aufnahmeparametern (kVp-, mAs-, Filtereinstellungen) abgebildet und die Röntgenbilder wurden, wie im klinischen Alltag, postprozessiert, in diesem Fall mit Agfa Musica 3 Bildprozessierung.

Die postprozessierten Röntgenaufnahmen des Neonatalphantoms wurden randomisiert und anonymisiert via ViewDEX-Software an drei ärztliche Kollegen der Radiologie präsentiert, die diese anhand 13 gemäß Leitlinien ausgewählten Kriterien (*Visual Grading Characteristics, VGC*) bewertet haben. Diese *Ratings* wurden im Sinne einer *Visual Grading Analysis* ausgewertet, d.h. es wurde ein *VGA-Score* berechnet (Medianwert aller 13 VGC). Die Intra- und Interrater-Reliabilität wurden mittels *Intraclass Correlation Coefficients (ICC)* berechnet; für die Intrarater-Reliabilität wurden duplizierte Röntgenaufnahmen verwendet.

Anhand des VGAS und der Dosisflächenprodukt-Werten konnten dann optimierte Aufnahmeparameter für eine gute Bildqualität gemäß ALARA-Prinzip

beim Neonatalphantom berechnet werden. Die Röntgenaufnahmen der anthropomorphischen Phantome wurden manuell registriert und jeweils ein Referenzbild pro Phantom wurde manuell segmentiert an Stellen, die den VGC entsprechen, um eine semi-automatisierte Pixelrohdaten-Extraktion zu ermöglichen. Diese erfolgte durch einen MATLAB-Algorithmus. Anhand dieser Pixelinformationen konnten SNR, CNR und Profilkurven der Pixelintensitätswerte berechnet werden. Diese „objektiven“ Daten wurden zu den Ergebnissen der visuellen Auswertung (VGAS) der radiologischen Rater mittels Spearmans Korrelation verglichen. Aufgrund der gewaltigen Datenmenge blieb der Fokus der Studie auf das Neonatalphantom.

Zusammenfassend ergibt sich aus den Untersuchungen dieser Studie eine höhere absolute Bildqualität, rein physikalisch betrachtet und ohne Bildprozessierung, bei dem verwendeten CR-CsBr-Nadeldetektor; diese Erkenntnis beruht auf den Ergebnissen des Kontrast-Detail-Phantoms bei 66 kVp ( $P < 0.001$ ). Bei 70 kVp hingegen wies der DR-Detektor höhere IQFInv-Werte als der CR-Detektor ( $P < 0.001$ ) auf, jedoch in absoluten Werten nicht so hoch wie der CR-Detektor bei 66 kVp.

Die Bildqualität in einem klinisch-ähnlichen Kontext mit post-prozessierten Röntgenaufnahmen des Neonatalphantoms zeigt eine vergleichbare Bildqualität zwischen dem CR- und dem DR-Detektor. Es wurden mehrere Kombinationen an Aufnahmeparametern (kVp, mAs, Filter) vorgeschlagen (s. Tabelle Nr. 10 im Abschnitt 3.6), um eine gute Bildqualität für die klinische Befundung zu erreichen. Zum Beispiel 77 kVp und 0.8 mAs bei einer Gesamtfilterung von 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu. Bei einer pädiatrischen Standardfilterung von 3.5 mm Al + 0.1 mm Cu beträgt die Effektive Dosis einer Röntgenaufnahme des a.p. Thorax mit guter Bildqualität 0.010 – 0.011 mSv. Es wurden auch mehrere korrespondierende Organdosiswerte berechnet.

Die objektive Auswertung der Bildqualität der Neonatalphantoms-Röntgenaufnahmen (ermittelt mittels SNR, CNR, sowie Profilkurven der Pixelintensitätswerte entlang der Mittellinie von Segmenten am Übergang zwischen benachbarten Strukturen mit unterschiedlicher Röntgendichte) wurde

mittels Spearmans Korrelationskoeffizient zu den Ergebnissen der VGA verglichen. Die objektiven Bildqualitätskriterien korrelierten jedoch nicht ausreichend zu der standardmäßig verwendeten visuellen Auswertung durch Rater, diese konnten somit die visuelle Auswertung nicht unterstützen oder gar ersetzen. Nur das CNR von Knochen-zu Weichteil zeigte eine gute Korrelation zum VGAS mit einem Spearmans  $\rho > 0.50$  bei beiden Detektortechnologien ( $P < 0.0001$ ).

Zukünftig wäre der folgende Schritt die Translation dieser Ergebnisse in den klinischen Gebrauch, beispielsweise zunächst im Kontext einer klinischen Studie, damit die konkrete Anwendung dieser Ergebnisse untersucht werden kann.

## 6 Literaturverzeichnis

- Agfa NV, M., Belgien, 2022a. Private E-Mail über die technischen Details des CR-Detektors.
- Agfa NV, M., Belgien, 2022b. Private E-Mail über die technischen Details des DR-Detektors.
- Al-Murshedi, S., Hogg, P., England, A., 2018. An investigation into the validity of utilising the CDRAD 2.0 phantom for optimisation studies in digital radiography. *BJR* 91, 20180317. <https://doi.org/10.1259/bjr.20180317>
- Apgar, B.K., Curley, G., Vandenbroucke, D.A.N., 2017. White Paper - Moving from CR to DR, Optimizing Image Quality and Dose. Agfa HealthCare N.V., Mortsel, Belgium, 2017. Downloaded on the 6th of July 2022 from <https://medimg.agfa.com/main/new-white-paper-moving-from-cr-to-dr/>.
- Asai, Y., Uemura, M., Matsumoto, M., Kanamori, H., 2008. Dependence of radiographic sensitivity of CR imaging plate on X-ray tube voltage. *Radiol Phys Technol* 1, 100–105. <https://doi.org/10.1007/s12194-007-0015-9>
- Båth, M., Månsson, L.G., 2007. Visual grading characteristics (VGC) analysis: a non-parametric rank-invariant statistical method for image quality evaluation. *BJR* 80, 169–176. <https://doi.org/10.1259/bjr/35012658>
- Behling, R., 2020. X-ray sources: 125 years of developments of this intriguing technology. *Physica Medica* 79, 162–187. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.07.021>
- Bundesärztekammer, 2023. Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik. *Deutsches Ärzteblatt* 85. [https://doi.org/10.3238/arztebl.2023.LL\\_Qualitätssicherung\\_Röntgendiagnostik](https://doi.org/10.3238/arztebl.2023.LL_Qualitätssicherung_Röntgendiagnostik)
- Burmeister, H.P., Baltzer, P.A.T., Möslein, C., Bitter, T., Gudziol, H., Dietzel, M., Guntinas-Lichius, O., Kaiser, W.A., 2011. Visual Grading Characteristics (VGC) Analysis of Diagnostic Image Quality for High Resolution 3 Tesla MRI Volumetry of the Olfactory Bulb. *Academic Radiology* 18, 634–639. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2010.12.011>
- CIRS, Teil von Sun Nuclear Corporation, M., Florida, USA, 2013. Pediatric Anthropomorphic Training Phantoms - Model Series 715.
- Deevband, M.R., Rahmani, F., Bardar, M.E., Ghorbani, M., 2021. Optimization of dose and image quality in pediatrics chest digital radiography. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences* 52, 443–449. <https://doi.org/10.1016/j.jmir.2021.05.005>
- DeMaio, D.N., Noble, L.B., Peterson, P., Odle, T.G., 2019. Best Practices in Digital Radiography.
- Donadieu, J., Zeghnoun, A., Roudier, C., Maccia, C., Pirard, P., André, C., Adamsbaum, C., Kalifa, G., Legmann, P., Jarreau, P.-H., 2006. Cumulative Effective Doses Delivered by Radiographs to Preterm Infants in a Neonatal Intensive Care Unit. *Pediatrics* 117, 882–888. <https://doi.org/10.1542/peds.2005-0817>
- European Commission, 1996. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images: In paediatrics, EUR 16261. ed. European Commission, Luxembourg.

- Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J.-C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J.V., Pieper, S., Kikinis, R., 2012. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging* 30, 1323–1341. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001>
- Gottwals, K., 2017. Prüfbericht Nr. Z-50447-NRD76-D vom 14.06.2017 der Firma Dr. Kolb Strahlenschutz GmbH.
- Guermazi, A., Tannoury, C., Kompel, A.J., Murakami, A.M., Ducarouge, A., Gillibert, A., Li, X., Tournier, A., Lahoud, Y., Jarraya, M., Lacave, E., Rahimi, H., Pourchot, A., Parisien, R.L., Merritt, A.C., Comeau, D., Regnard, N.-E., Hayashi, D., 2022. Improving Radiographic Fracture Recognition Performance and Efficiency Using Artificial Intelligence. *Radiology* 302, 627–636. <https://doi.org/10.1148/radiol.210937>
- Hakansson, M., Svensson, S., Zachrisson, S., Svalkvist, A., Bath, M., Mansson, L.G., 2010. VIEWDEX: an efficient and easy-to-use software for observer performance studies. *Radiation Protection Dosimetry* 139, 42–51. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq057>
- Huda, W., Abrahams, R.B., 2015. Radiographic Techniques, Contrast, and Noise in X-Ray Imaging. *American Journal of Roentgenology* 204, W126–W131. <https://doi.org/10.2214/AJR.14.13116>
- Hünerbein, R., 2017. Konventionelle Röntgenuntersuchung, in: Reiser, M., Kuhn, F.-P., Debus, J. (Eds.), *Duale Reihe Radiologie*. Georg Thieme Verlag KG. <https://doi.org/10.1055/b-004-132212>
- ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103.
- Jian Sun, Jian Sun, Zongben Xu, Heung-Yeung Shum, 2011. Gradient Profile Prior and Its Applications in Image Super-Resolution and Enhancement. *IEEE Trans. on Image Process.* 20, 1529–1542. <https://doi.org/10.1109/TIP.2010.2095871>
- Kammer, B., Schneider, K.O., Dell’Agnolo, E., Seidenbusch, M.C., 2022. Organ doses in preterm and full-term neonates and infants — a retrospective study on 1,064 chest radiographs. *Pediatr Radiol* 52, 1437–1445. <https://doi.org/10.1007/s00247-022-05324-8>
- Knight, S.P., 2014. A paediatric X-ray exposure chart. *J Med Radiat Sci* 61, 191–201. <https://doi.org/10.1002/jmrs.56>
- Koo, T.K., Li, M.Y., 2016. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine* 15, 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Ludewig, E., Hirsch, W., Bosch, B., Gäbler, K., Sorge, I., Succow, D., Werrmann, A., Gosch, D., 2010. Untersuchungen zur Qualität von Thoraxaufnahmen bei Katzen mit einem auf einer Nadelstruktur basierenden Speicherfoliensystem – Modelluntersuchungen zur Bewertung der Bildqualität bei Neugeborenen. *Fortschr Röntgenstr* 182, 122–132. <https://doi.org/10.1055/s-0028-1109661>
- Martin, L., Ruddlesden, R., Makepeace, C., Robinson, L., Mistry, T., Starritt, H., 2013. Paediatric x-ray radiation dose reduction and image quality analysis. *J. Radiol. Prot.* 33, 621–633. <https://doi.org/10.1088/0952-4746/33/3/621>

- Precht, H., Hansson, J., Outzen, C., Hogg, P., Tingberg, A., 2019. Radiographers' perspectives' on Visual Grading Analysis as a scientific method to evaluate image quality. *Radiography* 25, S14–S18. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2019.06.006>
- Puch-Kapst, K., Juran, R., Stoeber, B., Wauer, R.R., 2009. Radiation Exposure in 212 Very Low and Extremely Low Birth Weight Infants. *Pediatrics* 124, 1556–1564. <https://doi.org/10.1542/peds.2008-1028>
- Rama, K., Esser, M., Spogis, J., Wanninger, F., Hoberg, B., Schäfer, J.F., 2025. Dose-Optimized Image Acquisition Parameters for Neonatal Chest Radiography: A Phantom Study Comparing Computed Radiography and Wireless Digital Radiography Needle Detectors. *Rofo* 2025; 197: 1416–1425. <https://doi.org/10.1055/a-2525-9430>
- Rodriguez-Ruiz, A., Lång, K., Gubern-Merida, A., Broeders, M., Gennaro, G., Clauser, P., Helbich, T.H., Chevalier, M., Tan, T., Mertelmeier, T., Wallis, M.G., Andersson, I., Zackrisson, S., Mann, R.M., Sechopoulos, I., 2019. Stand-Alone Artificial Intelligence for Breast Cancer Detection in Mammography: Comparison With 101 Radiologists. *JNCI: Journal of the National Cancer Institute* 111, 916–922. <https://doi.org/10.1093/jnci/djy222>
- Röntgen, W.C., 1898. Ueber eine neue Art von Strahlen. *Ann. Phys.* 300, 1–11. <https://doi.org/10.1002/andp.18983000102>
- Seidenbusch, M., Rösenberger, V., Schneider, K., 2019. *Imaging Practice and Radiation Protection in Pediatric Radiology: Conventional Radiography*. Springer International Publishing, Cham, Switzerland. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-18504-6>
- Smans, K., Struelens, L., Smet, M., Bosmans, H., Vanhavere, F., 2008. Patient dose in neonatal units. *Radiation Protection Dosimetry* 131, 143–147. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncn237>
- Smet, M.H., Breysen, L., Mussen, E., Bosmans, H., Marshall, N.W., 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, 2951–2959. <https://doi.org/10.1007/s00330-017-5301-2>
- Strahlenschutzkommission, 2022. *Bildgebende Diagnostik bei Kindern. Empfehlung der Strahlenschutzkommission*. 321. Sitzung der Strahlenschutzkommission, 37.
- Sun Nuclear Corporation, M., Florida, USA, 2021. *Solutions Portfolio Diagnostic Imaging QA*.
- Svalkvist, A., Svensson, S., Håkansson, M., Båth, M., Månsson, L.G., 2016. VIEWDEX: A STATUS REPORT. *Radiat Prot Dosimetry* 169, 38–45. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncv543>
- van der Burght, R.J.M., Floor, M., Thijssen, M.A.O., Bijkerk, K.R., 2014. *CDRAD 2.0 Phantom & Analyser Software Manual Version 2.1*.

## **7 Erklärung zum Eigenanteil**

Diese Arbeit wurde in der Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, im Bereich Pädiatrische Radiologie, des Universitätsklinikums Tübingen unter Betreuung von Apl.Prof. Dr. med. Jürgen Frank Schäfer durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte zunächst durch Prof. Schäfer, Herrn Friedrich Wanninger (Agfa-Gevaert HealthCare GmbH, München/Peißenberg) und Herrn Bernd Hoberg (Agfa-Gevaert HealthCare GmbH, München/Peißenberg) und daraufhin durch mich. Die Organisation aller Daten und aller Röntgenaufnahmen (sowohl des Kontrast-Detail-Phantoms als auch der anthropomorphischen Phantome) erfolgten durch mich.

Die Generierung der Röntgenaufnahmen erfolgte am Universitätsklinikum Tübingen mithilfe von Herrn Wanninger und Herrn Hoberg. Die automatisierte Auswertung mittels Artinis CDRAD Analyzer Software der Kontrast-Detail-Phantomaufnahmen, sowie die Postprozessierung der Röntgenaufnahmen der anthropomorphischen Phantome mit Agfa Musica 3 erfolgten durch Herrn Wanninger. Die statistische Auswertung aller Daten bzw. Ergebnisse aus der Artinis CDRAD Analyzer Software des Kontrast-Detail-Phantoms erfolgten durch mich

Die Vorbereitung jeder einzelnen Röntgenaufnahme der anthropomorphischen Phantome für die visuelle Auswertung und die Vorbereitung der ViewDEX-Software für die visuelle Auswertung erfolgten durch mich. Die visuelle Auswertung der Phantomaufnahmen erfolgte durch Prof. Schäfer, Dr. Michael Esser und Dr. Jakob Spogis (Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum Tübingen). Die Koordination und Organisation der visuellen Auswertung, sowie die Sortierung der Ergebnisse und deren statistischen Auswertung (Visual Grading Analysis) erfolgten durch mich.

Die Berechnung/Umrechnung der Dosiswerte anhand der DAP-Werten erfolgte, nach Beratung mit PD Dr. Michael Seidenbusch (BG Unfallklinik

Murnau) und Dr. Georg Fehrenbacher (Strahlenschutz Universität Tübingen), durch mich.

Die statistische Auswertung erfolgte, nach Beratung mit Dr. Johann Jacoby des Instituts für Biometrie (Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie, Universitätsklinikum Tübingen), durch mich.

Die manuelle Vorbereitung und manuelle Registrierung aller Röntgenaufnahmen der anthropomorphischen Phantome für die Übertragung der Segmente erfolgten durch mich. Die Segmentierung des Referenzbildes erfolgte, nach Beratung mit Apl.Prof. Dr. med. Sergios Gatidis (Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum Tübingen) und Prof. Schäfer, durch mich. Die automatisierte Übertragung der Segmentierung des Referenzbildes auf die registrierten Bilder, sowie die automatisierte Extraktion der Pixeldaten erfolgten durch Prof. Gatidis. Die Auswertung der aus den Röntgenaufnahmen extrahierten Pixeldaten und deren statistischen Vergleich bzw. Korrelation mit der visuellen Auswertung erfolgten durch mich.

Die Kongress-Präsentationen der Ergebnisse dieser Arbeit wurden von mir erstellt und 2022 in Marseille/Frankreich (Kongress der European Society of Pediatric Radiology), sowie ebenfalls 2022 in Düsseldorf (Kongress für Kinder- und Jugendmedizin, Gesellschaft für Pädiatrische Radiologie) vorgetragen (in Marseille von mir, in Düsseldorf stellvertretend von Prof. Schäfer).

Die Verfassung der Veröffentlichung (s. unten, Abschnitt 8), der Tabellen, der Graphen, der Korrekturen nach den Revisionen, erfolgten durch mich und ich bin der Erstautor sowie der korrespondierende Autor jener Veröffentlichung.

Ich versichere, das Manuskript selbstständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Bozen (Italien), den 5. August 2025

Kevin Rama

## 8 Veröffentlichungen

Aus der Arbeit, die in dieser Dissertation präsentiert wird, erschien zunächst online am 18. Februar 2025 und dann in der Druckausgabe von Dezember 2025 der Fachzeitschrift *RöFo* (*RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*) diese Veröffentlichung:

**Rama, K., Esser, M., Spogis, J., Wanninger, F., Hoberg, B., Schäfer, J.F. Dose-Optimized Image Acquisition Parameters for Neonatal Chest Radiography: A Phantom Study Comparing Computed Radiography and Wireless Digital Radiography Needle Detectors. *Rofo* 2025; 197: 1416–1425  
<https://doi.org/10.1055/a-2525-9430>**

## **Danksagung**

Benedic, anima mea, Domino

et noli oblivisci omnes retributiones eius.

Ps 103:2

Professor Dr. Jürgen Frank Schäfer.

Privatdozent Dr. Esser und Dr. Spogis.

Herrn Wanninger und Herrn Hoberg.

Dr. Jacoby.

Professor Dr. Gatidis.

Dr. Fehrenbacher.

Privatdozent Dr. Seidenbusch.

Meiner Familie.

