
RETROSPEKTIVE ANALYSE
VON POST-PROCESSING-ALGORITHMEN
FÜR DIGITALE RÖNTGEN-THORAX-AUFNAHMEN
IN DER NEONATOLOGIE

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae (Dr. med.)

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

von Christopher Wolff
geboren am 18.12.1992 in Lübbecke

Gutachter:

1. Prof. Dr. med. Hans-Joachim Mentzel, leitender Arzt der Sektion für Kinderradiologie, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Jena
2. Prof. Dr. med. Hans Proquitté, leitender Arzt der Sektion für Neonatologie und Pädiatrische Intensivmedizin, Klinik für Kinder- und Jugendmedizin des Universitätsklinikums Jena
3. Prof. Dr. med. Diane Renz, leitende Ärztin der Sektion für Kinderradiologie, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der Medizinischen Hochschule Hannover

Tag der öffentlichen Verteidigung: 08.05.2023

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	5
Zusammenfassung	6
1 Einführung.....	8
1.1 Grundlagen der digitalen Radiographie	8
1.1.1 Abbildungseigenschaften digitaler Radiographiesysteme	10
1.1.1.1 Ortsauflösung	11
1.1.1.2 Dynamikbereich.....	11
1.1.1.3 Quanteneffizienz (Dosis-Quanten-Effizienz, DQE).....	12
1.1.1.4 Modulationstransferfrequenz (MTF)	14
1.1.2 Arten digitaler Radiographiesysteme.....	15
1.1.2.1 Röntgen-Speicherfolien.....	16
1.1.2.2 Flachbilddetektoren	18
1.2 Grundlagen und Modalitäten der Postprozessierung.....	20
1.2.1 Frequenzfilterung	22
1.2.1.1 Filterung mit unscharfer Maske	22
1.2.1.2 Multifrequenzfilterung	23
1.2.2 Rauschunterdrückung	25
1.2.3 Computerassistierte Detektion (CAD)	27
1.3 Radiologische Diagnostik in der Neonatologie	30
2 Zielsetzung	32
3 Methodik.....	33
3.1 Postprozessierung der Röntgen-Thorax-Aufnahmen	33
3.2 Darlegung des Post-Processing-Verfahrens S-Vue™ 3.02	37
3.2.1 Die Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 ...	39
3.3 Beurteilungskriterien und Analyse	41
3.4 Statistische Auswertung	43
4 Ergebnisse	45
4.1 Deskriptive Häufigkeiten	45
4.2 Inter-Rater-Reliabilität.....	50
4.3 Summenvektor	55
5 Diskussion.....	59
5.1 Verbesserung der Bildqualität durch Post-Processing-Algorithmen ..	59
5.2 Einordnung der Ergebnisse dieser Arbeit	60

5.2.1	Deskriptive Häufigkeitsverteilung	60
5.2.2	Inter-Rater-Reliabilität	61
5.2.3	Summenvektor	65
5.3	Schlussfolgerung und Ausblick.....	68
6	Literaturverzeichnis	71
7	Anhang.....	75
7.1	Danksagung	75
7.2	Ehrenwörtliche Erklärung.....	76
7.3	Lebenslauf.....	77

Abkürzungsverzeichnis

ANLTV	Adaptive nicht lokale Total-Variation-Methode
ATV	Adaptive Total-Variation-Methode
BaF	Barium-Fluor-Halogenid
CAD	Computerassistierte Detektion
CCD	<i>Charged coupled device</i>
CR	<i>Computed Radiography</i>
CsBr	Caesiumbromid
CsJ	Caesiumjodid
DQE	Dosis-Quanten-Effizienz
DR	Digitale Radiographie
EI	<i>Exposure-Index</i>
FET	<i>Field-effect transistors</i>
KI	Künstliche Intelligenz
KNN	Künstliche Neuronale Netze
Lp/mm	Linienpaare pro Millimeter
MFP	<i>Multiobjective Frequency Processing</i>
MTF	Modulationstransferfunktion
MUSICA	<i>Multiscale Image Contrast Amplifikation</i>
MÜF	Modulationsübertragungsfunktion
NPS	<i>Noise power spectrum</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
PET	Polyethylenterephthalat
Pixel	<i>Picture Matrix Elements</i>
TFT	<i>Thin-film transistor</i>

Zusammenfassung

Post-Processing-Algorithmen sind ein fester Bestandteil der digitalen Radiographie und werden zur Verbesserung der Bildqualität eingesetzt. In dieser Studie wurden die vier unterschiedlichen Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 bezüglich ihres Einflusses auf die Bildqualität von digitalen Röntgenaufnahmen des Thorax untersucht. Diese Post-Processing-Variationen stellen Weiterentwicklungen des Post-Processing-Verfahrens S-Vue™ 3.02 dar und wurden von Samsung speziell für einen Einsatz in der Neonatologie entwickelt und der Kinderradiologie des Universitätsklinikums Jena zur Verfügung gestellt. Das Ziel dieser Studie war es, eine Aussage darüber zu treffen, ob die Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 zu einer Verbesserung der Bildqualität von digitalen Röntgen-Thorax-Aufnahmen in der Neonatologie führen können. Weiterhin sollte durch die Untersuchung herausgearbeitet werden, welche Verfahren für einen Einsatz in der neonatologischen Intensivmedizin besonders empfohlen werden können.

50 Röntgen-Thorax-Aufnahmen der neonatologischen Intensivstation des Universitätsklinikums Jena wurden mit dem Röntgensystem GM85 (Samsung S-Detector™) im Inkubator aufgenommen, mithilfe der vier verschiedenen Post-Processing-Variationen nachverarbeitet und durch drei Fachärzte für Radiologie anhand mehrerer Beurteilungskriterien (Knochenstruktur, Trachea, Lungenstruktur, zentrale Gefäße, retrokardiale Gefäße, Fremdmaterial, genereller Bildeindruck, Rauscheindruck, Beurteilbarkeit im Sinne der Fragestellung, Pneumothorax) analysiert. Bei jedem Aufnahmequartett sollten sich die Radiologen für jenes Verfahren entscheiden, durch welches – bezogen auf die jeweiligen Beurteilungskriterien – die subjektiv beste Bildqualität erzielt werden konnte. Es wurde anschließend die deskriptive Häufigkeitsverteilung sowie die Inter-Rater-Reliabilität ermittelt und zusätzlich eine Summenvektorberechnung mit Mehrgewichtung von bildmorphologischen Kriterien durchgeführt, welche für die neonatologische Intensivmedizin von besonderer Bedeutung sind. Die Ergebnisse der Summenvektorberechnung sind mithilfe eines t-Tests für verbundene Stichproben auf Signifikanz überprüft worden (IBM SPSS 25.0).

Für die Post-Processing-Variation S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 wurde sich am häufigsten bei den Kriterien Lungenstruktur (35,3 %) und zentrale Gefäße (38 %) entschieden. Bei der Beurteilung von retrokardialen Gefäßen (38,7 %) und bei dem Kriterium

Rauscheindruck (44,7 %) haben die Rater den Prozess Neonatal 2 präferiert. Prozess Neonatal 3 erhielt bei den Bewertungskriterien Knochenstruktur (48,7 %), Trachea (32,7 %) und Fremdmaterial (48 %) die beste Bewertung. Bei der Beurteilbarkeit im Sinne der Fragestellung (36,7 %) und der Beurteilung von Pneumothoraces (41,7 %) konnte mit dem Prozess Neonatal 4 die beste Bildqualität erreicht werden. Die Kappa-Koeffizienten, welche sich aus der Berechnung der Inter-Rater-Reliabilität ergaben, lagen bei Werten von - 0,143 bis 0,2. Die Berechnung des Summenvektors und des t-Tests führten zu dem Ergebnis, dass der Prozess Neonatal 4 mit 4,04 von 16 möglichen Punkten am besten bewertet wurde. Signifikant am schlechtesten wurde der Prozess 3 mit 2,54 von 16 Punkten bewertet ($P < 0,05$).

Die deskriptive Häufigkeitsverteilung der Ergebnisse dieser Studie macht deutlich, dass die untersuchten Post-Processing-Variationen für bestimmte Fragestellungen eine unterschiedlich gute Bildqualität liefern. Im Rahmen der Berechnung der Inter-Rater-Reliabilität ergaben sich nur geringe Werte für die Kappa-Koeffizienten, was ein niedriges Maß an Übereinstimmung zwischen den an der Analyse beteiligten Radiologen bedeutet und die Subjektivität des einzelnen Untersuchers bei der Beurteilung der Bildqualität unterstreicht. Durch die Berechnung des Summenvektors und des t-Tests konnte kein Verfahren dargelegt werden, welches bei der Analyse von bildmorphologischen Kriterien, die für die neonatologische Intensivmedizin von besonderer Bedeutung sind, signifikant besser bewertet wurde. Die Post-Processing-Variation S-Vue™ 3.02 Neonatal 3 wurde signifikant schlechter bewertet und ist somit für einen generellen Einsatz in der neonatologischen Intensivmedizin nicht ausreichend geeignet.

1 Einführung

Die digitale Bildnachbearbeitung durch Post-Processing-Algorithmen rückte in den letzten Jahren immer mehr in den Forschungsmittelpunkt der diagnostischen Radiologie. Diese Arbeit untersucht die vier unterschiedlichen Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4, welche von der Firma Samsung speziell für einen Einsatz in der Neonatologie entwickelt und der Kinderradiologie des Universitätsklinikums Jena zur Verfügung gestellt wurden. Für die Analyse durch drei Fachärzte für Radiologie wurden auf der neonatologischen Intensivstation des Universitätsklinikums Jena erstellte Röntgen-Thorax-Aufnahmen mit diesen unterschiedlichen Verfahren nachverarbeitet. Im Folgenden sollen die Grundlagen der digitalen Radiographie und der Postprozessierung erläutert werden. Hieraus leitet sich die Fragestellung dieser Arbeit ab.

1.1 Grundlagen der digitalen Radiographie

Bei der ursprünglichen Radiographie in Form von konventionellen Röntgen-Systemen wurde durch Verwendung eines Films oder eines Fluoreszenzschirms ein analoges Bild erzeugt. Hierbei herrschte Proportionalität zwischen Belichtung des Bildes und applizierter Strahlendosis. Der Dosisbedarf konnte durch Weiterentwicklung der Technologie im Laufe der Zeit immer weiter verringert werden – für den Film waren hierbei die Verstärkerfolie und für das Fluoreszenzbild der Röntgenbildverstärker wesentlich (Heuser 2011).

Die zunehmenden Weiterentwicklungen im Bereich der Computertechnologie führten dazu, dass auch im Bereich der klassischen Projektionsradiographie eine Digitalisierung möglich wurde (Reiser et al. 2017). Nachdem 1973 die Computertomographie, 1976 die Magnetresonanztomographie und 1981 die digitale Subtraktionsangiographie als erste Verfahren eingeführt wurden, die auf der digitalen Bildtechnik basierten, fand im Jahr 1984 durch die Entwicklung digitaler Speicherfolien auch die Digitalisierung der konventionellen Radiographie statt. Dies wurde durch die Weiterentwicklung der bereits angesprochenen, in konventionellen Systemen genutzten Verstärkerfolien ermöglicht. Durch Speicherfolien kann die aufgenommene Energie über einen längeren Zeitraum gespeichert werden. Sie wird nicht direkt in Fluoreszenzlicht umgewandelt, wie es bei den Verstärkerfolien der Film-Folien-Systeme üblich war. Erst nach Auslesung der Speicherfolie durch einen Laser wird die Energie wieder freigegeben. Anfangs waren

keine entsprechenden Monitore verfügbar, die über ein ausreichend hohes Auflösungsvermögen verfügt haben, um die digitalen Bilder adäquat darzustellen, obgleich die Ortsauflösung dieser ersten digitalen Systeme geringer als jene der konventionellen Systeme war. Die Bilder waren für die ärztliche Diagnostik nur dann zu gebrauchen, wenn sie durch Belichtung eines Films weiterverarbeitet wurden. Zusammen mit hohen Investitionskosten für die notwendige Computer-Software und keinen eindeutigen Möglichkeiten zur Reduktion der notwendigen Strahlendosis führte dieser Umstand dazu, dass der digitalen Radiographie zunächst mit Skepsis begegnet wurde (Uffmann et al. 2008, Heuser 2011). Eine deutliche Reduzierung der notwendigen Dosis wurde dann Ende der 90er Jahre mit der Einführung der digitalen Flachbilddetektoren möglich. Diese erstmals vollständig digitalisierten Röntgensysteme verfügten über eine bessere Dosis-Quanten-Effizienz (DQE) und überzeugten außerdem durch die schnelle Verfügbarkeit der Bilder innerhalb weniger Sekunden sowie durch den Vorteil, dass ein Transport von Kassetten nun nicht länger notwendig war. Die Entwicklung der Flachbilddetektoren hat gleichzeitig einen Aufschwung bei der Weiterentwicklung der Speicherfoliensysteme ausgelöst. Die DQE gehört zusammen mit der Ortsauflösung und der Graustufendynamik zu den entscheidenden Parametern eines Bildempfängersystems – diese Begriffe werden im nachfolgenden Kapitel noch genauer erläutert. In den konventionellen Systemen wurden die drei Prozesse Bilddetektion, -darstellung und -speicherung innerhalb des Filmes vereint. Die Digitalisierung der Röntgentechnologie führte zur Entkopplung dieser drei nunmehr separat voneinander ablaufenden Prozesse. So dienen in digitalen Röntgensystemen digitale Speicherfolien, Festkörperdetektoren oder auch Röntgenbildverstärker der Detektion der eingehenden Röntgenstrahlung. Ein Analog-Digital-Converter wandelt die von den Detektorsystemen erzeugten elektrischen Signale zunächst in eine digitale Information um. Aus diesen Daten wird an Rechnern die Darstellung eines Bildes konstruiert, welches der Analyse durch das menschliche Auge zugänglich gemacht und separat abgespeichert wird (Uffmann et al. 2008, Heuser 2011).

Die Digitalisierung findet hierbei in zweierlei Hinsicht statt: Zum einen erfolgt eine Einteilung der Bildfläche in Bildpunkte (Pixelmatrix) und zum anderen wird anschließend jedem Bildpunkt ein Zahlenwert zugeordnet, welcher seiner jeweiligen Helligkeit entspricht. Letztlich wird die Genauigkeit der Darstellung der Grauwerte durch die Menge der verfügbaren Graustufen pro Pixel und die Ortsauflösung

wiederum durch jene Anzahl der Pixel bestimmt, die pro Fläche zur Verfügung stehen (Reiser et al. 2017).

Während der Dynamikbereich digitaler Radiographiesysteme jenem von Film-Folien-Systemen überlegen ist, schneidet die Ortsauflösung bei analogen Systemen besser ab. So verfügt eine Speicherfolie des Formates 30 cm x 40 cm über 160 Millionen Bildpunkte, wohingegen ein Film gleicher Größe 264 Millionen informationstragende Silberbromidkörnchen umfasst. Da die Gesamtauflösung jedoch ein Produkt aus Graustufendynamik und Ortsauflösung ist, kommt es bei digitalen Systemen trotz der unterlegenden Ortsauflösung nicht zu einem Verlust von Informationen, welche für die Diagnosefindung ausschlaggebend wären (Heuser 2011).

Bei der digitalen Radiographie ist über einen wesentlich größeren Dosisbereich eine adäquate Umsetzung der am Detektor aufgenommenen Signale in digitale Daten und somit eine Erfassung von Unterschieden in der Schwärzung möglich als es bei der analogen Film-Folien-Technik der Fall ist – dieser Umstand spiegelt sich in einem 100-fach höheren Belichtungsumfang digitaler Radiographie-Systeme gegenüber konventionellen Röntgenverfahren wider. Hat man analogen Röntgenbildern eine Unter- oder Überbelichtung direkt ansehen können, kommt es bei der digitalen Technik lediglich bei einer sehr niedrigen Dosis zu einer merklichen Zunahme des Bildrauschens. So können auch Aufnahmen mit einer für den Patienten deutlich übersteigerten Strahlendosis in ein kontrastreiches Bild umgewandelt werden. Dieser Umstand führte zur Etablierung des Dosisindikatorwertes, auch Exposure-Index (EI) genannt, welcher auf digitalen Röntgenbildern für den befundenen Arzt mit angegeben wird und als Güteparameter dient (Reiser et al. 2017). Zusätzlich bringt die digitale Radiographie den Vorteil mit sich, dass die Aufnahmen bezüglich ihrer Bildqualität einer Postprozessierung durch Post-Processing-Algorithmen zugänglich gemacht werden und somit diagnoserelevante Informationen des Bildes noch besser dargestellt werden können (Offiah 2008, Stenzel und Mentzel 2011).

1.1.1 Abbildungseigenschaften digitaler Radiographiesysteme

Anhand folgender Parameter lässt sich die Abbildungsqualität digitaler Radiographie-Systeme beurteilen:

- Ortsauflösung
- Dynamikbereich

-
- Quanteneffizienz (Dosis-Quanten-Effizienz, DQE)
 - Modulationsübertragungsfunktion (MÜF)/ Modulationstransferfunktion (MTF)

1.1.1.1 Ortsauflösung

Die Ortsauflösung beschreibt den kleinstmöglichen Abstand, bei welchem zwei Objekte noch separat voneinander dargestellt werden können. Sie definiert das Auflösungsvermögen eines Radiographiesystems. Mithilfe eines Bleistrichrasters lässt sich die Ortsauflösung darstellen und in der Einheit Linienpaare pro Millimeter (Lp/mm) wird sie angegeben. Die Streuung von Röntgenquanten im Detektor kann das Auflösungsvermögen maßgeblich mitbeeinflussen. Zusätzlich wird die Ortsauflösung in digitalen Systemen durch die Pixelgröße begrenzt. Für den Zusammenhang von Pixelgröße und Auflösungsvermögen ist das sogenannte Abtasttheorem relevant. Es beschreibt, dass bei einer Pixelgröße a maximal eine Frequenz von $1/2a$ übertragbar ist. Wäre eine Pixelgröße von 0,25 mm gegeben, würde dies eine Grenzfrequenz – auch Nyquist-Grenze genannt – von 2 Lp/mm bedeuten. Eine Überschreitung dieser Grenze hat eine Überlagerung von Moiré-Mustern zur Folge, was auch als Aliasing beschrieben wird und eine Abnahme der Bildqualität zur Folge hat (Busch 1999, Korner et al. 2007).

1.1.1.2 Dynamikbereich

Als Dynamikbereich eines Radiographie-Systems versteht man jenen Dosisbereich, bei welchem eine adäquate – das heißt ohne Verlust von relevanten Informationen – Umsetzung der eingehenden Strahlendosis in digitale Signale möglich ist. Digitale Systeme zeichnen sich über ihren gesamten Dynamikbereich hinweg durch Linearität in ihrem Verhältnis von Dosis und Signalstärke aus. Dieser Spielraum im Bereich der Dynamik ermöglicht es, dass auch größere Absorptionsunterschiede innerhalb einer Aufnahme gleichzeitig dargestellt werden können. Dies ist beispielsweise dann relevant, wenn innerhalb eines Bildes sowohl Weichteilgewebe als auch Knochen abgebildet werden. Hieraus resultiert, dass auch bei fehlerhafter Applikation der Strahlendosis nicht zwangsweise Wiederholungsaufnahmen nötig sind. Diese Toleranz gegenüber Unter- und Überbelichtungen ist bei den konventionellen Film-Folien-Systemen durch ihren kleineren Dynamikbereich, welcher sich in einer S-förmigen Gradationskurve darstellt, nicht gegeben (Busch 1999, Korner et al. 2007).

Die unterschiedlichen Gradationskurven von digitalen und analogen Systemen lassen sich anhand der Abbildung 1 nachvollziehen.

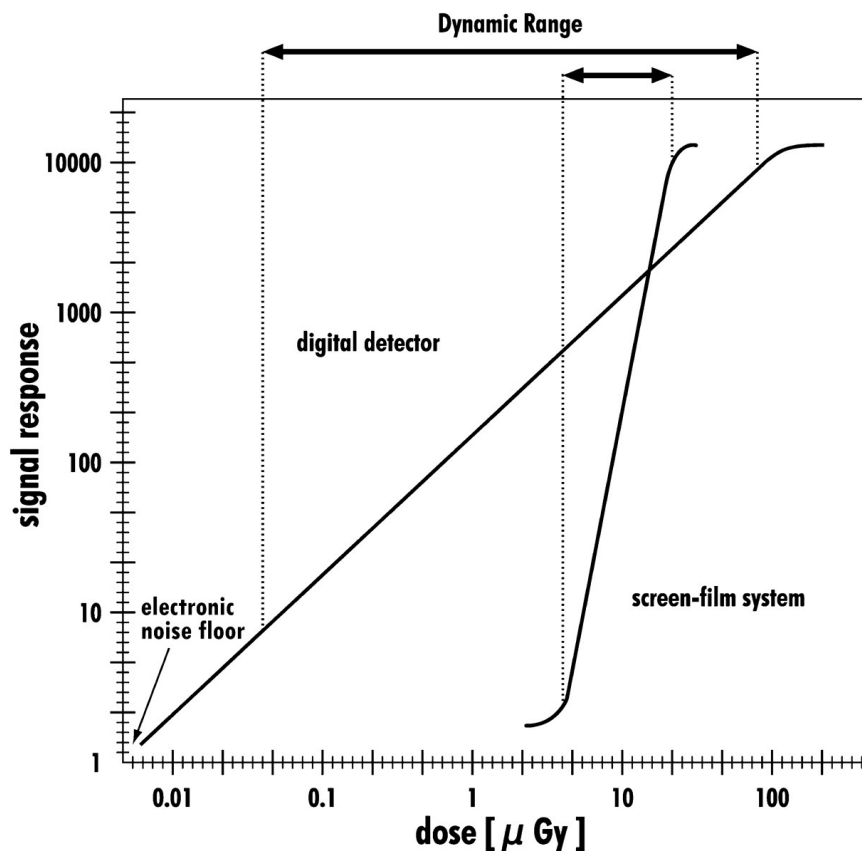


Abbildung 1: Vergleichende Darstellung des Dynamikbereichs von digitalen und analogen Radiographiesystemen (Korner et al. 2007)

Legende: *Signal response* = Signalstärke, *dynamic range* = Dynamikbereich, *electronic noise floor* = Rauschen, *digital detector* = digitaler Detektor, *screen-film system* = Film-Folien System.

1.1.1.3 Quanteneffizienz (Dosis-Quanten-Effizienz, DQE)

Die Quanteneffizienz beschreibt den Wirkungsgrad eines Radiographiesystems, also mit welcher Effizienz einfallende Röntgenquanten in bildwirksame Signale umgewandelt werden. Abbildungssysteme mit niedriger DQE benötigen dementsprechend eine höhere Strahlendosis, um die gleiche Bildqualität wie Systeme mit höherer DQE zu erreichen. Daher wird bei Weiterentwicklungen der Detektoren digitaler Radiographiesysteme auch immer eine Erhöhung der DQE angestrebt. Über den Quotienten der Signal-Rausch-Verhältnisse am Ausgang sowie am Eingang eines Detektors kann die DQE berechnet werden. Der ideale Detektor hat eine DQE von 100 % und wandelt somit alle einfallenden Röntgenquanten in Information um. Im

klinischen Alltag ist die DQE, bei einer Ortsfrequenz von 0,5 Lp/mm, auf einen Wert von 0,45 limitiert. Im Jahr 2003 wurde der IEC62220-1 Standard eingeführt, welcher erstmals eine standardisierte Messung der DQE ermöglichte. In den Jahren zuvor gab es eine Vielzahl unterschiedlicher Methoden die DQE zu bestimmen, sie waren jedoch nicht miteinander vergleichbar. Experimentell wird die DQE über das sogenannte „noise power spectrum“ (NPS) und die im nächsten Abschnitt noch genauer erläuterte Modulationstransferfunktion (MTF) berechnet (Busch 1999, Schaefer-Prokop et al. 2001, Korner et al. 2007, Ji et al. 2019). In Abbildung 2 werden die DQE Kurven für 4 verschiedene Detektorsysteme dargestellt.

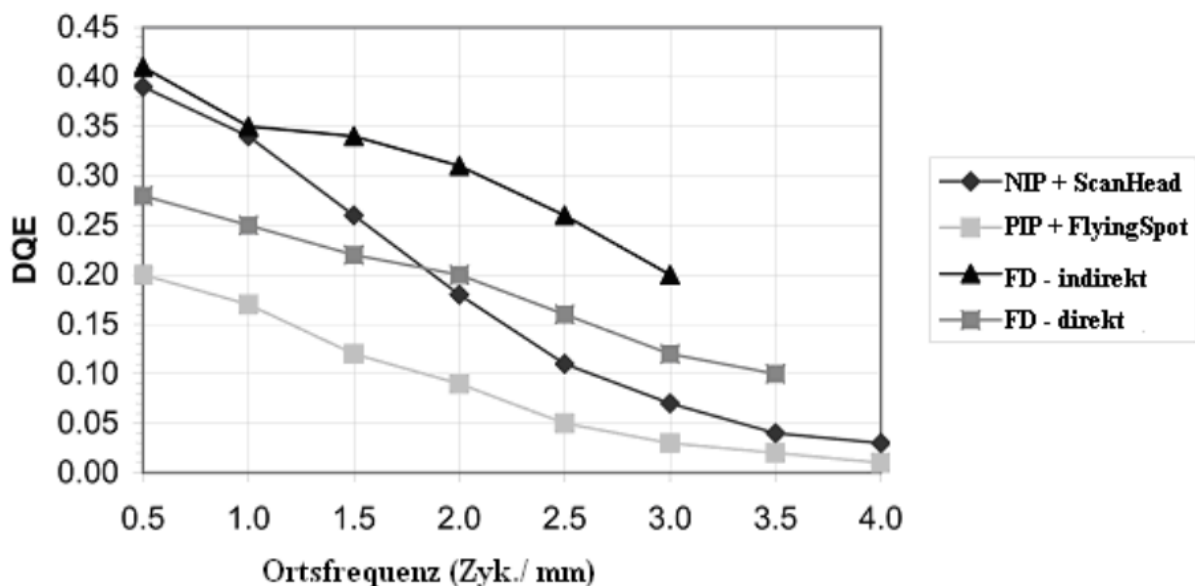


Abbildung 2: Darstellung der verschiedenen DQE Kurven (Korner et al. 2007)

Legende: NIP = Nadelstrukturspeicherfolie mit Zeilenscanner, PIP = unstrukturierte Speicherfolie mit einem Flying-Spot-Scanner, Indirekter FD = Csl-basierter indirekter Flachdetektor, Direkter FD = Selen-basierter direkter Flachdetektor.

1.1.1.4 Modulationstransferfrequenz (MTF)

Zusammen mit der DQE gehört die Modulationstransferfunktion zu den wichtigsten Qualitätsparametern, um die Bildgüte eines Radiographiesystems objektiv zu beurteilen (Schaefer-Prokop et al. 2008). Mithilfe der MTF kann die räumliche Auflösung eines Radiographiesystems ermittelt werden. Sie gibt an, wie stark das Ausgangssignal im Verhältnis zum Eingangssignal bei einer klar definierten Ortsfrequenz – der Begriff Ortsfrequenz wurde bereits im ersten Abschnitt dieses Kapitels erläutert – abgeschwächt wird (Korner et al. 2007, Medjoubi et al. 2010). Die MTF des gesamten Radiographiesystems setzt sich aus dem Produkt der MTF aller Einzelkomponenten des Systems zusammen. Würde eine der Komponenten eine MTF von Null aufweisen, so hätte dies zu Folge, dass die Gesamt-MTF des Systems ebenfalls einen Wert von Null annehmen würde (Dössel 2016). Abbildung 3 veranschaulicht das Verhältnis der einzelnen MTFs innerhalb eines Radiographiesystems.

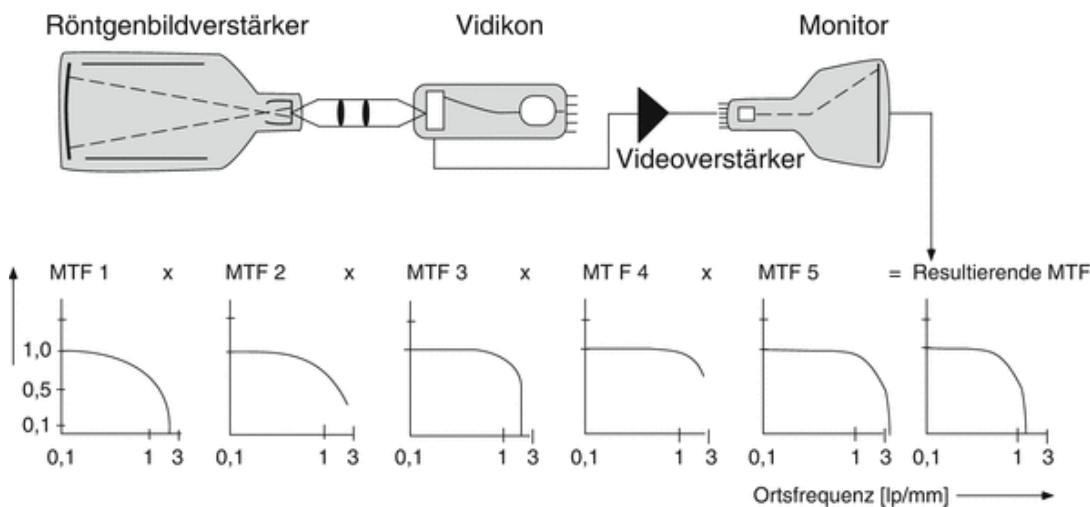


Abbildung 3: Modulationstransferfunktion einer Bildverstärkerkette (Dössel 2016)

Informationen, die für die Diagnosefindung von besonderem Interesse sind, liegen häufig in einem Ortsfrequenz-Bereich von 0 und 2 Lp/mm. Aus diesem Grund sollte die MTF in diesem Bereich möglichst hohe Werte aufweisen (Busch 1999).

1.1.2 Arten digitaler Radiographiesysteme

Die unterschiedlichen digitalen Radiographiesysteme, welche nachfolgend vorgestellt und in Abbildung 4 illustriert werden, unterscheiden sich mitunter erheblich. Zur Abgrenzung zu konventionellen Film-Folien-Systemen ergeben sich dennoch einige gemeinsame Punkte (Uffmann et al. 2008, Uffmann und Schaefer-Prokop 2009):

- Ein größerer Dynamikumfang der digitalen Systeme, wobei auch große Dosisunterschiede den Bildeindruck nicht merkbar beeinflussen
- Potenzielle Gefahr, dass ein relevanter Dosisanstieg nicht bemerkt wird, da eine Über- oder Unterbelichtung nicht direkt erkennbar ist
- Modifizierbarkeit der Helligkeit und des Kontrastes der digitalen Bilder
- Bilddetektion, -darstellung und -speicherung werden digital entkoppelt und machen weitere Programme zur Bearbeitung und Archivierung der Bilder notwendig
- Qualität und diagnostische Wertigkeit der Bilder sind neben dem Detektor auch vom darstellenden System, also beispielsweise dem Befundungsmonitor, abhängig
- Die Bildqualität der digitalen Systeme kann durch Post-Processing-Algorithmen beeinflusst werden

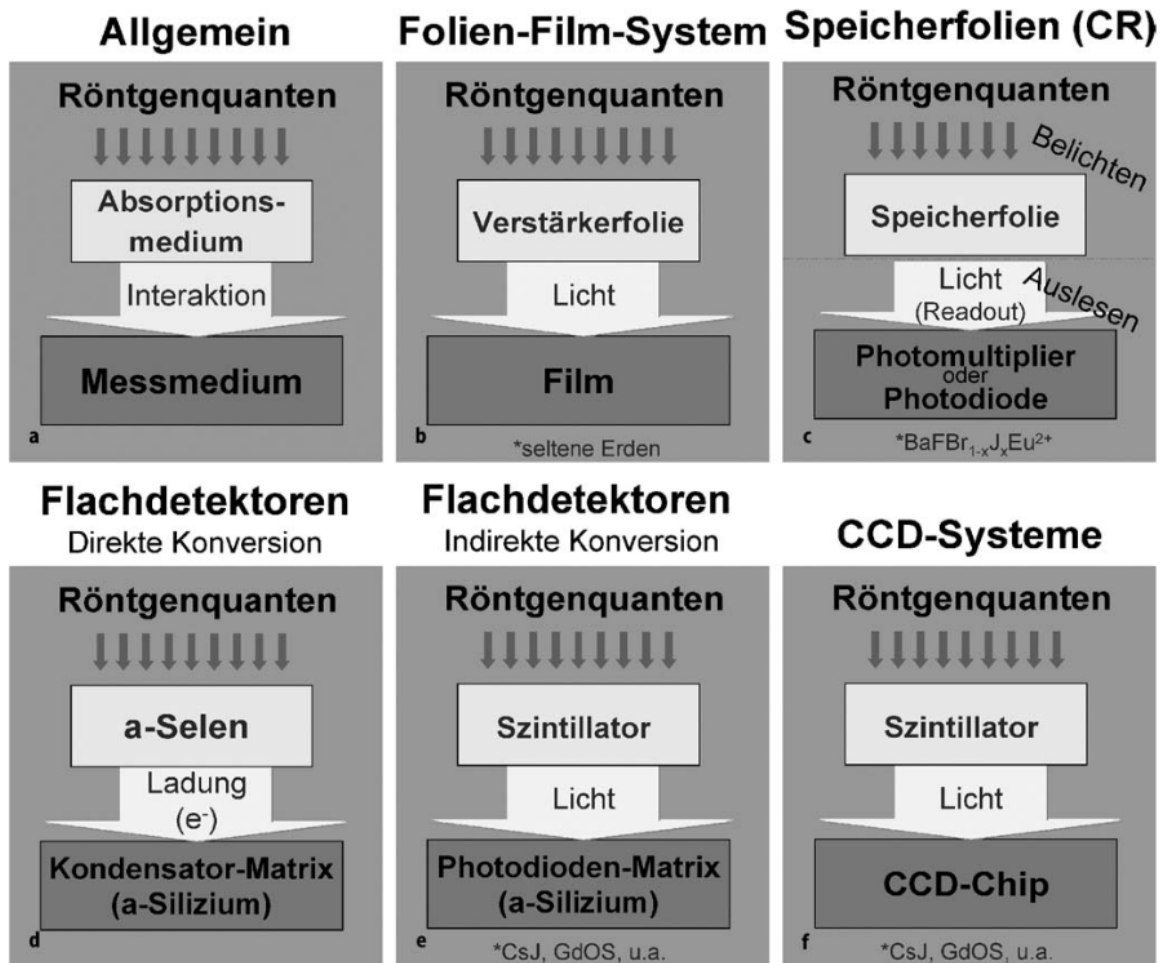


Abbildung 4: Übersicht über gängige digitale Detektorsysteme (Schaefer-Prokop et al. 2003)

1.1.2.1 Röntgen-Speicherfolien

Wie bereits angesprochen, stellen Speicherfolien eine Weiterentwicklung der in konventionellen Systemen genutzten Verstärkerfolien dar. Sie haben einen ähnlichen Aufbau und als Medium zur Signalspeicherung wird beispielsweise Barium-Fluor-Halogenid (BaF) genutzt, welches als Pulver auf eine Unterlage aus Polyester aufgetragen wird. Geben die Verstärkerfolien die eingestrahlte Energie direkt wieder als sichtbares Licht ab, sind Speicherfolien in der Lage einen Großteil der Energie über mehrere Stunden festzuhalten. Dies wird durch Dotierung des Speichermediums mit einem anderen Element, wie beispielsweise Europium, erreicht. Es kommt hierbei zu Strukturstörungen im Kristallgitter des BaF und als Konsequenz bilden sich Elektronenfallen aus, welche die durch die einfallenden Röntgenquanten erregten Elektronen daran hindern, dass sie unter Aussendung von Fluoreszenzlicht in ihren

Grundzustand zurückkehren. In einem nächsten Schritt kann nach Entfernung der Speicherfolie aus der Kassette mithilfe eines Lasers die punktförmige Abtastung der Folie beginnen, wobei die Elektronen wieder in ihren Ursprungszustand gelangen und dabei Fluoreszenzlicht aussenden. Detektoren messen die Emission dieses Lichts und es findet eine Umwandlung in elektrische Signale sowie eine Digitalisierung der Information statt. Nachdem die Folie ausgelesen wurde, wird die restliche Information durch Bestrahlung mit hellem, sichtbarem Licht wieder gelöscht. Das hierfür genutzte Lichtspektrum ist speziell auf die Speicherfolien abgestimmt (Fasbender und Schaezing 2003, Heuser 2011). Anschließend kann die Folie zurück in die Kassette geladen werden und eine erneute Strahlenexposition ist möglich. Das vorläufige Bild auf dem Computer kann verschiedene Arten der Nachverarbeitung durchlaufen, was durch spezielle Programme ermöglicht wird. Die meisten Systeme werden mit einer 4-K Matrix betrieben und die gängige Eingangsdosis am Detektor liegt bei 2,5 μGy . Speicherfolien-Systeme haben den Vorteil, dass ihr Kassettenformat nicht abweicht und somit die Film- mit der Speicherfolien-Kassette ausgetauscht werden kann, ohne dass das gesamte Röntgensystem umgebaut werden muss. Wie bereits für die digitale Radiographie im Allgemeinen dargelegt, erfolgt bei den Speicherfolien-Systemen durch die Signalnormierung eine adäquate Helligkeits- und Kontrastdarstellung, auch wenn es zu Unterschieden bei der Strahlendosis kommt – dennoch kann dieser Vorteil bei dem Großteil der Systeme nicht für relevante Dosisersparungen genutzt werden (Heuser 2011).

Weitere Entwicklungen im Bereich der digitalen Radiographie mit Speicherfolien führten zur Etablierung von Nadelkristalldetektoren aus Caesiumbromid (CsBr) anstelle der BaF-Speicherfolien. Da das Licht hierbei die Kristallnadeln als Leitstruktur nutzen kann, findet weniger Lichtdiffusion nach lateral statt. Entsprechend dicker ist die Schicht des Detektors und somit resultiert eine höhere Dosiseffizienz, ohne Verluste bei der Ortsauflösung in Kauf nehmen zu müssen. Im Vergleich zu den herkömmlichen Speicherfolien ergeben sich bei den Speicherfolien mit Nadelkristalldetektoren Vorteile während des Auslesevorgangs. Der Laser, welcher zur Auslesung der gespeicherten Energie genutzt wird, dringt tiefer in die Lumineszenzschicht ein, was zu einer merklichen Abnahme des Bildrauschens führt. Nadelkristalldetektoren erinnern in ihrem Aufbau an Flachbilddetektoren und haben wie diese eine den herkömmlichen Speicherfolien überlegene DQE. Hieraus ergeben sich Dosisersparungen von bis zu 50 % (Korner et al. 2005, Heuser 2011).

1.1.2.2 Flachbilddetektoren

Flachbilddetektoren ersetzen zunehmend die Speicherfolien- und Film-Folien-Systeme. Grundsätzlich soll ein Detektor die Röntgenstrahlung effizient absorbieren und möglichst vollständig und abbildungsgetreu in ein Bildsignal umwandeln. Wie bereits im vorherigen Kapitel beschrieben, wird die Effizienz dieses Vorgangs mithilfe der DQE quantifiziert. Jede Weiterentwicklung auf dem Gebiet der Detektortechnologie wird daher mit dem Ziel durchgeführt, das Niveau der DQE von Detektoren zu erreichen, die bereits auf dem Markt etabliert sind oder dieses Niveau sogar zu übertreffen. Ein Detektor kann neben der DQE auch durch den Dynamikumfang, den Dosisbereich, die Bildfrequenz sowie die Pixelgröße charakterisiert werden (Spahn et al. 2003).

Als fest integrierte Bestandteile einer Röntgenanlage sind die Festkörperdetektoren drahtlos per WLAN bzw. Bluetooth oder aber über ein Kabel mit dem Bildrechner verbunden. Bei den digitalen Speicherfolien ist es wie auch bei den Film-Folien-Systemen weiterhin notwendig, die Kassetten nach Strahlenexposition aus der Lade zu entfernen und zu einem Lesegerät zu transportieren. Dieser Schritt entfällt bei der Radiographie mit Festkörperdetektoren und so kann innerhalb weniger Sekunden auf das Bild zugegriffen werden und die Analyse beginnen. Aus diesem Grund spricht man hierbei auch von der sogenannten Direktradiographie, wobei man Verfahren mit direkter und indirekter Energiekonversion unterscheidet (Schaefer-Prokop et al. 2003, Heuser 2011). Die direkte Energiekonversion beschreibt einen Prozess, bei welchem die Röntgenstrahlung ohne Umwege direkt in elektrische Signale umgewandelt wird. Im Gegensatz hierzu entsteht im Rahmen der indirekten Energiekonversion in einem ersten Schritt Fluoreszenzlicht, welches anschließend mithilfe von Photodioden zur Auslösung elektrischer Signale weiterverarbeitet wird. Für beide Verfahren wird eine Matrix aus amorphem Silizium genutzt, welche Dünnschicht-Transistoren sowie Kondensatoren enthält und eine Schalterfunktion für die Ortskodierung hat (Heuser 2011). Die Verfahren der indirekten und direkten Energiekonversionen werden nachfolgend genauer beschrieben.

1.1.2.2.1 Detektoren mit indirekter Energiekonversion (optodirekte Systeme)

Bei diesen Detektoren führt das Auftreffen von Röntgenquanten auf einen Szintillator, welcher aus Gadolinium Oxysulfid oder Cäsiumjodid besteht, zur Erzeugung von sichtbarem Licht. Dieses Licht erfährt innerhalb einer Matrix aus Photodioden, welche aus amorphem Silizium bestehen, eine proportionale Umwandlung in elektrische Signale. Transistoren (field-effect transistors, FET) sind mit den Photodioden verbunden und dienen der Auslesung der Ladung. Der Auslesevorgang läuft mit hoher Geschwindigkeit ab, daher eignet sich dieses Verfahren prinzipiell für einen Einsatz im Bereich der Durchleuchtung. Der Lichtstreuung – durch sie wird die Ortsauflösung negativ beeinflusst – wird in optodirekten Systemen durch Cäsiumjodid-Kristalle entgegengewirkt, welche einen speziellen, nadelförmigen Aufbau aufweisen und somit als Leitstruktur für den Lichttransport fungieren. Hierdurch kann die Lichtstreuung deutlich reduziert werden und die Ortsauflösung nimmt vor allem bei Einsatz dickerer Szintillatorschichten nicht so stark ab, wie es bei der Verwendung von pulverförmigen Materialien innerhalb des Szintillators der Fall wäre. Dies bedeutet eine effizientere Nutzung der einfallenden Röntgenquanten und erklärt den Umstand, dass die optodirekten Systeme mit bis zu 65 % die höchste DQE aller digitalen Detektoren aufweisen (Schaefer-Prokop et al. 2003, Heuser 2011).

1.1.2.2.2 Detektoren mit direkter Energiekonversion (elektrodirekte Systeme)

Anders als bei der indirekten Energiekonversion wird beim direkten Verfahren ohne Zwischenschritte elektrische Ladung erzeugt. Dies geschieht auf einer 500 µm dicken Konverterschicht aus amorphem Selen, die fähig ist, durch Absorption der Röntgenquanten elektrische Signale zu erzeugen. Pixeldefinierend ist eine Matrix aus Sammelelektroden, die sich unter dieser Selen-Schicht befindet. Jede Elektrode hat unter sich einen zur Speicherung der Ladung fähigen Kondensator sowie einen Schalttransistor, der für die Auslesung zuständig ist. Im Bereich von 20-30 kV weisen die elektrodirekten Systeme eine höhere DQE als die indirekten Systeme auf und generieren bei Hochkontraststrukturen ein besseres Signal, was sie insbesondere für die digitale Mammographie und andere Weichteiltechniken prädestiniert. Sogenannte CCD-Systeme (charged coupled device) waren die ersten in der Radiologie eingeführten Direkt-detektoren. Bei diesen Systemen kommt es zu Einschränkungen im Bereich der Dosis-effizienz und der Bildqualität, da die integrierten CCD-Chips in einem Format von 2 - 4 cm² vorliegen, was zur Konsequenz hat, dass das

Aufnahmeformat mit einer Fiberglas- oder Linsenoptik verkleinert werden muss. Bei dem alternativen Slot-Scan-Verfahren werden die CCD-Chips linear angeordnet und das Bild sequenziell zusammengefügt. Auf diese Weise kann die Streustrahlung erheblich reduziert werden, sodass die Notwendigkeit zur Verwendung eines Rasters entfällt (Heuser 2011).

Im Vergleich zu den Speicherfolien können die Direktdetektor-Systeme durch eine schnellere Verfügbarkeit der Bilder – hierdurch wird vor allem die Überwachung kritisch kranker Patienten verbessert – sowie durch die höhere Dosiseffizienz überzeugen. Die laterale Lichtstreuung wird bei elektrodirekten Systemen gänzlich umgangen und so eine Verschlechterung der Ortsauflösung verhindert. Es stehen ebenfalls mobile Systeme mit transportierbarem Detektor zur Verfügung, wobei die Daten über Funk oder Kabel übertragen werden. Dies ermöglicht bei einem Einsatz auf der Intensivstation oder während Operationen die direkte Bereitstellung der Bilder nach der Aufnahme. Als nachteilig zu werten ist, dass es bei der Direktradiographie zu Entladungsmustern kommen kann, die für eine gewisse Zeit auf dem Rezeptor persistieren (Schaefer-Prokop et al. 2003, Heuser 2011).

1.2 Grundlagen und Modalitäten der Postprozessierung

Post-Processing-Algorithmen waren schon immer ein fester Bestandteil der digitalen Radiographie, jedoch sind sich viele Anwender dieser im Hintergrund ablaufenden Nachverarbeitungsprozesse nicht bewusst. So wie die grundsätzlichen physikalischen Eigenschaften des Detektors und des abbildenden Systems entscheidend für die Qualität des Bildes sind, stellen Post-Processing-Verfahren einen maßgeblichen Parameter für den resultierenden Bildeindruck und somit für die diagnostische Aussagekraft des Bildes dar (Schaefer-Prokop et al. 2003, Prokop et al. 2003). Folgendes zählt nach Prokop et al. zu den allgemeinen Zielen der digitalen Bildnachverarbeitung (Prokop et al. 2003):

- Optimierung des Auflösungsvermögens von digitalen Radiographie-Systemen
- Verbesserung der Kontrastdarstellung
- Unterdrückung des Bildrauschens

Würde die von dem Detektor aufgenommene Information ohne weitere Nachverarbeitung direkt in Graustufen übersetzt und abgebildet werden, so wäre es

beispielsweise möglich, das Mediastinum transparent darzustellen, gleichzeitig würde aber das Bild im Gesamten einen Mangel an Kontrast aufweisen. Weiterhin könnte ohne eine Verarbeitung durch Post-Processing-Algorithmen die geringere Pixelausstattung der digitalen Systeme im Vergleich zu analogen Systemen zu Nachteilen im Bereich der Bildschärfe führen. Aus diesen Gründen durchlaufen in der Regel alle digitalen Röntgenbilder den Prozess der Postprozessierung. Hierbei sollen Einschränkungen digitaler Detektoren ausgeglichen und letztlich das volle Potenzial digitaler Radiographiesysteme ausgeschöpft werden (Prokop et al. 2003). Konventionelle Systeme sind, wie in Kapitel 1.1 bei den Grundlagen der digitalen Radiographie bereits dargelegt, digitalen Systemen in ihrem Auflösungsvermögen zwar überlegen, da sie über eine größere Pixelanzahl verfügen, jedoch wird der Eindruck von Bildschärfe nicht zuletzt auch von der MTF bestimmt – der Begriff MTF wurde bereits in Kapitel 1.1.1.4 beschrieben. Hierauf können digitale Nachverarbeitungsprozesse Einfluss nehmen und somit das Auflösungsvermögen digitaler Systeme verbessern. Konventionelle Film-Folien Systeme sind äußerst anfällig gegenüber Schwankungen im Bereich der applizierten Strahlendosis und durch ihr reziprokes Verhältnis von Kontrast und Dynamikumfang beeinträchtigt. Können digitale Radiographiesysteme durch automatische Korrektur von Dosischwankungen eine Konstanz von Kontrast und Dichte im erzeugten Bild sicherstellen, so ist bei konventionellen Systemen eine Anpassung des Dynamikbereiches und des Bildkontrastes nur durch einen Wechsel der Film-Folien Kombination möglich. Wird ein Film zur Erzeugung eines hohen Kontrastes genutzt, so nimmt man hierdurch Einbußen im Dynamikbereich in Kauf. Ein Film mit einem weiten Dynamikbereich wiederum bedeutet gleichzeitig, dass der Kontrast des Bildes negativ beeinflusst wird. Die Anpassungsfähigkeit digitaler Systeme gegenüber solchen Schwankungen in der Strahlendosis kann durch Nachverarbeitungsprozesse noch effektiver genutzt werden (Prokop et al. 2003, Heuser 2011). Durch die Möglichkeit der Einflussnahme auf die dargelegten Faktoren haben Post-Processing-Algorithmen einen entscheidenden Einfluss auf die Bildqualität und das Potenzial die diagnostische Aussagekraft eines Bildes positiv – aber auch negativ – zu beeinflussen (Prokop et al. 2003, Stenzel und Mentzel 2011). In den folgenden Kapiteln werden grundlegende Post-Processing-Verfahren näher erläutert.

1.2.1 Frequenzfilterung

Unter Frequenzfilterung werden verschiedene Post-Processing-Verfahren zusammengefasst, welche alle die Beeinflussung der Ortsfrequenz-Zusammensetzung eines Bildes gemeinsam haben. Die am weitesten verbreiteten Verfahren dieser Art sind die unscharfe Maskenfilterung sowie die Multifrequenzfilterung (Peter Vuylsteke 1999, Prokop et al. 2003).

1.2.1.1 Filterung mit unscharfer Maske

Die unscharfe Maskenfilterung ist ein Post-Processing-Verfahren, welches ursprünglich zur Kantenbetonung und Schärfung eines Bildes entwickelt und bereits in den ersten digitalen Radiographie-Systemen etabliert wurde. Die Postprozessierung beruht hierbei auf einer Tiefpassfilterung des Originalbildes. Die sich daran anschließende Subtraktion des gefilterten Bildes vom Originalbild erzeugt ein sogenanntes Kantenbild, welches in einem letzten Schritt zum Originalbild gewichtet aufaddiert wird. Zu Beginn wurde die Technik der unscharfen Maskenfilterung synonym mit dem Begriff „Kantenbetonung“ verwendet. Dies ist insofern irreführend, als eine Kantenbetonung nur bei Auswahl spezifischer Filterparameter – wenn beispielsweise eine Kernelgröße von 5 mm genutzt wird – stattfindet. Es kann jedoch auch eine Verbesserung der Ortsauflösung erreicht werden, hierfür sind dann kleinere Filter von 2 mm – 3 mm notwendig. Werden große Filterkernel von 2 cm - 3 cm verwendet, so ist eine Reduzierung des Dynamikbereiches mit einer transparenteren Darstellung des Mediastinums möglich. Die genannten Effekte sind bei dieser ursprünglichen Form der unscharfen Maskenfilterung, wie sie vor allem in älteren Speicherfolien-Systemen vorkam, nicht kombinierbar. Es gibt jedoch weitere Varianten, die insbesondere auf die Reduzierung des Dynamikbereiches abzielen und durch Verwendung unterschiedlicher Kernelgrößen und Gewichtungsfaktoren eine gleichzeitige Nutzung der verschiedenen Effekte der unscharfen Maskenfilterung, wie beispielsweise die Verbesserung der Ortsauflösung, möglich machen (Schaefer-Prokop et al. 2001). Das Verfahren der Filterung mit unscharfer Maske überzeugt vor allem durch die einfache Durchführbarkeit. Als nachteilig anzusehen ist die Erzeugung von Artefakten und dass durch den Einsatz der Filter ausschließlich die Größen der jeweiligen Strukturen und damit der jeweiligen Ortsfrequenzen bei der Bildverarbeitung zum Tragen kommen, weitere Faktoren, wie die Strukturdichte und somit der Kontrast,

aber keine Berücksichtigung finden (Schaefer-Prokop et al. 2001, Schaefer-Prokop et al. 2008).

1.2.1.2 Multifrequenzfilterung

Viele verschiedene Hersteller bieten die Multifrequenzfilterung als gängiges Nachverarbeitungsverfahren in der digitalen Radiographie an. Es handelt sich hierbei um anspruchsvolle Verfahren, durch welche – anders als bei der im vorherigen Kapitel dargelegten unscharfen Maskenfilterung – sowohl die jeweilige Objektgröße als auch der Ausgangskontrast des Bildes berücksichtigt werden. Durch die Multifrequenzfilterung wird das Ursprungsbild in multiple Frequenzbänder mit unterschiedlichen Bildinformationen unterteilt. Nach dieser Unterteilung kann jedes dieser Frequenzbänder separat bearbeitet werden, was eine Vielzahl von verschiedenen Variationen der Postprozessierung möglich macht. Die verschiedenen Frequenzbänder entstehen, indem das Ursprungsbild wiederholt gefiltert wird und so eine Einteilung in einen Hochpass- sowie in einen Tiefpassbereich möglich wird. Der Prozess startet mit dem höchsten Frequenzbereich, wobei der hieraus resultierende Tiefpassbereich anschließend für einen erneuten Durchlauf genutzt wird, bis mindestens 8 unterschiedliche Frequenzbänder entstanden sind, welche separat voneinander bearbeitet werden können. Die separate Bearbeitung einzelner Frequenzbänder oder einzelner Gruppen von Frequenzbändern ermöglicht eine auf die jeweilige Strukturgröße angepasste Postprozessierung und begründet die höhere Flexibilität der Multifrequenzfilterung gegenüber der Filterung mit unscharfer Maske (Stahl et al. 2000, Prokop et al. 2003, Schaefer-Prokop et al. 2003). In Abbildung 5 wird das Prinzip der Multifrequenzfilterung dargestellt.

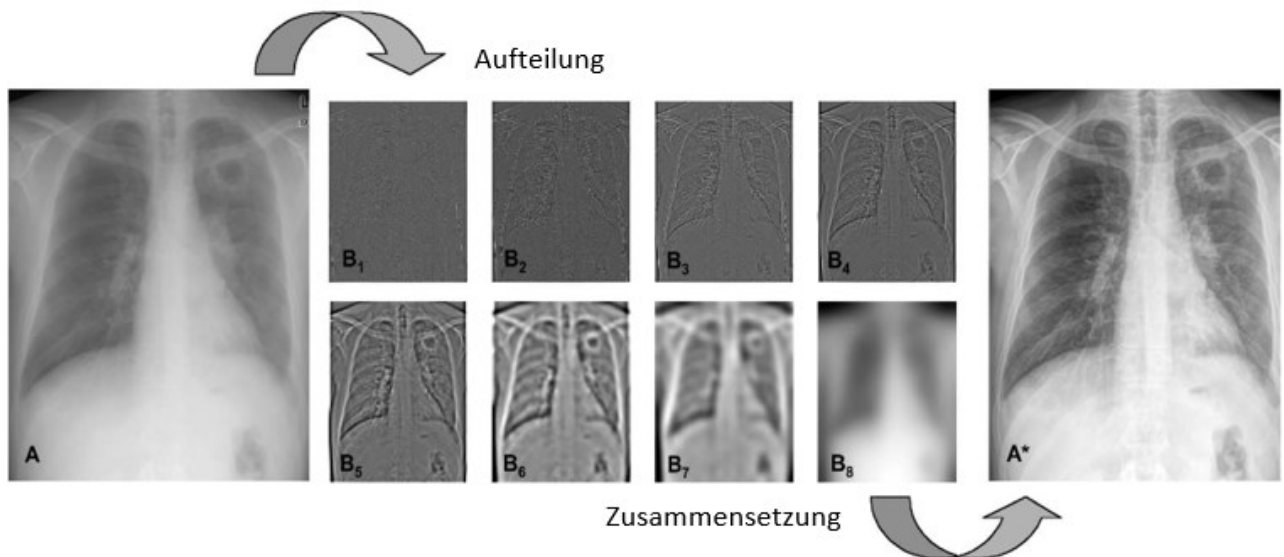


Abbildung 5: Frequenzbänder der Multifrequenzfilterung

Dargestellt sind unterschiedliche Frequenzbänder, welche durch die Multifrequenzfilterung entstehen und verschiedene Struktur- und Gradationsinformation enthalten. Reproduziert und übersetzt von (Prokop et al. 2003).

Schwer im ursprünglichen Bild erkennbare Strukturen, also solche mit niedrigem Kontrast, erfahren durch spezifische Anpassungen der Filterparameter eine verbesserte Darstellung und solche mit hohem Kontrast, die gut im Ursprungsbild erkennbar sind, werden in ihrem Kontrast relativ unterdrückt. Diese Kontrastanhebung kann im Rahmen der Multifrequenzfilterung unabhängig von der jeweiligen Objektgröße beziehungsweise der Ortsfrequenz-Zusammensetzung durchgeführt werden (Schaefer-Prokop et al. 2001, Schaefer-Prokop et al. 2003). Durch die Multifrequenzfilterung kann neben einer Verbesserung der Ortsauflösung gleichzeitig eine Reduktion des Dynamikbereichs erreicht werden, wodurch die Darstellung eines transparenten Mediastinums ermöglicht wird. Es ist weiterhin möglich das Bildrauschen lokal zu unterdrücken, jedoch muss dieser Vorgang stets mit Bedacht durchgeführt werden, da es sonst zur Erzeugung von Artefakten kommen kann (Schaefer-Prokop et al. 2001). Der Zusammenhang zwischen dem Prozess der Rauschunterdrückung und der Entstehung von Artefakten wird im Kapitel 1.2.3 näher beleuchtet. Generell sind in der Direktradiographie Einschränkungen durch überlagerndes Bildrauschen weniger ausgeprägt und somit kann durch die Multifrequenzfilterung auch bei kontrastarmen oder sehr kleinen Strukturen eine verbesserte Bilddarstellung gelingen (Dencker et al. 2000, Schaefer-Prokop et al.

2003). Die Vorteile von Post-Processing-Verfahren, welche auf der Multifrequenzfilterung beruhen, lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Verbesserte Detektion von Strukturen mit geringem Kontrast
- Bereiche mit geringer Signalstärke können besser dargestellt werden
- Kantenartefakte werden minimiert
- Natürlicher Bildeindruck der Röntgenaufnahme bleibt erhalten

Agfa war der erste Hersteller, welcher mit der „Multiscale Image Contrast Amplifikation“ (MUSICA) ein Verfahren zur Multifrequenzfilterung einführte. Es folgten weitere Verfahren wie „Unique“ von Philips und „Multiobjective Frequency Processing“ (MFP) von Fuji, die auf dem Prinzip der Multifrequenzfilterung beruhen. In Studien am Phantom und am Patienten konnte durch diese ersten auf der Multifrequenzfilterung beruhenden Post-Processing-Verfahren eine Verbesserung bei der Erkennung von kleinknotigen Verschattungen im Lungenparenchym sowie von Strukturen mit wenig Kontrast im Mediastinalschatten bestätigt werden (Schaefer-Prokop et al. 2001, Vuylsteke und Schoeters 1994). Mittlerweile wurden von Agfa „MUSICA2“ und „MUSICA 3“ auf den Markt gebracht. Studien, welche die Verbesserung der Bildqualität durch diese neueren, auf der Multifrequenzfilterung beruhenden Post-Processing-Verfahren untersucht haben (Hammon et al. 2019, Ley-Zaporozhan et al. 2018, Smet et al. 2018, Sensakovic et al. 2016), werden in Kapitel 5.2.1 und 5.2.3 dargelegt. Auch das Post-Processing-Verfahren S-Vue™ 3.02 von Samsung, auf welchem die in unserer Studie untersuchten Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 beruhen, basiert unter anderem auf einem weiterentwickelten Algorithmus zur Multifrequenzfilterung und wird in Kapitel 3.2 vorgestellt.

1.2.2 Rauschunterdrückung

Die positiven Effekte vieler Post-Processing-Verfahren im Sinne einer verbesserten Bildqualität können unter Umständen mit einer Steigerung des Bildrauschens einhergehen. Rauschphänomene betreffen vor allem solche Regionen, die eine geringe optische Dichte aufweisen wie beispielsweise der Oberbauch oder das Mediastinum. Besonders relevant ist das Bildrauschen für Systeme mit geringer DQE – der Begriff DQE wurde in Kapitel 1.1.1.3 beschrieben – oder für solche Bilder, die mit einer geringen Strahlendosis aufgenommen wurden (Prokop et al. 2003).

Der Rauschunterdrückung kommt eine entscheidende Bedeutung zu, wenn es um Möglichkeiten zur Verbesserung der diagnostischen Qualität in der medizinischen Bildgebung geht. Obwohl eine Vielzahl unterschiedlicher Techniken zur Rauschunterdrückung zur Verfügung stehen, stellt es weiterhin eine Herausforderung dar, ein Verfahren zu etablieren, welches den unterschiedlichen Anforderungen einer adäquaten Rauschunterdrückung gerecht wird. Zu diesen Anforderungen gehört, dass die Technik sowohl für Bilder geeignet ist, die mit einer ausreichenden Strahlendosis aufgenommen wurden als auch für solche, deren Signalintensität nur sehr gering ist. Weiterhin sollten durch den Prozess der Rauschunterdrückungen keine Artefakte in den prozessierten Bildern erzeugt werden (Bredies und Lorenz 2011, Thanh et al. 2019). Grundlegende Arten des Rauschens sind das Quantenrauschen sowie das Gauß'sche Rauschen. Das Quantenrauschen ist ein Phänomen, welches insbesondere bei Röntgenaufnahmen mit geringer Strahlendosis auftritt und seine Ursache darin findet, dass verhältnismäßig wenige Röntgenphotonen in Bezug auf die detektierenden Elemente zur Verfügung stehen (Aach et al. 1996, Prasath 2017). Das Gauß'sche Rauschen (auch weißes Gauß'sches Rauschen) wird bereits während der Bilderzeugung durch die thermisch bedingte Bewegung von Elektronen ausgelöst (Sairam et al. 2013). Eine Technik, welche zur Eindämmung des Gauß'schen Rauschens genutzt werden kann und von Tomasi und Maduchi entwickelt wurde, ist die bilaterale Filterung (Elad 2002, Tomasi und Manduchi 1998). Bei dieser Technik findet eine Minderung des Rauschens statt, indem ausgehend von den Grauwerten eines zentralen Pixels die Grauwerte der umgebenden Pixel angepasst werden. Objektkanten werden von dieser Anpassung nicht beeinflusst und bleiben somit weiter abgrenzbar (Eiben 2006, Elad 2002). In einer aktuellen Studie von (Majeeth und Babu 2019) wurde unter anderem die bilaterale Filterung mit einem neueren Algorithmus zur Rauschunterdrückung verglichen. Es konnte hierbei – bezüglich der Fähigkeit zur Reduzierung des Gauß'schen Rauschens – eine Überlegenheit dieses neuen Verfahrens gegenüber der bilateralen Filterung festgestellt werden.

Eine bekannte Technik zur Reduzierung des Quantenrauschens ist die adaptive Total-Variation-Methode (ATV). Diese Methode hat den Vorteil, dass durch die Rauschunterdrückung keine technischen Artefakte entstehen, welche zur Überlagerung wesentlicher Bildinformationen führen können (Thanh et al. 2019). Ältere Techniken zur Rauschunterdrückung wie jene von Rudin et al. sind in der Bildverarbeitung weit verbreitet, bringen aber den Nachteil mit sich, dass sie durch den

Prozess der Rauschunterdrückung eben solche Störungen in Form von Stufenartefakten verursachen können (Rudin et al. 1992, Thanh et al. 2020). Dies ist im Rahmen der medizinischen Bildverarbeitung insofern besonders ungünstig, als dass die Rauschunterdrückung nur einen von vielen weiteren Prozessen der Bildnachverarbeitung darstellt und diese durch Artefakte negativ beeinflusst werden können (Prasath 2017). Eine Einschränkung erfährt die ATV allerdings dadurch, dass es bei Röntgenaufnahmen mit geringer Strahlendosis durch die geringere Anzahl an Röntgenphotonen in der Realisierung einer adäquaten Rauschunterdrückung limitiert wird. Für solche Aufnahmen geringer Strahlendosis eignet sich die adaptierte nicht-lokale Total-Variation-Methode (ANLTV), welche die Bildinformationen von Röntgenbildern mit geringer Signalstärke durch vorgeschaltete Anpassungsvorgänge besser extrahieren kann. Somit werden die Bildinformationen dem anschließenden Prozess der Rauschunterdrückung trotz geringer Signalstärke zugänglich gemacht (Prasath 2017, Thanh et al. 2019).

Neben der Multifrequenzfilterung, die bereits im vorherigen Kapitel behandelt wurde, beruhen die in unserer Studie untersuchten Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 ebenfalls auf einer neu entwickelten Technologie zur Rauschunterdrückung. Das Verfahren S-Vue™ 3.02 und seine Variationen werden in Kapitel 3.2. und 3.2.1 näher beleuchtet.

1.2.3 Computerassistierte Detektion (CAD)

Analog zu den Post-Processing-Algorithmen rückte in den vergangenen Jahren auch die computerassistierte Detektion immer mehr in den Forschungsmittelpunkt der diagnostischen Radiologie (Chan et al. 2020). Erste Forschungsbestrebungen wurden mit dem Ziel durchgeführt, durch die CAD-Systeme eine vollständig automatisierte Diagnosestellung zu erreichen, die hierbei losgelöst von der Beurteilung durch einen Radiologen ablaufen sollte. Im Laufe der 1980er Jahre wurde die computerassistierte Detektion dann immer mehr als ein System verstanden, was den Radiologen bei der Diagnosefindung stützen, aber nicht ersetzen soll (Doi 2007). CAD-Systeme empfangen die Bilddaten in nicht prozessierter Form und sind in der Lage, komplexe Muster zu detektieren und sie als auffällige Bereiche visuell hervorzuheben. Dem Radiologen stehen sie anschließend als Unterstützung zur Diagnosefindung zur Verfügung (Schaefer-Prokop et al. 2008, Obenauer und Hermann 2012).

In der Radiologie kommen verschiedene Systeme zur computerassistierten Detektion zum Einsatz, welche sich jedoch in ihren Grundprinzipien ähneln. So wird die Bildvorverarbeitung (Preprocessing) genutzt, um die Bildqualität zu verbessern, indem eine Verminderung des Bildrauschens, eine Reduzierung von Artefakten, eine Kantenbetonung oder auch eine Verstärkung bestimmter Ortsfrequenzen durchgeführt wird. Die Segmentierung kann vor oder nach der Bildvorverarbeitung erfolgen und dient der Identifizierung sowie der Abgrenzung des auffälligen Bereiches gegenüber der Umgebung. Ausgewählte Organe werden meist vor und auffällige Läsionen für gewöhnlich nach der Bildverarbeitung segmentiert. Damit der Befund klassifiziert und beschrieben werden kann, errechnet das CAD-System je nach Indikationsstellung bestimmte Parameter der zu analysierenden Organsysteme bzw. auffälligen Läsionen. Abschließend kommt es zur Befundausgabe der extrahierten Information, wobei es hierbei möglich ist, dass eine visuelle Hervorhebung der auffälligen Befunde durchgeführt wird. Weiterhin kann eine Angabe zu berechneten Parametern wie Organgrößen oder die Lokalisation von Läsionen gemacht werden. All diese Schritte sind für den Anwender nicht sichtbar und laufen automatisch ab (Obenauer und Hermann 2012, Renz 2014). Die einzelnen Phasen der computerassistierten Detektion können in Abbildung 6 nachvollzogen werden.

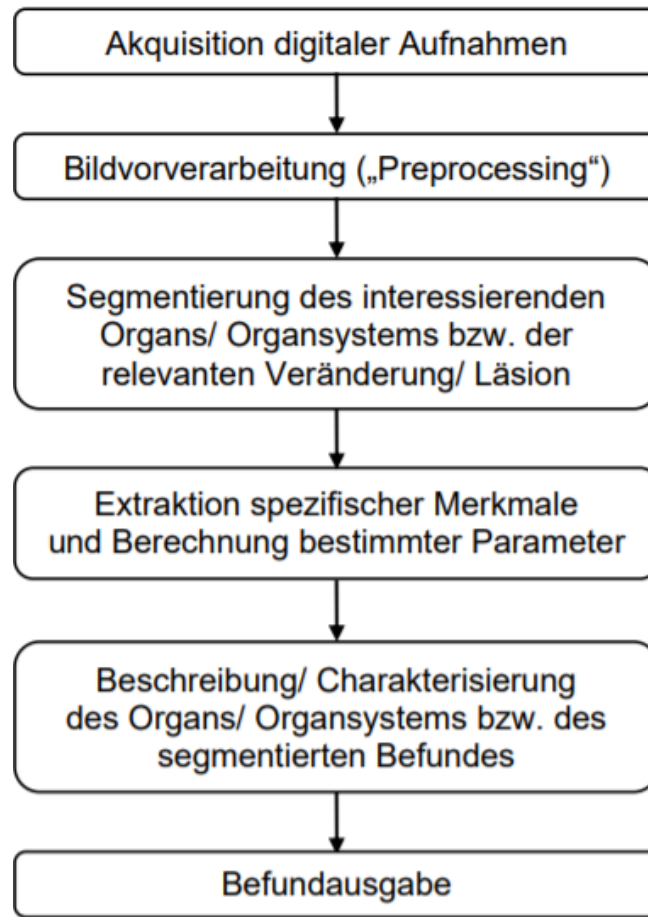


Abbildung 6: Funktionsweise der CAD-Systeme

Dargestellt sind die verschiedenen Schritte der computerassistierten Detektion. Reproduziert von (Renz 2014).

Ein weiteres bedeutsames Gebiet, welches durch die Weiterentwicklungen im Bereich der computerassistierten Detektion starken Aufwind erfahren hat und weiter in den Fokus der aktuellen Forschung gerückt ist, stellt die Erforschung von künstlichen neuronalen Netzen (KNN) dar. KNN sollen logische Denkmuster des Menschen durch Nachahmung neuronaler Strukturen des menschlichen Gehirns emittieren und so im Rahmen der radiologischen Diagnostik genutzt werden (Renz 2014, Shiraishi et al. 2011). Somit können KNN dazu genutzt werden, dass CAD-Systeme mit einer Art eigenen Lernfähigkeit ausgestattet werden, wodurch die diagnostische Qualität fortlaufend automatisch angepasst und optimiert wird (Dayhoff und DeLeo 2001, Renz 2014). Laut Chockley und Emanuel habe künstliche Intelligenz, beispielsweise in Form

von KNN, das Potenzial, in Zukunft weitestgehend autonom von der Mitbeurteilung durch einen Radiologen in der radiologischen Diagnostik eingesetzt zu werden (Chockley und Emanuel 2016). In Zukunft könnten CAD-Systeme durch Innovationen wie die KNN in ihrer diagnostischen Fähigkeit weiter verbessert werden und neben der Verwendung in der radiologischen Diagnostik auch in weiteren Bereichen der Patientenversorgung Anwendung finden (Chan et al. 2020). In einer Studie von He et al. konnte bereits bestätigt werden, dass CAD-Systeme in Abhängigkeit von unterschiedlichen Post-Processing-Algorithmen eine signifikante Verbesserung in ihrer diagnostischen Effizienz erfahren können. Auch in weiteren Studien wurde der Nutzen von CAD-Systemen für die diagnostische Radiologie bereits erforscht (He et al. 2008, Renz 2014). In Kapitel 5.2.2 wird hierauf näher eingegangen.

1.3 Radiologische Diagnostik in der Neonatologie

Etwa 7 % aller Geburten erfolgen vor der vollendeten 37. Schwangerschaftswoche und sind somit Frühgeburten. Frühgeburtlichkeit hat einen entscheidenden Einfluss auf die perinatale Sterblichkeit. Lag die Überlebensrate von Frühgeborenen mit einem Gewicht unter 1500 Gramm in der 70er Jahren lediglich bei 15 - 40 %, so ist der Anteil überlebender Frühgeborener bereits in den 90er Jahren auf über 90 % gestiegen. Fortschritte im Bereich der Kinderintensivmedizin, wie beispielsweise die Induktion der Lungenreifung durch Glukokortikoide oder die Behandlung des Surfactantmangelsyndroms durch künstlichen oder tierischen Surfactant, sind hierfür unter anderem wesentlich. So reduziert die Applikation von Surfactant die Mortalität von Frühgeborenen mit Surfactantmangelsyndrom um etwa 40 % und kann hieraus resultierende Komplikationen wie einen Pneumothorax um etwa 60 % verringern (Klebermass et al. 2000).

Neugeborene sind gegenüber ihrer Umwelt noch nicht ausreichend angepasst und verfügen über unzureichende und wenig spezifische Schutzmechanismen. Unterschiedliche Erkrankungen können daher eine ähnliche klinische Symptomatik auslösen. So kann Dyspnoe mit interkostalen und sternalen Einziehungen auf verschiedenste Krankheitsbilder hindeuten, für deren diagnostische Differenzierung die Inanspruchnahme von Röntgen-Thorax-Aufnahmen eine entscheidende Rolle hat und wegweisend ist, wenn es beispielsweise um die Indikation zur Surfactantgabe oder zur Atemwegssicherung und Beatmung geht (Klebermass et al. 2000, Schäfer et al. 2020).

Kommt ein Frühgeborenes zur Welt, so besteht häufig die Notwendigkeit zur Anlage eines Trachealtubus, etwaiger Drainagen oder auch eines Nabelvenenkatheters. Die anschließende Lagekontrolle in Form von Röntgen-Thorax-Aufnahmen ist hierbei unabdingbar. Bei längeren stationären Aufenthalten kritisch kranker Frühgeborener kann die Durchführung von bis zu 50 Röntgen-Thorax-Aufnahmen notwendig werden (Stenzel und Mentzel 2011). Respiratorische Veränderungen sind in der Neonatologie häufig und gehören zu den Fragestellungen, die vom Radiologen routinemäßig bearbeitet werden. Hierzu gehören Krankheitsbilder wie Pneumonie, Atelektasen, Lungenödem, Pneumothorax, ein interstitielles Emphysem oder auch das Atemnotsyndrom des Neugeborenen. Auch postoperative Verlaufskontrollen von herzchirurgischen Eingriffen an Neugeborenen mit der Fragestellung nach Pleuraerguss, Lungenödem oder der Herzgröße gehören zu den Routinefragestellungen an den Radiologen. Die besondere Situation, dass Frühgeborene nur selten transportfähig sind, macht es für eine effiziente radiologische Diagnostik unabdingbar, dass mobile Röntgengeräte für die Kinderintensivstation zur Verfügung stehen (Klebermass et al. 2000, Stenzel und Mentzel 2011, Schäfer et al. 2020).

Die dargelegten neonatologischen Krankheitsbilder und ihre Anforderungen an die radiologische Diagnostik wurden bei der Konzeption wesentlicher methodischer Bausteine der vorliegenden Arbeit berücksichtigt. So basiert ein Teil der Methoden dieser Arbeit auf einem im Kapitel 3.4 dargelegten Summenvektor, für dessen Berechnung jene Parameter stärker berücksichtigt wurden, die für die Erkennung typischer Pathologien der Kinderintensivmedizin wesentlich sind. Hierzu zählen beispielsweise die Kriterien Lungenparenchym und Pneumothorax. Es wurde auf diese Weise versucht, typische respiratorische Krankheitsbilder der Neonatologie widerzuspiegeln und somit jene Post-Processing-Algorithmen zu identifizieren, die für die Darstellung von typischen Pathologien der Neonatologie und somit für einen Einsatz auf der neonatologischen Intensivstation besonders geeignet sind. Sämtliche in unserer Untersuchung analysierten Röntgen-Thorax-Aufnahmen wurden an einem mobilen digitalen Radiographie-System (GM85 der Firma Samsung) angefertigt, welches im klinischen Alltag der Kinderintensivstation des Universitätsklinikums Jena genutzt wird.

2 Zielsetzung

Die digitale Bildnachverarbeitung durch Post-Processing-Algorithmen stellt einen stetig größer werdenden Forschungsschwerpunkt der diagnostischen Radiologie dar. In verschiedenen Studien konnte festgestellt werden, dass durch Postprozessierung eine Verbesserung der Bildqualität von digitalen Röntgen-Thorax-Aufnahmen erreicht werden kann. Auch für das Verfahren S-Vue™ 3.02, auf welchem die in dieser Arbeit untersuchten und speziell für die neonatologische Intensivmedizin entwickelten Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 beruhen, konnte bereits ein signifikanter Nutzen bezüglich einer Verbesserung der Bildqualität eruiert werden. Nachfolgende Fragestellungen sollten durch die vorliegende Arbeit beantwortet werden:

- Können die Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 die Bildqualität von digitalen Röntgen-Thorax-Aufnahmen in der Neonatologie verbessern?
- Sind bestimmte Algorithmen für spezifische Fragestellungen besonders geeignet?

Da insbesondere in der neonatologischen Intensivmedizin der Untersuchung von Post-Processing-Algorithmen als Mittel zur Verbesserung der Röntgen-Thorax-Diagnostik eine hohe Relevanz zukommt, war ein weiteres Ziel dieser Arbeit, die Auswirkung der Postprozessierung auf bildmorphologische Kriterien zu beurteilen, welche für die neonatologische Intensivmedizin von besonderer Bedeutung sind. Hieraus leitet sich eine weitere Fragestellung ab:

- Können Algorithmen herausgearbeitet werden, welche für einen Einsatz im klinischen Alltag der neonatologischen Intensivmedizin besonders zu empfehlen sind?

3 Methodik

In diesem Kapitel wird das digitale Radiographiesystem vorgestellt, welches für die Untersuchung genutzt wurde und es wird auf die Auswahl sowie die Bearbeitung der Röntgen-Thorax-Aufnahmen näher eingegangen. Das von der Firma Samsung entwickelte Post-Processing-Verfahren S-Vue™ 3.02 sowie die speziell für die neonatologische Intensivmedizin weiterentwickelten Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 und ihre zugrundeliegenden Algorithmen werden eingehend erläutert. Die im Rahmen der Studie eingesetzten Beurteilungskriterien zur Bewertung der Bildqualität, die Rahmenbedingungen der Analyse und die statistische Auswertung werden ebenfalls dargelegt. Unsere retrospektiv konzipierte Studie zur Beurteilung der angefertigten Röntgen-Thorax-Aufnahmen und der entsprechenden Nachverarbeitungsalgorithmen wurde durch die Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität positiv begutachtet (Reg-Nr.: 2018-1185-Daten).

3.1 Postprozessierung der Röntgen-Thorax-Aufnahmen

Zur Überprüfung der Hypothesen der vorliegenden Arbeit wurden Röntgen-Thorax-Aufnahmen von Früh- und Neugeborenen analysiert, die in der Routinediagnostik der neonatologischen Intensivstation des Universitätsklinikums Jena erstellt wurden. Die Röntgenbilder sind mit dem mobilen digitalen Röntgensystem GM85 der Firma Samsung (Samsung Healthcare, Global, Samsung Electronics Schwalbach, Germany) angefertigt worden. Das Röntgensystem GM85 ist zur Bilderzeugung mit dem Samsung S-Detector™ ausgestattet. Diese Detektortechnologie ermöglicht eine direkte Übertragung des eingehenden Röntgenphotonensignals vom Cäsiumjodid-Szintillator auf die TFT-Schicht (thin-film transistor, Dünnschichttransistor) des Detektors, ohne dass – wie es bei handelsüblichen Detektoren die Regel ist – eine weitere Zwischenschicht zur Übertragung nötig ist. Durch die hohe Dosis-Quanten-Effizienz (DQE) des Detektors können auch bei geringer Strahlendosis qualitativ hochwertige Bilder erzeugt werden. Die allgemeinen Grundlagen der digitalen Radiographie und die Funktionsweise von Detektoren wurden bereits in Kapitel 1.1 erläutert. In Abbildung 7 kann die Funktionsweise des in unserer Untersuchung genutzten Detektors nachvollzogen werden.

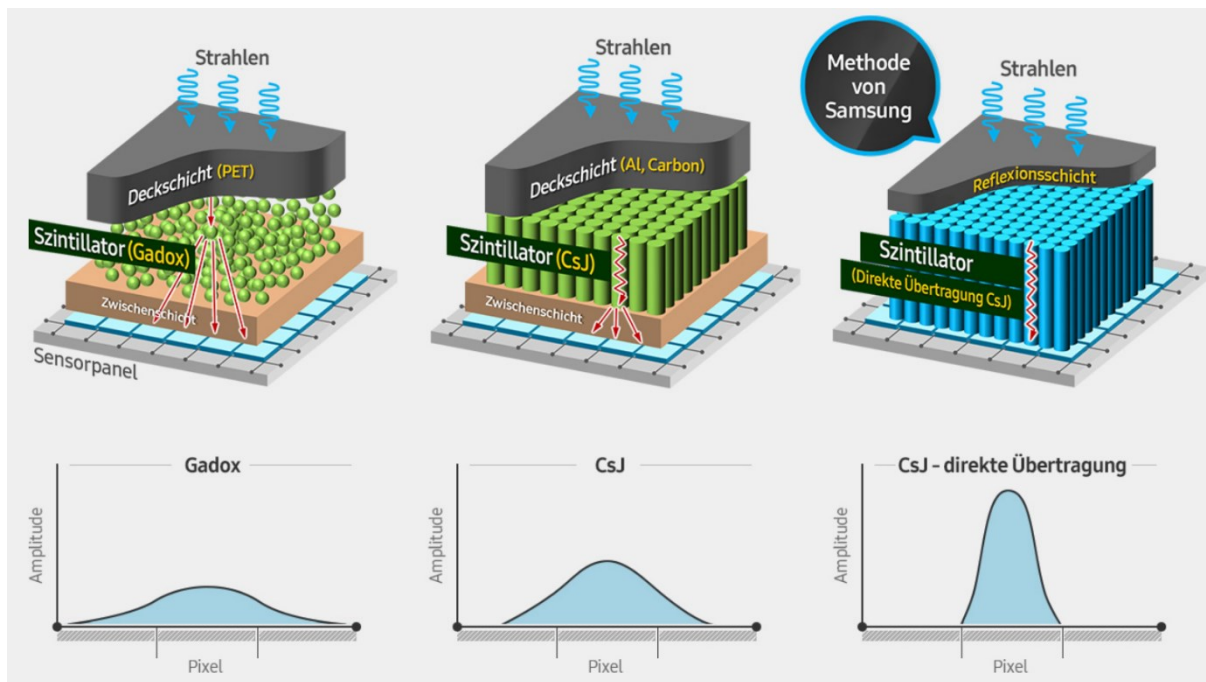


Abbildung 7: Detektortechnologie des GM85

Gegenüberstellung der Detektortechnologie des GM85 im Vergleich zu handelsüblichen Detektoren (Samsung 2022a).

Legende: PET = Polyethylenterephthalat, CsJ = Cäsiumjodid, Al = Aluminium.

Für die Untersuchung wurden in einem Zeitraum von Mai 2017 bis Dezember 2018 erstellte Röntgen-Thorax-Aufnahmen zunächst auf eine für die Bearbeitung und Analyse ausreichende Qualität geprüft. Hierfür haben die europäischen Richtlinien für Qualitätskriterien von Röntgenaufnahmen als Orientierung gedient (Tschauer et al. 2016). Insgesamt wurden konsekutiv 50 Bilder in die Auswertung eingeschlossen. Jede dieser 50 Röntgenaufnahmen wurde mit den auf dem Radiographie-System installierten Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 bearbeitet und so markiert, dass lediglich der Doktorand die Zuordnung der erzeugten Bilder zu dem jeweiligen Algorithmus vornehmen konnte. Auf diese Weise wurde eine Verblindung der an der Untersuchung teilnehmenden Radiologen erreicht, die Systematik der Markierungen war ihnen weder bekannt noch herleitbar. Insgesamt entstanden durch die Nachverarbeitung 200 Bilder, welche für die Auswertung in das Picture Archiving and Communication System (PACS) Image Device der Firma Cerner (Cerner, North Kansas City, USA) gesendet wurden. In jedem Bewertungsdurchlauf wurden den

Radiologen die 4 nachverarbeiteten Bilder gleichzeitig präsentiert und anhand der unterschiedlichen Bewertungskriterien musste sich für jene Aufnahme entschieden werden, welche die subjektiv beste Bildqualität lieferte. Anhand der Abbildung 8 kann die Systematik der Markierungen sowie die Darstellung der Bilder während der Untersuchung nachvollzogen werden.

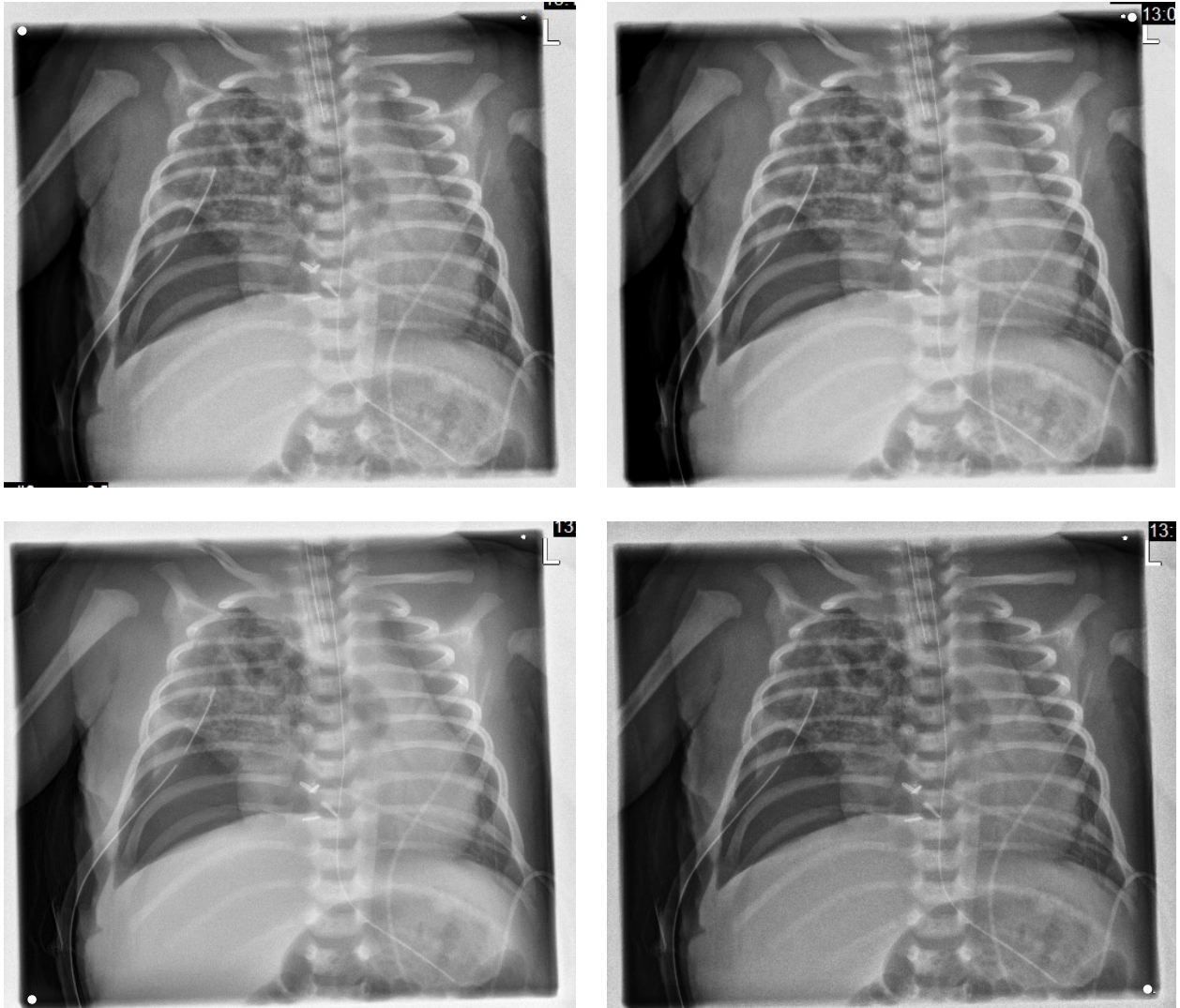


Abbildung 8: Darstellung der Röntgen-Thorax-Aufnahmen während der Untersuchung

Systematik der Markierungen: Der Punkt oben links im Bild markiert die Postprozessierung durch S-Vue™ 3.02 Neonatal 1, der Punkt oben rechts markiert S-Vue™ 3.02 Neonatal 2, der Punkt unten links markiert S-Vue™ 3.02 Neonatal 3, der Punkt unten rechts markiert S-Vue™ 3.02 Neonatal 4. Erläuterung zu der Aufnahme: Reifgeborenes mit CPML (Congenital Pulmonary Malformation), Lungenhypoplasie; Z.n. Thorax-Operation am 6. Lebenstag; Postoperativ Lungenblutung und Pneumothorax. Zum Aufnahmezeitpunkt 11. Lebenstag, Röntgen Thorax im Inkubator zur Verlaufsbeurteilung (ap., Detektor im Einschub, 60 kV, 1,0 mAs, Exposure Index 77,54, Flächendosisprodukt 0,76 cGy x cm², Pädiatrie-Filter).

Während der Untersuchung war es den Radiologen gestattet die Bildgröße (Zoom) sowie die Fensterung der Grauwerte zu verändern. In Abbildung 9 werden die Röntgen-Thorax-Aufnahmen in vergrößerter Ansicht dargestellt.

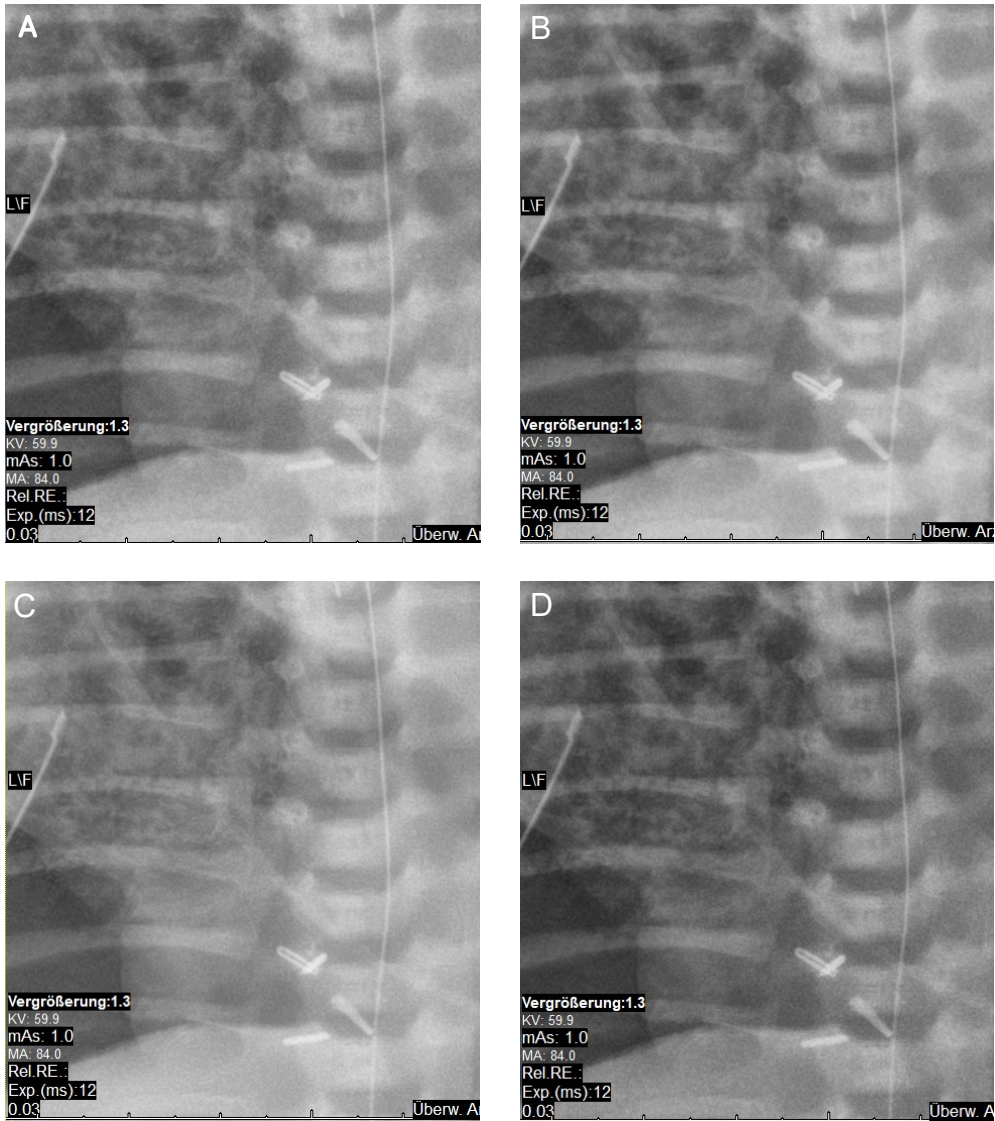


Abbildung 9: Vergrößerte Darstellung der prozessierten Röntgen-Thorax-Aufnahmen

A = S-Vue™ 3.02 Neonatal 1, B = S-Vue™ 3.02 Neonatal 2, C = S-Vue™ 3.02 Neonatal 3, D = S-Vue™ 3.02 Neonatal 4.

3.2 Darlegung des Post-Processing-Verfahrens S-Vue™ 3.02

Im Rahmen dieser Studie wurden vier Variationen des Post-Processing-Verfahrens S-Vue™ 3.02 untersucht, welches von Samsung mit dem Ziel entwickelt wurde, die Bildqualität von Röntgenaufnahmen zu verbessern und gleichzeitig die Höhe der applizierten Strahlendosis zu reduzieren. S-Vue™ 3.02 beruht zum einen auf adaptiver Multifrequenzfilterung und zum anderen auf einer weiterentwickelten Technologie zur Rauschunterdrückung. Die Multifrequenzfilterung und die Rauschunterdrückung als grundlegende Prinzipien der Postprozessierung wurden ebenso wie die verschiedenen Arten des Rauschens bereits in Kapitel 1.2 ausführlich erläutert. In Abbildung 10 wird dargestellt, inwiefern sich der neue Post-Processing-Algorithmus, welcher für das Verfahren S-Vue™ 3.02 entwickelt wurde, im Vergleich zu einem konventionellen Algorithmus unterscheidet.

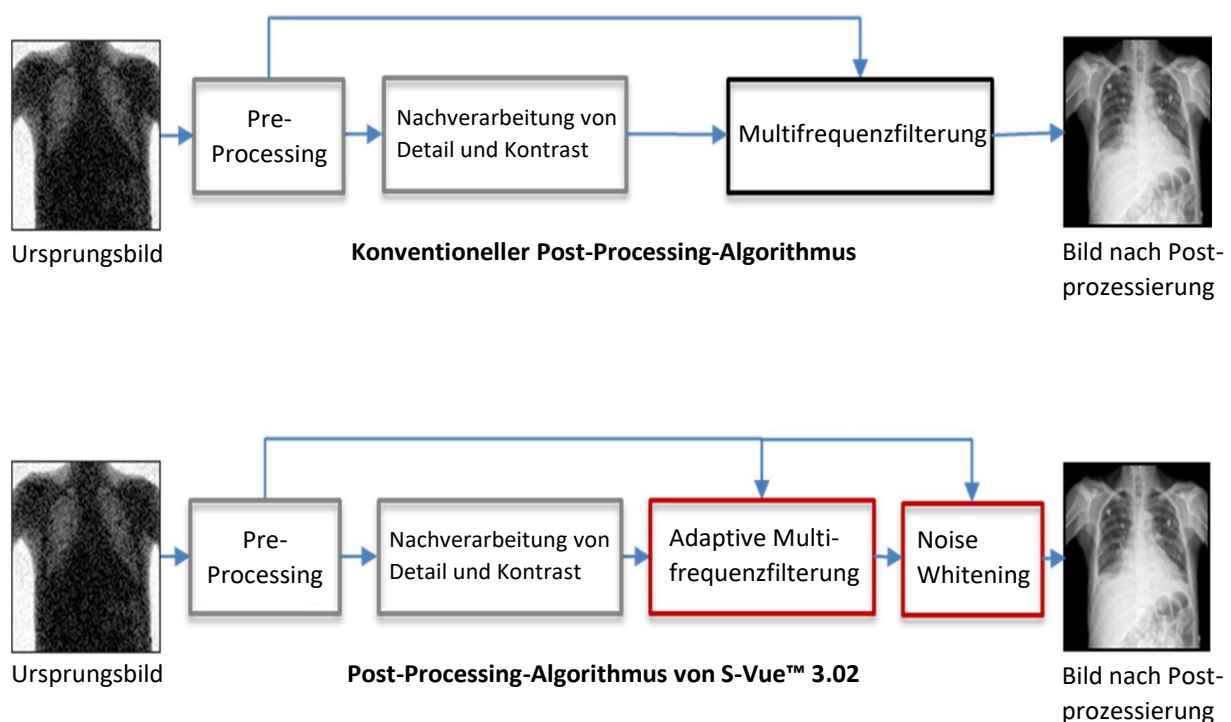


Abbildung 10: Der weiterentwickelte Post-Processing-Algorithmus von S-Vue™ 3.02 im Vergleich zu einem konventionellen Algorithmus

Dargestellt werden die einzelnen Schritte der Bildnachverarbeitung durch die unterschiedlichen Post-Processing-Algorithmen. Reproduziert und übersetzt von (Lee et al. 2020).

Legende: Noise Whitening beschreibt eine im S-Vue™ 3.02 etablierte Technologie zur Reduzierung von grobkörnigem Rauschen.

Die in S-Vue™ 3.02 etablierten Post-Processing-Techniken nehmen auf unterschiedliche Weise Einfluss auf das zu prozessierende Bild und ergänzen sich hierbei wechselseitig. Der im Vergleich zu S-Vue™ 3.0 weiterentwickelte Algorithmus zur Rauschunterdrückung beeinflusst in der Version 3.02 vor allem die Entstehung von Bildrauschen, das durch die Interaktion der Röntgenphotonen mit dem Detektor des Röntgensystems entsteht (Lee et al. 2020). Dieser Algorithmus zur Rauschunterdrückung wurde von Samsung speziell dafür entwickelt, um auch bei geringer Strahlendosis – wenn also nur wenig Röntgenphotonen zur Verfügung stehen – eine hochwertige Bildqualität zu erreichen. In Abbildung 11 wird der Prozess der erweiterten Rauschunterdrückung durch S-Vue™ 3.02 illustriert.

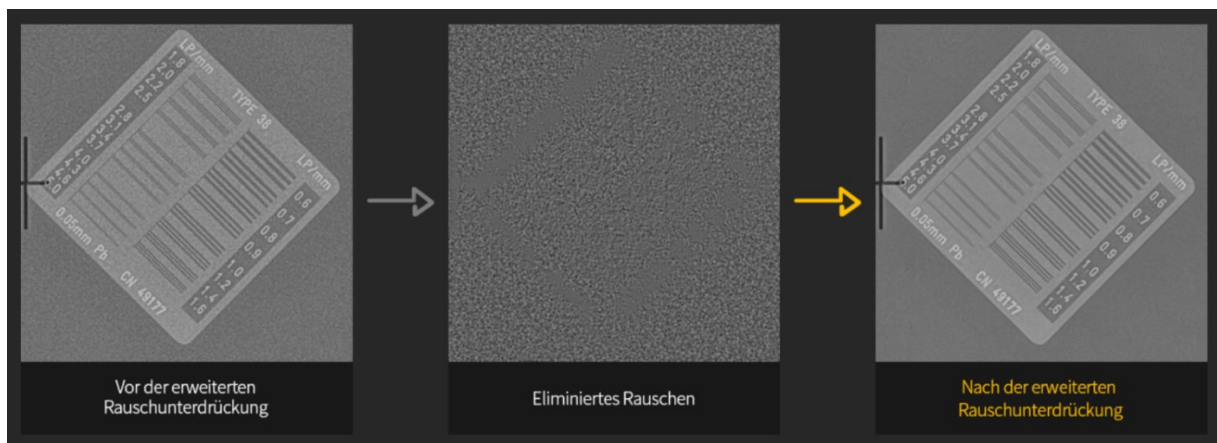


Abbildung 11: Rauschunterdrückung durch S-Vue™ 3.02

Dargestellt ist der Prozess der Rauschunterdrückung durch S-Vue™ 3.02. Reproduziert und übersetzt von (Samsung 2022b).

Die ebenfalls in S-Vue™ 3.02 etablierte Technologie der adaptiven Multifrequenzfilterung wird insbesondere zur Unterdrückung von regionsspezifischem Rauschen genutzt. Dies wird durch unterschiedliche Kernelgrößen realisiert, welche an verschiedene anatomische Regionen angepasst werden können. Durch diese Anpassungsfähigkeit an die jeweils relevanten Bildbereiche wird eine verbesserte Darstellung von sich stark unterscheidenden anatomischen Details ermöglicht. Die adaptive Multifrequenzfilterung kann hierbei jedoch selbst grobkörniges Bildrauschen verursachen und somit die Bildqualität negativ beeinflussen. Um solchen Rauschartefakten entgegenzuwirken, wurde eine weitere Technologie im S-Vue™

3.02 etabliert – die Technik des „Noise Whitening“ (Lee et al. 2020). Die einzelnen Schritte des Prozesses der adaptiven Multifrequenzfilterung im Zusammenspiel mit der Technologie der erweiterten Rauschunterdrückung und des Noise Whitening werden in Abbildung 12 dargestellt.

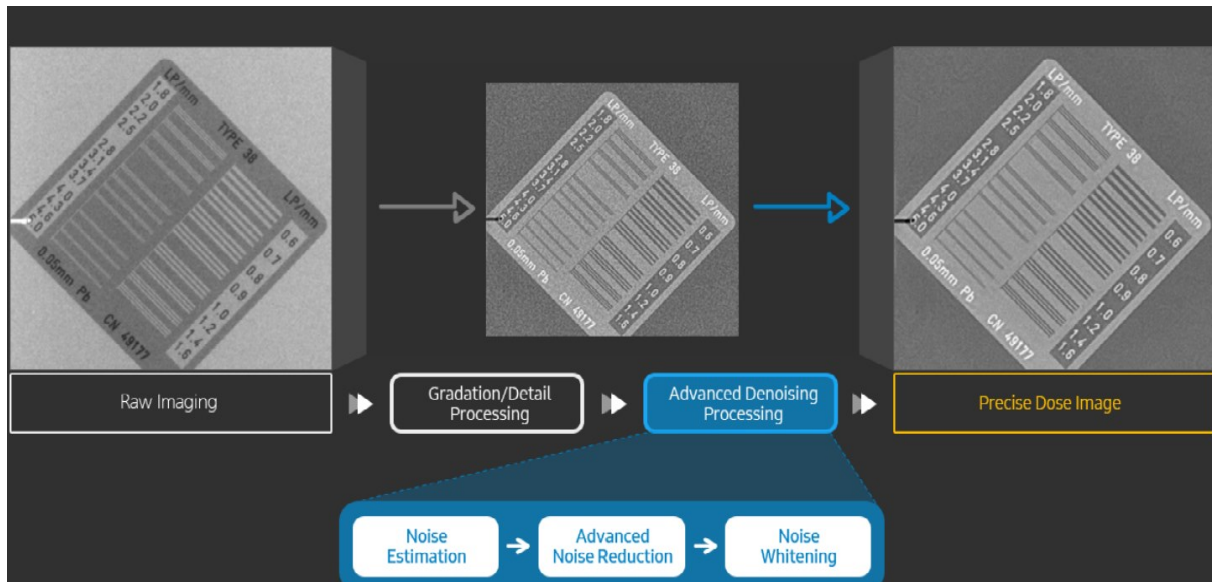


Abbildung 12: Vollständiger Ablauf der Postprozessierung durch S-Vue™ 3.02

Dargestellt sind die verschiedenen Schritte der Multifrequenzfilterung und der erweiterten Rauschunterdrückung, welche im S-Vue™ 3.02 etabliert sind (Samsung 2022b).

Legende: *Raw Imaging* = Ursprungsbild, *Gradation/Detail Processing* = adaptive Multifrequenzfilterung, *Advanced Denoising Processing* = Prozess zur erweiterten Rauschunterdrückung, *Noise Estimation* = Einstufung des Rauschens, *Noise Whitening* = Prozess zur Unterdrückung von grobkörnigem Rauschen, *Precise Dose Image* = prozessiertes Endbild.

3.2.1 Die Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4

Die in unserer Studie untersuchten Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 stellen Weiterentwicklungen des im vorherigen Kapitel beschriebenen Post-Processing-Verfahrens S-Vue™ 3.02 dar. Sie wurden von Samsung speziell für einen Einsatz in der Neonatologie entwickelt und der Kinderradiologie des Universitätsklinikums Jena zur Verfügung gestellt. Das Ziel dieser Weiterentwicklung war es, das Verfahren S-Vue™ 3.02 noch genauer an die spezifischen Bedingungen

der Neonatologie anzupassen. Extrem Frühgeborene (< 1.000 g) werden relativ häufig geröntgt. Strahlensparende Algorithmen, die zudem zu einer Verbesserung der Bildqualität führen, sind insbesondere in einem sensiblen Bereich wie der Neonatologie zu etablieren. Die Anforderungen an die Röntgentechnik sind hierbei immens, da schon geringe Variationen der Aufnahmetechnik zu einer teils deutlich höheren Strahlenexposition führen können. Durch Verdrehung der Kinder bei der Röntgenaufnahme resultieren teils erhebliche Absorptionsunterschiede, die wesentliche Pathologien (z.B. weiße Lunge bei Atemnotsyndrom des Neugeborenen) imitieren können. Eine bestmögliche Bildqualität mit reduziertem Bildrauschen ist für die digitale Radiographie in der Neonatologie daher einzufordern. Durch die Untersuchung der Post-Processing-Variationen S-View™ 3.02 Neonatal 1 - 4 sollte jener Algorithmus herausgearbeitet werden, welcher den Ansprüchen der neonatologischen Intensivmedizin am ehesten gerecht wird und dazu beitragen kann, die radiologische Diagnostik in diesem sensiblen Bereich noch weiter zu optimieren.

Für jede der vier in der Untersuchung berücksichtigten Post-Processing-Variationen wurden durch Samsung spezifische Abstimmungen und Optimierungen vorgenommen. In Abbildung 13 wird veranschaulicht, inwiefern sich die Gewichtung dieser verschiedenen Parameter im jeweiligen Fall unterscheidet.

Name Parameter	S-Vue™ 3.02 Neonatal 1	S-Vue™ 3.02 Neonatal 2	S-Vue™ 3.02 Neonatal 3	S-Vue™ 3.02 Neonatal 4
Contrast	20	20	20	20
Brightness	19	20	20	19
Latitude	3	5	5	5
Latitude over	10	10	10	10
Fine sharpness	20	13	17	12
Sharpness	10	7	9	10
Structure density	28	28	28	27
Noise reduction	1	2	2	2

Abbildung 13: Die Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4

Dargestellt wird die genaue Abstimmung der einzelnen Parameter der in unserer Studie untersuchten Post-Processing-Variationen. Reproduziert und übersetzt von (Lee 2019).

Legende: *Contrast* = Kontrast, *brightness* = Helligkeit, *latitude* = Dynamikbereich, *latitude over* = Belichtungskorrektur, *fine sharpness* = Detailschärfe, *sharpness* = Schärfe, *structure density* = Strukturdichte, *noise reduction* = Rauschunterdrückung.

3.3 Beurteilungskriterien und Analyse

Die Analyse der insgesamt 200 Röntgenaufnahmen erfolgte durch drei Fachärzte für Radiologie, darunter zwei Fachärzte mit dem Schwerpunkt Kinderradiologie. Zum Zeitpunkt der Analyse hatten sie 20 Jahre, 3 Jahre und 2 Monate Erfahrung in der Diagnostik von Röntgenbildern der neonatologischen Intensivstation. Die Bewertungskriterien für die Analyse der Röntgenbilder zeigt Tabelle 1.

Tabelle 1: Auflistung der Beurteilungskriterien dieser Studie

	Kategorie	Definition
1	Knochenstruktur	Abgrenzbarkeit der knöchernen Strukturen
2	Trachea	Einsehbarkeit der Trachea und der Hauptbronchien
3	Lungenstruktur	Nachvollziehbarkeit der peripheren Lungengefäße
4	Zentrale Gefäße	Einsehbarkeit der großen, herznahen Gefäße
5	Retrokardiale Gefäße	Abgrenzbarkeit der hinter dem Herzen gelegenen Gefäßen
6	Fremdmaterial	Abgrenzbarkeit körperfremder Materialien
7	Genereller Bildeindruck	Subjektive Einschätzung zur Gesamtqualität des Bildes
8	Rauscheindruck	Einschätzung, welches Bild am wenigsten Rauschen aufweist
9	Beurteilbarkeit im Sinne der Fragestellung	Einschätzung, in welchem Bild die Fragestellung am ehesten beantwortet werden kann
10	Pneumothorax	Einschätzung, welches Bild die Pathologie „Pneumothorax“ am besten darstellt

Jedem Rater wurden vor der Analyse die Bewertungskriterien erläutert und anhand von Beispielbildern, die in der eigentlichen Analyse nicht mehr vorkamen, wurde eine genaue Instruktion für die anschließende Analyse gegeben. Es sollte bewertet werden, auf welchem der vier dargelegten Bilder das jeweilige Bewertungskriterium am besten beurteilt werden kann. Hierbei wurden ausschließlich die vier prozessierten Röntgen-Thorax-Aufnahmen analysiert, es gab keine Einsicht in die ursprüngliche, noch nicht nachverarbeitete Aufnahme.

Wie in Abbildung 8 bereits dargestellt, wurden dem jeweils analysierenden Arzt alle 4 Varianten einer Aufnahme gleichzeitig präsentiert. Die Bildbetrachtung fand an einem im klinischen Alltag der Kinderradiologie genutzten Befundungsmonitor der Firma Barco (DIN 6868-157, 2 MP) statt. Nach jeder vollständig durchgeführten Bewertung wurde eine Pause von 3 Minuten eingelegt und die Reihenfolge der nächsten vier zu

analysierenden Bilder des nachfolgenden Patienten erneut randomisiert. Den an der Analyse beteiligten Ärzten war nicht bekannt, mit welcher Post-Processing-Variation die jeweils zu bewertenden Bilder nachverarbeitet worden sind und sie hatten keine Einsicht in die Bewertung ihrer Kollegen. Eine Aufklärung darüber, welche genauen Algorithmen in den verschiedenen Post-Processing-Variationen etabliert wurden, erfolgte nicht.

Die Bildanalyse wurde in einem im klinischen Alltag der Kinderradiologie Jena genutzten und entsprechend abgedunkelten Befundungsraum durchgeführt, wodurch optimale Belichtungs- und Umgebungsbedingungen herrschten. Es gab zur Beurteilung der Aufnahmen keine zeitlichen Vorgaben. Während der Analyse hatten die Radiologen die Möglichkeit, die Bildgröße (Zoom) sowie die Fensterung der Grauwerte nach ihrem Ermessen zu ändern.

3.4 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung unserer Untersuchung wurde IBM SPSS Statistics 25 genutzt. Entsprechend der Beratung am Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Datenwissenschaften des Universitätsklinikums Jena wurde eine Berechnung der deskriptiven Häufigkeitsverteilung durchgeführt. Hierfür wurde untersucht, wie oft sich die 3 Rater, bezogen auf die 10 einzelnen Bewertungskriterien, für eine der 4 zur Auswahl stehenden Post-Processing-Variationen entschieden haben und es wurde die absolute und relative Häufigkeitsverteilung dargelegt. Nicht berücksichtigt wurde, ob es bei der Bewertung des Nachverarbeitungsprozesses mit der besten Bildqualität eine Übereinstimmung unter den Ratern gab, sich also pro Fall mehrere Rater gleichzeitig für einen Prozess entschieden haben.

Die Übereinstimmung zwischen unterschiedlichen Ratern kann in Form der Inter-Rater-Reliabilität erfasst werden und wurde von uns mithilfe von Kreuztabellen, in welche alle Kombinationsmöglichkeiten – Rater 1 und Rater 2, Rater 1 und Rater 3 sowie Rater 2 und Rater 3 – integriert wurden, berechnet. Mit den hieraus resultierenden Kappa-Koeffizienten konnte dargelegt werden, wie oft sich die verschiedenen Rater bei den einzelnen Fällen übereinstimmend für eine der 4 Variationen entschieden haben. Zur Ermittlung des Grades der Übereinstimmung wurde die Einteilung nach Landis und Koch genutzt (Landis und Koch 1977). Die

Berechnung der Kappa-Koeffizienten erfolgte für jedes der 10 Bewertungskriterien separat.

Weiterhin wurde für diese Arbeit die Berechnung eines Summenvektors durchgeführt, was eine Aussage darüber ermöglichte, welcher Prozess über alle Beurteilungskriterien hinweg am besten bewertet wurde. Hierfür wurde ein Scoring-System entwickelt, welches durch Mehrgewichtung bestimmter bildmorphologischer Kriterien typische Krankheitsbilder der neonatologischen Intensivmedizin widerspiegelt. Im Kapitel 1.3 wurden diese Krankheitsbilder sowie die entscheidende Rolle der radiologischen Diagnostik bei ihrer Differenzierung bereits ausführlich dargelegt. Als Parameter, die für den klinischen Alltag in der Kinderintensivmedizin wesentlich sind, gelten in unserem Scoring-System folgende Bewertungskriterien:

- Lungenparenchym
- Pneumothorax
- genereller Bildeindruck
- Rauschen

Hat sich ein Rater während eines der 50 Bewertungsdurchläufe bei den Bewertungskriterien Lungenparenchym oder genereller Bildeindruck für einen Prozess entschieden, so wurde diese Entscheidung für die entsprechende Post-Processing-Variation mit 3 Punkten gewertet. Rauschen und Pneumothorax wurden nach demselben Prinzip mit 2 Punkten bewertet. Alle übrigen Bewertungskriterien wurden mit nur 1 Punkt für den gewählten Prozess gewichtet. Die Ergebnisse der Summenvektorberechnung wurden anschließend mit einem t-Test für verbundene Stichproben auf Signifikanz geprüft.

4 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse dieser Arbeit dargelegt. Aufbauend auf dem vorherigen Kapitel wird hierbei auf die deskriptiven Häufigkeitsverteilungen, die Berechnung der Kappa-Koeffizienten, den Summenvektor sowie den t-Test für verbundene Stichproben näher eingegangen.

4.1 Deskriptive Häufigkeiten

Bei drei verschiedenen Ratern ergaben sich aus 50 Bildern – welche jeweils mit den unterschiedlichen Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 nachverarbeitet wurden – insgesamt 150 Fälle, bei denen sich für jenen Nachverarbeitungsprozess entschieden werden musste, durch welchen das jeweilige Bewertungskriterium am besten beurteilt werden konnte. Ein einzelner Nachverarbeitungsprozess konnte somit für jedes Bewertungskriterium maximal 150 Mal ausgewählt werden. Im Folgenden wird die Häufigkeitsverteilung der Post-Processing-Variationen für jedes der 10 verschiedenen Bewertungskriterien separat dargestellt.

Knochenstruktur

Die Prozesse 3 und 4 wurden deutlich häufiger gewählt als die Prozesse 1 und 2. Mit 73 Stimmen und somit in 48,7 % der Fälle wurde die Bildqualität bezogen auf das Kriterium Knochenstruktur bei Prozess 3 am besten bewertet (Tabelle 2).

Tabelle 2: Deskriptive Häufigkeitsverteilung des Kriteriums Knochenstruktur

	Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
1	15	10,0	10,0	10,0
2	17	11,3	11,3	21,3
3	73	48,7	48,7	70,0
4	45	30,0	30,0	100,0
Gesamt	150	100,0	100,0	

Trachea

Mit 49 Stimmen und somit in 32,7 % der Fälle wurde die qualitative Darstellung der Trachea bei Prozess 3 als am besten bewertet. Prozess 4 wurde mit 25 Stimmen und somit in 16,7 % der Fälle am seltensten gewählt (Tabelle 3).

Tabelle 3: Deskriptive Häufigkeitsverteilung des Kriteriums Trachea

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	1	32	21,3	21,3	21,3
	2	44	29,3	29,3	50,7
	3	49	32,7	32,7	83,3
	4	25	16,7	16,7	100,0
	Gesamt	150	100,0	100,0	

Lungenparenchym

Die Darstellung des Lungenparenchyms wurde mit 53 Stimmen und somit in 35,3 % der Fälle bei Prozess 1 als am besten bewertet. Prozess 3 wurde mit 11 Stimmen nur in 7,3 % der Fälle und somit am seltensten ausgewählt (Tabelle 4).

Tabelle 4: Deskriptive Häufigkeitsverteilung des Kriteriums Lungenparenchym

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	1	53	35,3	35,3	35,3
	2	36	24,0	24,0	59,3
	3	11	7,3	7,3	66,7
	4	50	33,3	33,3	100,0
	Gesamt	150	100,0	100,0	

Zentrale Gefäße

Der Nachverarbeitungsprozess 1 wurde zur Darstellung der zentralen Gefäße mit 57 Stimmen (38 %) als am geeignetsten bewertet. Am seltensten wurde Prozess 3 mit 22 Stimmen (14,7 %) gewählt (Tabelle 5).

Tabelle 5: Deskriptive Häufigkeitsverteilung des Kriteriums zentrale Gefäße

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	1	57	38,0	38,0	38,0
	2	45	30,0	30,0	68,0
	3	22	14,7	14,7	82,7
	4	26	17,3	17,3	100,0
	Gesamt	150	100,0	100,0	

Retrokardiale Gefäße

Mit 58 Stimmen (38,7 %) wurde der Nachverarbeitungsprozess 2 am häufigsten bei der Darstellung der retrokardialen Gefäße ausgewählt. Deutlich seltener als die anderen Verfahren wurde mit 11 Stimmen und somit in 7,3 % der Fälle die Post-Processing-Variation 4 gewählt (Tabelle 6).

Tabelle 6: Deskriptive Häufigkeitsverteilung des Kriteriums retrokardiale Gefäße

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	1	49	32,7	32,7	32,7
	2	58	38,7	38,7	71,3
	3	32	21,3	21,3	92,7
	4	11	7,3	7,3	100,0
	Gesamt	150	100,0	100,0	

Fremdmaterial

Zur Darstellung von Fremdmaterialien wurde mit 72 Stimmen und somit in 48 % der Fälle Prozess 3 am häufigsten ausgewählt. Prozess 1 und 2 wurden mit jeweils 16 Stimmen am seltensten gewählt (Tabelle 7).

Tabelle 7: Deskriptive Häufigkeitsverteilung des Kriteriums Fremdmaterial

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	1	16	10,7	10,7	10,7
	2	16	10,7	10,7	21,3
	3	72	48,0	48,0	69,3
	4	46	30,7	30,7	100,0
	Gesamt	150	100,0	100,0	

Genereller Bildeindruck

Die Prozesse 1, 2 und 4 wurden mit jeweils 47, 46 und nochmal 47 Stimmen als nahezu äquivalent eingestuft. Mit 10 Stimmen und somit in nur 6,7 % der Fälle wurde Prozess 3 als das am wenigsten geeignete Verfahren für dieses Bewertungskriterium ausgewählt (Tabelle 8).

Tabelle 8: Deskriptive Häufigkeitsverteilung des Kriteriums genereller Bildeindruck

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	1	47	31,3	31,3	31,3
	2	46	30,7	30,7	62,0
	3	10	6,7	6,7	68,7
	4	47	31,3	31,3	100,0
	Gesamt	150	100,0	100,0	

Rauscheindruck

Als die Post-Processing-Variation, welche den geringsten Rauscheindruck bei der Bilddarstellung aufweist, wurde mit 67 Stimmen und somit in knapp 45 % der Fälle am häufigsten Prozess 2 ausgewählt. Mit jeweils 16 und 18 Stimmen wurde sich am seltensten für die Prozesse 3 und 1 entschieden (Tabelle 9).

Tabelle 9: Deskriptive Häufigkeitsverteilung des Kriteriums Rauscheindruck

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	1	18	12,0	12,0	12,0
	2	67	44,7	44,7	56,7
	3	16	10,7	10,7	67,3
	4	49	32,7	32,7	100,0
	Gesamt	150	100,0	100,0	

Beurteilbarkeit im Sinne der Fragestellung

Mit jeweils 31, 32 und nochmal 32 Stimmen schnitten die Prozesse 1,2 und 3 nahezu äquivalent ab. Am besten wurde mit 55 Stimmen und somit in knapp 37 % der Fälle Prozess 4 bewertet (Tabelle 10).

Tabelle 10: Deskriptive Häufigkeitsverteilung des Kriteriums Beurteilung im Sinne der Fragestellung

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	1	31	20,7	20,7	20,7
	2	32	21,3	21,3	42,0
	3	32	21,3	21,3	63,3
	4	55	36,7	36,7	100,0
	Gesamt	150	100,0	100,0	

Pneumothorax

Insgesamt war in 4 der 50 Fälle die Pathologie eines Pneumothorax zu erkennen. Da es insgesamt 3 Rater gab, konnte sich somit maximal 12 Mal für einen Prozess entschieden werden, der am ehesten dafür geeignet ist diese Pathologie darzustellen. Mit insgesamt 5 Stimmen wurde die Post-Processing-Variation 4 hierbei am häufigsten gewählt. Danach folgte der Prozess 3 mit 3 Stimmen und am wenigsten geeignet erschienen die Variationen 1 und 2, die beide jeweils 2 Stimmen erhalten haben (Tabelle 11).

Tabelle 11: Deskriptive Häufigkeitsverteilung des Kriteriums Pneumothorax

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	1	2	1,3	16,7	16,7
	2	2	1,3	16,7	33,3
	3	3	2,0	25,0	58,3
	4	5	3,3	41,7	100,0
	Gesamt	12	8,0	100,0	

4.2 Inter-Rater-Reliabilität

Mithilfe der Kappa-Koeffizienten wurde die Übereinstimmung der verschiedenen Rater bei ihrer Auswahl geprüft, welches Nachverarbeitungsverfahren am ehesten zu einer verbesserten Bildqualität bezüglich der unterschiedlichen Bewertungskriterien führt. Dieses Maß an Übereinstimmung wird als Inter-Rater-Reliabilität bezeichnet. Eine Einteilung darüber, wann von einer signifikanten Übereinstimmung gesprochen wird, kann der nachfolgend aufgeführten Tabelle 12 entnommen werden:

Tabelle 12: Einteilung des Übereinstimmungsgrades der Kappa-Koeffizienten

Kappa Statistic	Strength of the Agreement
<0.00	Poor
0.00 - 0.20	Slight
0.21 - 0.40	Fair
0.41 - 0.60	Moderate
0.61 - 0.80	Substantial
0.81 – 1.00	Almost Perfect

Legende: *Strength of the Agreement* = Grad der Übereinstimmung, *poor* = schlechte Übereinstimmung, *slight* = geringe Übereinstimmung, *fair* = ausreichende Übereinstimmung, *moderate* = mittelmäßige Übereinstimmung, *substantial* = beachtliche Übereinstimmung, *almost perfect* = fast perfekte Übereinstimmung (Landis und Koch 1977).

Zur Berechnung der jeweiligen Kappa-Koeffizienten der unterschiedlichen Bewertungskriterien wurden Kreuztabellen erstellt, in welche sämtliche Kombinationsmöglichkeiten – Rater 1 und Rater 2, Rater 1 und Rater 3 sowie Rater 2 und Rater 3 – etabliert wurden. Im Folgenden werden die so ermittelten Kappa-Koeffizienten für jedes Bewertungskriterium separat dargelegt.

Knochenstruktur

Die Werte der Kappa-Koeffizienten schwanken zwischen 0,008 bis 0,082 und es konnte somit keine signifikante Übereinstimmung zwischen den Ratern festgestellt werden (Tabelle 13).

Tabelle 13: Kappa-Koeffizienten des Bewertungskriteriums Knochenstruktur

	Kappa-Koeffizient	P-Wert	N
Rater 1 vs. Rater 2	0,008	0,627	50
Rater 1 vs. Rater 3	0,082	0,009	50
Rater 2 vs. Rater 3	0,032	0,325	50

Trachea

Die Kappa-Koeffizienten liegen im Bereich zwischen 0,055 und 0,161, es besteht somit keine signifikante Übereinstimmung zwischen den Ratern (Tabelle 14).

Tabelle 14: Kappa-Koeffizienten des Bewertungskriteriums Trachea

	Kappa-Koeffizient	P-Wert	N
Rater 1 vs. Rater 2	0,161	0,017	50
Rater 1 vs. Rater 3	0,055	0,535	50
Rater 2 vs. Rater 3	0,147	0,043	50

Lungenstruktur

Die Kappa-Koeffizienten variieren zwischen - 0,041 und 0,035 und somit besteht keine signifikante Übereinstimmung zwischen den Ratern (Tabelle 15).

Tabelle 15: Kappa-Koeffizienten des Bewertungskriteriums Lungenstruktur

	Kappa-Koeffizient	P-Wert	N
Rater 1 vs. Rater 2	- 0,007	0,901	50
Rater 1 vs. Rater 3	- 0,041	0,643	50
Rater 2 vs. Rater 3	0,035	0,372	50

Zentrale Gefäße

Bei Werten der Kappa-Koeffizienten zwischen - 0,094 und 0,097 besteht keine signifikante Übereinstimmung zwischen den Ratern (Tabelle 16).

Tabelle 16: Kappa-Koeffizienten des Bewertungskriteriums zentrale Gefäße

	Kappa-Koeffizient	P-Wert	N
Rater 1 vs. Rater 2	- 0,094	0,089	50
Rater 1 vs. Rater 3	0,097	0,340	50
Rater 2 vs. Rater 3	- 0,017	0,783	50

Retrokardiale Gefäße

Die Kappa-Koeffizienten schwanken zwischen - 0,020 und 0,055 und somit besteht keine signifikante Übereinstimmung zwischen den Ratern (Tabelle 17).

Tabelle 17: Kappa-Koeffizienten des Bewertungskriteriums retrokardiale Gefäße

	Kappa-Koeffizient	P-Wert	N
Rater 1 vs. Rater 2	0,002	0,983	50
Rater 1 vs. Rater 3	- 0,020	0,813	50
Rater 2 vs. Rater 3	0,055	0,513	50

Fremdmaterial

Die Kappa-Koeffizienten liegen im Bereich zwischen - 0,070 und 0,023, somit zeigte sich keine signifikante Übereinstimmung zwischen den Ratern (Tabelle 18).

Tabelle 18: Kappa-Koeffizienten des Bewertungskriteriums Fremdmaterial

	Kappa-Koeffizient	P-Wert	N
Rater 1 vs. Rater 2	0,011	0,870	50
Rater 1 vs. Rater 3	- 0,070	0,277	50
Rater 2 vs. Rater 3	0,023	0,490	50

Genereller Bildeindruck

Die Kappa-Koeffizienten liegen zwischen - 0,124 und 0,046. Es besteht keine signifikante Übereinstimmung zwischen den Ratern (Tabelle 19).

Tabelle 19: Kappa-Koeffizienten des Bewertungskriteriums genereller Bildeindruck

	Kappa-Koeffizient	P-Wert	N
Rater 1 vs. Rater 2	0,046	0,208	50
Rater 1 vs. Rater 3	- 0,124	0,239	50
Rater 2 vs. Rater 3	0,028	0,316	50

Rauscheindruck

Die Kappa-Koeffizienten liegen zwischen - 0,054 und 0,025. Es konnte keine signifikante Übereinstimmung zwischen den Ratern ausgemacht werden (Tabelle 20).

Tabelle 20: Kappa-Koeffizienten des Bewertungskriteriums Rauscheindruck

	Kappa-Koeffizient	P-Wert	N
Rater 1 vs. Rater 2	0,000	1	50
Rater 1 vs. Rater 3	- 0,054	0,209	50
Rater 2 vs. Rater 3	0,025	0,202	50

Beurteilbarkeit im Sinne der Fragestellung

Die Kappa-Koeffizienten schwanken zwischen - 0,050 und 0,152 und somit besteht keine signifikante Übereinstimmung zwischen den Ratern (Tabelle 21).

Tabelle 21: Kappa-Koeffizienten des Bewertungskriteriums Beurteilbarkeit im Sinne der Fragestellung

	Kappa-Koeffizient	P-Wert	N
Rater 1 vs. Rater 2	- 0,050	0,348	50
Rater 1 vs. Rater 3	0,152	0,029	50
Rater 2 vs. Rater 3	- 0,015	0,635	50

Pneumothorax

Die Kappa-Koeffizienten liegen zwischen - 0,143 und 0,200. Es besteht keine signifikante Übereinstimmung zwischen den Ratern (Tabelle 22).

Tabelle 22: Kappa-Koeffizienten des Bewertungskriteriums Pneumothorax

	Kappa-Koeffizient	P-Wert	N
Rater 1 vs. Rater 2	0,200	0,248	4
Rater 1 vs. Rater 3	- 0,143	0,371	4
Rater 2 vs. Rater 3	0,143	0,248	4

4.3 Summenvektor

Der Summenvektor ist die einzige statistische Berechnung dieser Arbeit, welche sich nicht auf jeweils ein einzelnes Bewertungskriterium bezieht, sondern über alle 10 Kriterien hinweg berechnet wurde. Nach dem im Kapitel 3.4 erläuterten Prinzip wurde für die Untersuchung der 4 unterschiedlichen Post-Processing-Variationen ein Scoring-System entwickelt, in welchem für die neonatologische Intensivmedizin entscheidende Parameter höher gewichtet wurden, um eine Aussage darüber treffen

zu können, welcher Algorithmus für die neonatologische Intensivmedizin besonders geeignet ist. Im Folgenden werden die berechneten Mittelwerte dargelegt, welche sich für die einzelnen Post-Processing-Variationen über alle 50 Fälle und alle 10 Bewertungskriterien hinweg, ergeben haben.

Einzelwertung der Rater

- Rater 1 bewertet mit einem Mittelwert von 5,66 von 16 möglichen Punkten die Post-Processing-Variation S-Vue™ 3.02 Neonatal 2 als das am besten geeignete Verfahren.
- Rater 2 bewertet mit einem Mittelwert von 9,76 von 16 möglichen Punkten die Post-Processing-Variation S-Vue™ 3.02 Neonatal 4 als am besten geeignet.
- Rater 3 bewertet mit einem Mittelwert von 5,08 von 16 möglichen Punkten die Post-Processing-Variation S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 am besten.

Gesamtwertung der Rater

- Prozess 3 wurde mit 2,14 Punkten von Rater 1, mit 1,84 Punkten von Rater 2 und mit 3,64 Punkten von Rater 3 bewertet. Im Mittelwert wurde der Prozess 3 mit 2,54 Punkten somit am insgesamt niedrigsten bewertet.
- Prozess 1 wurde mit 4,56 Punkten von Rater 1, mit 1,16 Punkten von Rater 2 und mit 5,08 Punkten von Rater 3 bewertet. Der Mittelwert bei Prozess 1 liegt bei 3,6 Punkten.
- Prozess 2 wurde mit 5,66 Punkten von Rater 1, mit 1,4 Punkten von Rater 2 und mit 4,86 Punkten von Rater 3 bewertet. Als Mittelwert ergaben sich bei Prozess 2 somit 3,97 Punkte.
- Prozess 4 wurde mit 1,8 Punkten von Rater 1, mit 9,76 Punkten von Rater 2 und mit 0,58 Punkten von Rater 3 bewertet. Bei einem Mittelwert von 4,05 Punkten wurde dieser Prozess insgesamt am besten bewertet.

In Tabelle 23 lassen sich die Ergebnisse der Summenvektorberechnung nachvollziehen.

Tabelle 23: Summenvektor mit den jeweiligen Mittelwerten aus je 10 Bewertungskriterien

	N	Mittelwert	Median	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
Prozess 1 Rater 1	50	4,56	4,00	2,84	0,00	10,00
Prozess 2 Rater 1	50	5,66	6,00	2,72	2,00	13,00
Prozess 3 Rater 1	50	2,14	2,00	0,95	1,00	5,00
Prozess 4 Rater 1	50	1,80	1,00	2,28	0,00	8,00
Prozess 1 Rater 2	50	1,16	1,00	1,75	0,00	10,00
Prozess 2 Rater 2	50	1,40	1,00	1,86	0,00	7,00
Prozess 3 Rater 2	50	1,84	1,00	2,64	0,00	11,00
Prozess 4 Rater 2	50	9,76	11,00	3,25	2,00	15,00
Prozess 1 Rater 3	50	5,08	5,00	3,14	0,00	10,00
Prozess 2 Rater 3	50	4,86	5,00	2,64	0,00	11,00
Prozess 3 Rater 3	50	3,64	3,00	1,85	1,00	11,00
Prozess 4 Rater 3	50	0,58	0,00	1,64	0,00	8,00

Die Ergebnisse wurden mithilfe eines t-Test für verbundene Stichproben auf Signifikanz geprüft. Hierbei stellte sich die unterschiedliche Punkteverteilung zwischen den Prozessen 1, 2 und 4 als nicht signifikant heraus, da die jeweiligen Ergebnisse einen P-Wert von 0,05 überschritten haben. Prozess 3 schnitt im Vergleich zu den anderen Prozessen schlechter ab. Dieses Ergebnis stellte sich mit P-Werten, welche unterhalb des Signifikanzniveaus von 0,05 lagen, als signifikant heraus. Die Berechnungen mit Prüfung auf Signifikanz können in Tabelle 24 nachvollzogen werden.

Tabelle 24: T-Test (das Signifikanzniveau wurde auf 0,05 normiert)

Nachverarbeitungsprozess	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz		T	Df.	P-Wert
				Untere	Obere			
Prozess 1 und Prozess 2	-0,373	2,523	0,357	-1,091	0,344	-1,046	49	0,301
Prozess 1 und Prozess 3	1,060	1,978	0,279	0,498	1,622	3,789	49	< 0,001
Prozess 1 und Prozess 4	-0,447	2,509	0,355	-1,159	0,267	-1,259	49	0,214
Prozess 2 und Prozess 3	1,433	2,186	0,309	0,812	2,054	4,637	49	< 0,001
Prozess 2 und Prozess 4	-0,073	2,333	0,329	-0,736	0,589	-0,222	49	0,825
Prozess 3 und Prozess 4	-1,507	2,037	0,288	-2,086	-0,928	-5,229	49	< 0,001

5 Diskussion

5.1 Verbesserung der Bildqualität durch Post-Processing-Algorithmen

Die Möglichkeit zur Verbesserung der Bildqualität durch spezifische Post-Processing-Algorithmen wurde in der Literatur bereits mehrfach untersucht und konnte in einer Vielzahl von Studien bestätigt werden (Schaefer-Prokop et al. 2008, Uffmann et al. 2008, Stenzel und Mentzel 2011, Hammon et al. 2019). Dies konnte auch für das Verfahren S-Vue™ 3.02 gezeigt werden, auf welchem die in dieser Arbeit untersuchten Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 beruhen (Lee et al. 2020). Eine besondere Relevanz hat die Verbesserung der Bildqualität von Röntgenuntersuchungen, da sie unverändert die am häufigsten durchgeführten radiologischen Verfahren sind, wobei den größten Anteil hierbei Röntgen-Thorax-Aufnahmen ausmachen (Don et al. 2013, Stenzel und Mentzel 2011). Die radiologische Diagnostik in Form von Röntgen-Thorax-Aufnahmen hat vor allem für die neonatologische und pädiatrische Intensivmedizin eine große Bedeutung, da durch sie insbesondere bei kindlichen Notfällen oftmals eine entscheidende erste Richtung für die weiterführende Diagnostik und Therapie vorgegeben wird (Klebermass et al. 2000, Schäfer et al. 2020, Stenzel und Mentzel 2011). So geht aus einer US-amerikanischen Studie hervor, dass an Frühgeborenen, die auf einer Kinderintensivstation behandelt werden, im Durchschnitt 10 Röntgenuntersuchungen durchgeführt werden, wovon 9 Röntgen-Thorax-Aufnahmen sind (Donadieu et al. 2006). Der hohe Stellenwert von Röntgen-Thorax-Aufnahmen für die neonatologische Intensivmedizin zur Beurteilung der kardiopulmonalen Situation und von iatrogen applizierten Fremdmaterialien und die hohe Frequenz der Durchführung unterstreichen, dass der Untersuchung von Post-Processing-Algorithmen als Mittel zur Verbesserung der Bildqualität von Röntgenaufnahmen im Bereich der Kinderintensivmedizin eine besondere Relevanz zukommt.

Um den Nutzen von Post-Processing-Algorithmen für die neonatologische Intensivmedizin zu prüfen, wurden für diese Studie die auf dem Nachverarbeitungsverfahren S-Vue™ 3.02 basierenden Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 dahingehend untersucht, ob sie die Bildqualität bei Röntgen-Thorax-Aufnahmen von Früh- und Neugeborenen in unterschiedlichem Maße verbessern können und ob sie zu einer verbesserten Bildqualität von

Bewertungskriterien führen, die von maßgeblicher Bedeutung für die neonatologische Intensivmedizin sind.

Nachfolgend werden die Ergebnisse unserer Studie mit den Daten der aktuellen Literatur verglichen und der Nutzen von S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 für die neonatologische Intensivmedizin kritisch bewertet.

5.2 Einordnung der Ergebnisse dieser Arbeit

5.2.1 Deskriptive Häufigkeitsverteilung

Die Ergebnisse der Berechnung der deskriptiven Häufigkeitsverteilung der vorliegenden Studie zeigen, dass die an der Untersuchung beteiligten Radiologen bestimmte Post-Processing-Variationen bevorzugt ausgewählt und die Bildqualität in diesen Fällen somit als besser empfunden haben. Es wurde weiterhin deutlich, dass die Beurteilung der Bildqualität davon abhängig war, im Rahmen welcher Fragestellung die jeweiligen Post-Processing-Variationen bewertet worden sind. So wurde bei dem Bewertungskriterium Knochenstruktur insgesamt 73 Mal und somit in 48,7 % der Fälle die Post-Processing-Variation S-Vue™ 3.02 Neonatal 3 als das Verfahren ausgewählt, durch welches die beste Bildqualität erreicht wurde. Demgegenüber ist dieses Verfahren lediglich 10 Mal und somit nur in 6,7 % der Fälle ausgewählt worden, wenn es um die Bewertung des generellen Bildeindrucks der Röntgen-Thorax-Aufnahmen ging. Diese Ergebnisse unterstreichen, dass das Potenzial zur Verbesserung der Bildqualität durch Postprozessierung in Abhängigkeit von der jeweiligen Fragestellung gesehen werden muss.

Die allgemeine Annahme, dass durch Post-Processing-Algorithmen eine Verbesserung der Bildqualität von Röntgen-Thorax-Aufnahmen erreicht werden kann, hat sich bereits in vielen weiteren Studien bestätigt. So wurden in einer Studie aus dem Jahr 2016 durch 7 Radiologen ebenfalls unterschiedliche Röntgen-Thorax-Aufnahmen untersucht, welche durch zwei Post-Processing-Verfahren nachverarbeitet wurden. Hierbei konnte eine signifikante Verbesserung der Bildqualität von prozessierten Aufnahmen im Vergleich zu nicht prozessierten Aufnahmen festgestellt werden (Sensakovic et al. 2016). Eine direkte Vergleichbarkeit mit unseren Studienergebnissen wird jedoch durch den Umstand erschwert, dass diese Untersuchung an neonatalen Röntgenphantomen durchgeführt worden ist. Anders als

bei Studien an Röntgenphantomen, kann bei unserer Untersuchung die Realitätsnähe als Vorteil hervorgehoben werden, da Ergebnisse von Phantomstudien nicht generell in den praktischen Alltag übertragen werden können.

In Übereinstimmung mit unseren Ergebnissen konnte in einer Studie aus dem Jahr 2014 aufgezeigt werden, dass die Verbesserung der Bildqualität durch 5 unterschiedliche Post-Processing-Algorithmen davon abhängig war, im Rahmen welcher Fragestellung der Algorithmus beurteilt wurde. So konnte bei dem Beurteilungskriterium periapikale Läsionen bei 3 von 4 Post-Processing-Verfahren eine Verbesserung der Bildqualität im Vergleich zu den nicht prozessierten Bildern erreicht werden. Bei der Darstellung einer Parodontitis hingegen wurde die Bildqualität bei allen 4 Post-Processing-Verfahren schlechter bewertet als bei der nicht nachverarbeiteten Aufnahme (Choi et al. 2014). In einer weiteren aktuellen Studie aus dem Jahr 2019 wurden Röntgenaufnahmen nachverarbeitet und mit nicht prozessierten Aufnahmen verglichen. Hierbei konnte bei der Darstellung kontrastarmer Strukturen eine signifikante Verbesserung der Bildqualität erreicht werden. Bei kontrastreichen Strukturen wurde durch den untersuchten Post-Processing-Algorithmus keine Verbesserung erzielt (Svenson et al. 2019). Die Vergleichbarkeit dieser genannten Studien mit unseren Ergebnissen wird dadurch limitiert, dass es sich hierbei um Untersuchungen von Zahnröntgenaufnahmen handelt. Im Vergleich zu diesen benötigt die Analyse von Thoraxaufnahmen aufgrund der zum Teil geringen Kontrastunterschiede einen deutlich größeren Dynamikbereich, um diese zu identifizieren.

5.2.2 Inter-Rater-Reliabilität

Die Berechnung der Inter-Rater-Reliabilität wurde in unserer Studie durchgeführt, um eine differenziertere Analyse der Ergebnisse zu ermöglichen und somit – anders als es mit einer isolierten Betrachtung der deskriptiven Häufigkeiten möglich wäre – nicht nur eine Aussage treffen zu können, wie oft sich die Radiologen für bestimmte Prozesse entschieden haben, sondern auch, ob es bei der jeweiligen Auswahl eine Übereinstimmung unter den verschiedenen Ratern gab, also ob sich bezogen auf ein einzelnes Bewertungskriterium alle 3 Rater gleichzeitig für das selbe Verfahren entschieden haben. Mit den von uns hierfür errechneten Kappa-Koeffizienten konnte deutlich gemacht werden, dass es bei den 3 unterschiedlichen Ratern in den jeweiligen Einzelfällen keine signifikanten Übereinstimmungen bei der Auswahl des

am besten geeigneten Nachverarbeitungsverfahrens gab. Dies bedeutet, dass die jeweiligen Rater zwar bestimmte Prozesse bevorzugt gewählt haben, im jeweiligen Einzelfall jedoch nur selten von mehreren Ratern gleichzeitig für denselben Prozess gestimmt wurde, was die Subjektivität des individuellen Betrachters in der Beurteilung der Bildqualität unterstreicht. Grundsätzlich finden sich in der aktuellen Literatur verschiedene Studien mit unterschiedlicher Methodik zur Beurteilung des Einflusses von Post-Processing-Algorithmen auf die Bildqualität von Röntgenaufnahmen. In den meisten Fällen konnte in den Studien ein signifikanter Zusammenhang zwischen Postprozessierung und verbesserter Bildqualität festgestellt werden. Untersuchungsergebnisse, durch welche ebenfalls keine signifikanten Unterschiede bezüglich der resultierenden Bildqualität durch Postprozessierung festgestellt wurden, finden sich in einer Studie von Smet et al. aus dem Jahr 2018 (Smet et al. 2018), welche an Röntgen-Thorax-Aufnahmen von neonatalen Röntgenphantomen durchgeführt wurde. Die Bewertung der Bildqualität wurde, analog zu unserer Untersuchung, durch 3 Kinderradiologen anhand unterschiedlicher Bewertungskriterien durchgeführt, welche zu großen Teilen mit unserer Studie übereinstimmen:

- Einsehbarkeit der Trachea
- Einsehbarkeit der proximalen Bronchien
- Einsehbarkeit der peripheren Atemwege
- Abgrenzbarkeit des Zwerchfells
- Abgrenzbarkeit des costophrenischen Winkels
- Darstellung der Wirbelsäule
- Sichtbarkeit des oberen Katheters
- Sichtbarkeit der Spitze des oberen Katheters
- Sichtbarkeit der Spitze des unteren Katheters
- Darstellung von Pneumothoraces
- Bildrauschen

Verglichen wurden auf der Multifrequenzfilterung beruhende Post-Processing-Algorithmen der Firma Agfa mit jenen der Firma Carestream. Weiterhin wurden in der Studie verschiedene Detektoren untersucht. Der Vergleich der unterschiedlichen Post-Processing-Algorithmen erbrachte bei keinem der untersuchten Detektoren signifikante Unterschiede in der Bildqualität.

Anzumerken bleibt, dass die Bewertung der Inter-Rater-Reliabilität, wie sie in unserer Untersuchung durchgeführt wurde, in den vergleichbaren Studien nicht stattgefunden hat und die Ergebnisse so nicht direkt vergleichbar sind.

Als Limitation unserer Studie sei an dieser Stelle genannt, dass im Vergleich zu Untersuchungen an Röntgen-Phantomen nicht die Möglichkeit bestand, die applizierte Strahlendosis bewusst besonders hoch oder besonders niedrig zu halten, um so die Auswirkung einer variierenden Dosishöhe auf die resultierende Bildqualität durch die Nachverarbeitung mit Post-Processing-Variationen zu analysieren. Dies könnte für unsere Ergebnisse auch deshalb relevant sein, da in der vergleichbaren Literatur Studienergebnisse existieren, welche die Vermutung nahelegen, dass Post-Processing-Algorithmen vor allem dann ihr volles Potenzial entfalten können, wenn die applizierte Strahlendosis verhältnismäßig gering ist. Ein Erklärungsansatz hierfür wäre, dass bei hohen Werten der Strahlendosis bereits eine gute Bildqualität erreicht wird und so weniger Spielraum für die spezifischen Algorithmen der Nachverarbeitung bleibt (Sensakovic et al. 2016, Willis und Slovis 2005). So wurden in einer Studie von Karimian et al. 70 Röntgen-Thorax-Aufnahmen von Säuglingen mit unterschiedlichen Pathologien untersucht, wobei einige dieser Aufnahmen mit einer so geringen Strahlendosis aufgenommen wurden, dass die Radiologen durch die schlechte Bildqualität keine der Pathologien in den Aufnahmen erkennen konnten (Karimian et al. 2011). Durch die Anwendung zwei verschiedener Post-Processing-Algorithmen wurde erreicht, dass auch bei diesen Aufnahmen mit sehr geringer Strahlendosis die Bildqualität adäquat verbessert und eine Diagnose der Pathologien ermöglicht werden konnte. Es fand in dieser Studie jedoch keine systematische Einteilung der Röntgen-Thorax-Aufnahmen anhand der applizierten Strahlendosis statt, wodurch eine exakte Vergleichbarkeit zwischen Höhe der applizierten Strahlendosis und Nutzen des Nachverarbeitungsalgorithmus nicht möglich war. Für das Post-Processing-Verfahren S-Vue™ 3.02, auf welchem die von uns untersuchten Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 beruhen, konnte in einer aktuellen Studie von Lee et al. bereits eine Möglichkeit zur Reduktion der applizierten Strahlendosis bei Röntgen-Thorax-Aufnahmen bestätigt werden (Lee et al. 2020). Hierfür wurden Röntgen-Thorax-Aufnahmen von 69 Patienten ausgewertet, welche im Chung-Ang University Hospital in Seoul behandelt wurden. In die Studie wurden ausschließlich Patienten aufgenommen, welche älter als 20 Jahre waren und einen body mass index (BMI) zwischen 18,5-29,9 kg/m² aufwiesen. Die Patienten erhielten am Tag der

Untersuchung eine Röntgen-Thorax-Aufnahme mit der Standardhöhe an Strahlendosis sowie eine Aufnahme mit reduzierter Strahlendosis. Die Standarddosis wurde mit einem Wert von 4.2 μGy definiert und mithilfe einer Belichtungsautomatik (AEC) an der Detektoroberfläche kontrolliert. Anhand dieses Wertes fand eine Einteilung in 3 verschiedene Gruppen (A, B und C) statt, wobei jeweils 60 %, 50 % oder 40 % der Standarddosis appliziert wurde. Jene Bilder, bei welchen die Standarddosis appliziert wurde, sind mit einem konventionellen Post-Processing-Algorithmus nachverarbeitet worden und solche Bilder mit reduzierter Strahlendosis wurden durch den neuen Algorithmus des Verfahrens S-Vue™ 3.02 nachverarbeitet. Anschließend fand eine Auswertung statt, inwiefern die Bildqualität der unterschiedlich prozessierten Aufnahmen als äquivalent anzusehen ist. Hierbei konnte festgestellt werden, dass jene Bilder, welche mit reduzierter Strahlendosis aufgenommen und mit dem neuen Verfahren S-Vue™ 3.02 nachverarbeitet wurden, bis zu einer Dosisreduktion von 47,8 % als äquivalent zu den Bildern beurteilt wurden, welche die Standarddosis erhielten. Diese Zusammenhänge zwischen Höhe der applizierten Strahlendosis, Bildnachverarbeitung und Bildqualität weiter zu erforschen, ist in zukünftigen Arbeiten anzustreben, um hieraus valide Aussagen bezüglich einer Möglichkeit zur Reduktion der applizierten Strahlendosis im Rahmen von Röntgenaufnahmen abzuleiten. Dies ist in der neonatologischen und pädiatrischen Intensivmedizin von großer Bedeutung, da der kindliche Organismus eine besonders ausgeprägte Sensibilität gegenüber Strahleneinwirkungen aufweist (Stenzel und Mentzel 2011).

Als weitere mögliche Limitation unserer Studie ist die unterschiedliche Berufserfahrung der an der Untersuchung beteiligten Radiologen zu nennen. Obgleich ein Facharztstandard vorlag, muss eine mögliche Beeinflussung unserer Studienergebnisse durch die unterschiedliche Erfahrung der Radiologen in der Bewertung von neonatalen Röntgenaufnahmen bedacht werden. In vergleichbaren Studien wurde der Einfluss unterschiedlicher Berufserfahrung auf die Bewertung der Bildqualität von Röntgen-Thorax-Aufnahmen, die durch Post-Processing-Algorithmen nachverarbeitet wurden, bereits als signifikanter Parameter beschrieben. In einer Studie von Sensakovic et al. wurde festgestellt, dass beruflich unerfahrene Radiologen im Vergleich zu erfahrenen Radiologen insbesondere solche Röntgenaufnahmen qualitativ besser bewerteten, die mit einer Strahlendosis von weniger als 35 μGy aufgenommen wurden. Dies wird in der Studie damit in

Verbindung gebracht, dass jüngere Radiologen in der Regel weniger Röntgenaufnahmen analysiert haben, die mit geringer Strahlendosis aufgenommen wurden und daher weniger Erfahrung mit charakteristischen Qualitätsverlusten im Niedrigdosisbereich haben. Dies könnte als ein Hinweis gewertet werden, dass insbesondere Radiologen mit weniger Berufserfahrung von der Inanspruchnahme von Post-Processing-Algorithmen profitieren können (Sensakovic et al. 2016).

5.2.3 Summenvektor

In der vorliegenden Studie sollte neben der allgemeinen Frage, ob die untersuchten Post-Processing-Variationen zu einer Verbesserung der Bildqualität von Röntgen-Thorax-Aufnahmen führen können, zusätzlich beantwortet werden, inwiefern bestimmte Verfahren für einen Einsatz in der neonatologischen Intensivmedizin besonders zu empfehlen sind. Hierfür erfolgte mithilfe eines Scoring-Systems die Entwicklung eines Summenvektors. Im Gegensatz zur Berechnung der Inter-Rater-Reliabilität und der deskriptiven Häufigkeiten wurde sich hierbei nicht auf jeweils ein Bewertungskriterium bezogen, sondern versucht, über alle Bewertungskriterien hinweg eine Aussage zu treffen, welches Verfahren insgesamt am besten bewertet wurde. Dies widerspricht dem grundsätzlichen Ansatz, dass Post-Processing-Algorithmen in erster Linie für vorher klar definierte Fragestellungen oder anatomische Regionen einen Mehrwert liefern können und nicht generell als universelles Mittel zur Verbesserung der Bildqualität anzusehen sind (Prokop und Schaefer-Prokop 1997). In unserer Studie ist dies aber durchaus zielführend, da durch dieses Vorgehen erreicht werden sollte, das Scoring-System durch die Berücksichtigung typischer neonatologischer Krankheitsbilder an die spezifischen Bedingungen der neonatologischen Intensivmedizin anzupassen. Hierdurch sollte die Auswirkung der Postprozessierung insbesondere auf solche bildmorphologischen Kriterien beurteilbar gemacht werden, welche für die neonatologische Intensivmedizin von entscheidender Bedeutung sind. Dies stellt eine Besonderheit unserer Studie dar, da die meisten vergleichbaren Untersuchungen in der aktuellen Literatur (Hammon et al. 2019, Smet et al. 2018, Sensakovic et al. 2016), in denen bewertet wurde, inwieweit Post-Processing-Algorithmen zu einer Verbesserung der Bildqualität führen können, in ihrem methodischen Aufbau nicht spezifisch auf die realen Bedingungen der neonatologischen Intensivmedizin ausgerichtet sind. Die Mehrgewichtung typischer neonatologischer Pathologien findet zusätzlich darin ihre Relevanz, dass in der

Literatur beschrieben wird, wie die Anwendung von Nachverarbeitungsprozessen neben der Verbesserung der Qualität von bestimmten Parametern gleichzeitig dazu führen kann, dass andere Parameter der Bildqualität – auch solche, die für die Neonatologie entscheidend sind – verschlechtert werden (Prokop und Schaefer-Prokop 1997, Korner et al. 2007, Hammon et al. 2019). Eine solch negative Beeinflussung der Bildqualität von neonatologisch bedeutsamen Beurteilungskriterien kann durch die besondere Gewichtung des für unsere Studie entwickelten Scoring-Systems mit einer größeren Genauigkeit detektiert und so ungeeignete Post-Processing-Algorithmen leichter erkannt werden. Die Diskrepanz bei der Inanspruchnahme von Post-Processing-Algorithmen, dass sie je nach Fragestellung einen zugleich positiven als auch negativen Einfluss auf die Bildqualität haben können, wurde ebenfalls in einer Studie von Hammon et al. beschrieben. In dieser Untersuchung konnte eine verbesserte Darstellung von Kathetermaterialien in Röntgen-Thorax-Aufnahmen von Säuglingen durch ein Post-Processing-Verfahren bestätigt werden, welches – in Übereinstimmung mit den in unserer Studie untersuchten Post-Processing-Variationen – auf der Multifrequenzfilterung beruht. Zugleich ging die verbesserte Darstellung der Katheter jedoch mit einer Verschlechterung der Bildqualität bei der Darstellung von Pathologien wie Pneumonie oder Pneumothorax einher. Diese konnten in nicht prozessierten Röntgen-Thorax-Aufnahmen besser als in den nachverarbeiteten Bildern dargestellt werden. Während 188 Bewertungsdurchläufen wurden nur in 2 Fällen die prozessierten Röntgenbilder besser als die nicht prozessierten Bilder bei der Darstellung der genannten Pathologien bewertet. In 78 Fällen wurden prozessierte und nicht prozessierte Bilder als äquivalent bewertet und in 108 Fällen konnten die Pathologien in nicht prozessierten Bildern besser erkannt werden (Hammon et al. 2019). Diese Pathologien spiegeln sich in eben jenen Bewertungskriterien der Bildqualität wider, welche in unserer Studie als besonders relevant für die neonatologische Intensivmedizin herausgearbeitet wurden und in unserem Scoring-System daher eine besondere Berücksichtigung finden. Hierfür bedeutsame Kriterien wie Lungenparenchym, Pneumothorax, genereller Bildeindruck und Rauschen wurden höher gewichtet als die übrigen Bewertungskriterien. Auf diese Weise konnte neben der allgemeinen Frage nach einer Verbesserung der Bildqualität zusätzlich eine Aussage darüber getroffen werden, ob durch die untersuchten Post-Processing-Variationen eine tatsächliche Verbesserung solcher Bewertungskriterien erreicht werden kann, die für die

neonatologische Intensivmedizin entscheidend sind. Dieses methodische Vorgehen wird durch eine Untersuchung von Ley-Zaporozhan et al. aus dem Jahr 2018 bestärkt, in welcher die sichere röntgenologische Beurteilung von Pneumothoraces als essenziell für die Intensivmedizin beschrieben wird. In dieser Studie wurde ein ebenfalls auf der Multifrequenzfilterung beruhender Post-Processing-Algorithmus speziell dahingehend untersucht, ob eine verbesserte Darstellung von Pneumothoraces erreicht werden kann (Ley-Zaporozhan et al. 2018). Diese sowie weitere aktuelle Studien aus dem Jahr 2019 und 2020 führten zu dem Ergebnis, dass die Postprozessierung von Röntgen-Thorax-Aufnahmen die Diagnostik von Pneumothoraces signifikant verbessern kann (Homayounieh et al. 2020, Wang et al. 2019).

Bezüglich des Nutzens der Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 für die neonatologische Intensivmedizin kamen wir durch die Berechnung des Summenvektors in unserer Untersuchung zu dem Ergebnis, dass die Post-Processing-Variation S-Vue™ 3.02 Neonatal 4 hierbei mit insgesamt 4,1 Punkten die beste Bewertung erhalten hat, gefolgt von Prozess Neonatal 2 mit 3,97 Punkten und Prozess Neonatal 1 mit 3,6 Punkten. Die Post-Processing-Variation S-Vue™ 3.02 Neonatal 3 wurde mit insgesamt 2,54 Punkten am schlechtesten bewertet. Mithilfe eines t-Tests für verbundene Stichproben wurde geprüft, ob diese Ergebnisse einen signifikanten Unterschied aufweisen. Der Vergleich der Prozessierung 1, 2 und 4 wies mit p-Werten von über 0,05 keine signifikanten Unterschiede auf. Die Prozessierung 3 wurde im Vergleich zu den anderen Post-Processing-Variationen immer schlechter bewertet. Dies konnte als signifikantes Ergebnis – mit p-Werten unter 0,05 – durch den t-Test bestätigt werden. Aus unseren Ergebnissen geht hervor, dass S-Vue™ 3.02 Neonatal 3 für den Einsatz in der neonatologischen Intensivmedizin nicht ausreichend geeignet ist. Keines der Verfahren führte im Vergleich zu einer signifikanten Verbesserung der Bildqualität und somit konnte kein Algorithmus ausgemacht werden, welcher für die neonatologische Intensivmedizin besonders empfohlen werden kann.

Neben den in der vorliegenden Studie untersuchten Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 wurde von Samsung ein weiteres Post-Processing-Verfahren zur Verbesserung der Bildqualität digitaler Röntgenaufnahmen entwickelt. Hierbei handelt es sich um SimGrid™, dessen Algorithmus in einer Studie aus dem Jahr 2019 untersucht wurde (Ebeling et al. 2019). SimGrid™ beruht auf dem Einsatz von künstlicher Intelligenz, wodurch es gelingt, ähnlich einem analogen

Streustrahlenraster, entsprechende Unschärfen zu reduzieren und im Ergebnis ein schärferes Bild zu erzeugen. In der Kinderradiologie konnte durch SimGrid™ eine signifikant verbesserte Bildqualität bei Röntgenaufnahmen der pädiatrischen Intensivstation bei Kindern ab einem Körpergewicht von 10 kg erreicht werden. Bei Früh- und Neugeborenen wurde keine Verbesserung der Bildqualität im Rahmen der Postprozessierung durch SimGrid™ festgestellt und es konnte somit kein signifikanter Nutzen für die neonatologische Intensivmedizin nachgewiesen werden (OR = 0,27, p = 0,007), was mit unseren Untersuchungsergebnissen zu S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 übereinstimmt.

In unserer Studie wurde nicht untersucht, inwieweit Post-Processing-Algorithmen auch zu einer verbesserten Diagnostik im Rahmen der computerassistierten Detektion führen können. Dieser Zusammenhang wurde in einer Studie von He et al. genauer analysiert (He et al. 2008). Im Rahmen dieser Untersuchung wurde geprüft, ob Nachverarbeitungsverfahren, welche auf der Multifrequenzfilterung beruhen, den diagnostischen Nutzen von CAD-Systemen bezüglich der Detektion eines kleinzelligen Bronchial-Karzinoms verbessern können. Die Studie führte zu dem Ergebnis, dass die CAD-Systeme hierbei in Abhängigkeit von dem jeweiligen Post-Processing-Algorithmus eine signifikante Verbesserung erfahren können. In vielen weiteren Studien (Renz 2014) wurde der Nutzen der sich ständig weiterentwickelnden CAD-Systeme für die diagnostische Radiologie bereits erforscht. Insbesondere für die neonatologische Intensivmedizin sind weitere Studien anzustreben, in welchen für besonders relevante Kriterien wie Pneumothorax und Lungenparenchym der wechselseitige Nutzen von Post-Processing-Algorithmen und künstlicher Intelligenz in Form von CAD-Systemen untersucht wird.

5.3 Schlussfolgerung und Ausblick

Diese Arbeit hatte zum Ziel, die Auswirkung der neu entwickelten Post-Processing-Variationen S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 - 4 auf die Bildqualität von digitalen Röntgen-Thorax-Aufnahmen unter Berücksichtigung von Besonderheiten der neonatologischen Intensivmedizin zu untersuchen. Es wurde herausgearbeitet, dass die Post-Processing-Variation S-Vue™ 3.02 Neonatal 3 die Bildqualität bei den Bewertungskriterien Knochenstruktur und Fremdmaterial sowie bei der Beurteilbarkeit der Trachea am stärksten verbessern konnte. S-Vue™ 3.02 Neonatal 1 erwies sich bei der Darstellung des Lungenparenchyms und der zentralen Gefäße als am besten

geeignet. Der Algorithmus von S-Vue™ 3.02 Neonatal 2 war besonders zur Beurteilung der retrokardialen Gefäße geeignet, außerdem konnte durch dieses Verfahren das Bildrauschen am effektivsten reduziert werden. Der generelle Bildeindruck wurde am schlechtesten bei S-Vue™ 3.02 Neonatal 3 bewertet, die anderen 3 Algorithmen schnitten nahezu äquivalent ab. Auch bei der Beurteilbarkeit im Sinne der Fragestellung wurde S-Vue™ 3.02 Neonatal 3 als am wenigsten geeignet bewertet. Für die Darstellung von Pneumothoraces erwies sich S-Vue™ 3.02 Neonatal 4 als das am besten geeignete Verfahren.

Die Berechnung der Inter-Rater-Reliabilität erbrachte keine signifikanten Übereinstimmungen zwischen den Ratern, was unterstreicht, dass die Einschätzung bezüglich der Bildqualität von Röntgen-Thorax-Aufnahmen subjektiv geprägt ist und individuell je nach Aufnahme und Untersucher stark variieren kann. Faktoren, welche die resultierende Bildqualität von Post-Processing-Algorithmen beeinflussen können und daher berücksichtigt werden müssen, sind neben der Höhe der applizierten Strahlendosis, der Güte des Empfängersystems und der primären Ausleseeinheit auch mögliche Unterschiede in der Berufserfahrung der Untersucher. Dies gilt vor allem für das sensible Gebiet der pädiatrischen Thoraxradiologie und insbesondere für die Neonatologie, wo mit abweichenden Aufnahmetechniken und Qualitätskriterien gearbeitet wird als bei adulten Patienten. Gerade für Radiologen mit weniger Berufserfahrung stellen Post-Processing-Algorithmen eine sinnvolle Unterstützung dar (Sensakovic et al. 2016).

Im Ergebnis unserer Studie kann festgehalten werden, dass die Bildqualität von Röntgen-Thorax-Aufnahmen für spezifische Fragestellungen durch die untersuchten Post-Processing-Variationen eine Verbesserung erfahren kann. Es wurde aufgezeigt, dass aus den von uns untersuchten Nachverarbeitungsprozessen vor allem dann das volle Potenzial ausgeschöpft werden kann, wenn sie sinnvoll an vorher klar definierte Fragestellungen gebunden wurden. Für die besonderen Anforderungen der neonatologischen Intensivmedizin konnten wir im Rahmen der Summenvektorberechnung zwischen den von uns untersuchten Post-Processing-Variationen kein Verfahren ausmachen, welches zu einer signifikant verbesserten Bildqualität führt und somit besonders für die neonatologische Intensivmedizin zu empfehlen wäre. Die Post-Processing-Variation S-Vue™ 3.02 Neonatal 3 wurde

signifikant schlechter bewertet und erwies sich somit für einen allgemeinen Einsatz in der neonatologischen Intensivmedizin als nicht ausreichend geeignet.

Die Inanspruchnahme der untersuchten Post-Processing-Algorithmen ist somit für die Neonatologie als Kompromiss einzuschätzen: Die positiven Effekte im Sinne einer verbesserten diagnostischen Effizienz der digitalen Radiographie-Systeme müssen gegenüber den Nachteilen abgewogen werden. So kann die Verbesserung bestimmter Parameter eine Verschlechterung anderer Parameter bedeuten und somit im ungünstigsten Fall zu einer diagnostischen Fehlentscheidung durch die Verschleierung diagnoserelevanter Befunde führen (Prokop und Schaefer-Prokop 1997, Korner et al. 2007, Hammon et al. 2019). Dieser Umstand bedeutet, dass es keine allgemeingültigen Algorithmen geben kann, die in jeder Situation und für jede Fragestellung eine Verbesserung der Bildqualität zur Folge haben. Vielmehr muss es für unterschiedliche Fragestellungen optimierte Verfahren geben, um somit die Möglichkeiten der Postprozessierung im vollen Umfang auszuschöpfen. Die so prozessierten Bilder können anschließend in einem Bildarchivierungsprogramm (PACS) gespeichert werden und stehen dem diagnostizierenden Arzt je nach Bedarf zur Verfügung.

In Zukunft ist damit zu rechnen, dass die Bedeutung von Post-Processing-Algorithmen weiter zunehmen wird und gleichzeitig durch die stetig wachsende Beanspruchung von künstlicher Intelligenz weitere Anwendungsbereiche erschlossen werden können. So ist davon auszugehen, dass es immer besser gelingen wird, künstliche neuronale Netze (KNN) im Bereich der CAD-Systeme durch spezifische Post-Processing-Algorithmen zu unterstützen und mithilfe modernster Technologien wie Texturanalysen zunehmend auch solche Informationen aus radiologischen Untersuchungen zu extrahieren, welche dem menschlichen Auge selbst bei genauester Betrachtung verwehrt bleiben würden. Insbesondere Bereiche wie die neonatologische Intensivmedizin, in denen die radiologische Diagnostik einen besonders hohen Stellenwert einnimmt, können durch künftige Weiterentwicklungen in den Bereichen der Postprozessierung und von einer adäquaten Anwendung von künstlicher Intelligenz profitieren. Diese sich wechselseitig bedingenden und rasant entwickelnden Innovationen gilt es daher in Zukunft umso mehr zu erforschen, um sie optimal aufeinander abzustimmen und so ein symbiontisches Verhältnis zu erreichen, durch welches die diagnostische Qualität in sensiblen Bereichen wie der neonatologischen Intensivmedizin weiter verbessert werden kann.

6 Literaturverzeichnis

- Hrsg. 1996. Noise Reduction and Image Enhancement Algorithms for Low-Dose X-Ray Fluoroscopy. Bildverarbeitung für die Medizin.
- Bredies K, Lorenz D. 2011. Variationsmethoden. In: Bredies K, Lorenz D, Hrsg. Mathematische Bildverarbeitung: Einführung in Grundlagen und moderne Theorie. Wiesbaden: Vieweg+Teubner, 237-420.
- Busch HP. 1999. Digitale Projektionsradiographie: Technische Grundlagen, Abbildungseigenschaften und Anwendungsmöglichkeiten. Der Radiologe, 39 (8):710-724.
- Chan HP, Hadjiiski LM, Samala RK. 2020. Computer-aided diagnosis in the era of deep learning. Med Phys, 47 (5):e218-e227.
- Chockley K, Emanuel E. 2016. The End of Radiology? Three Threats to the Future Practice of Radiology. J Am Coll Radiol, 13 (12 Pt A):1415-1420.
- Choi JW, Han WJ, Kim EK. 2014. Image enhancement of digital periapical radiographs according to diagnostic tasks. Imaging Sci Dent, 44 (1):31-35.
- Dayhoff JE, DeLeo JM. 2001. Artificial neural networks: opening the black box. Cancer, 91 (8 Suppl):1615-1635.
- Dencker E, Stahl M, Dippels S. 2000. Nonlinear multiscale processing in digital chest radiography: results of a patient study with simulated chest lesions. Eur Radiol, 10.
- Doi K. 2007. Computer-aided diagnosis in medical imaging: historical review, current status and future potential. Comput Med Imaging Graph, 31 (4-5):198-211.
- Don S, Macdougall R, Strauss K, Moore QT, Goske MJ, Cohen M, Herrmann T, John SD, Noble L, Morrison G, Lehman L, Whiting BR. 2013. Image gently campaign back to basics initiative: ten steps to help manage radiation dose in pediatric digital radiography. AJR Am J Roentgenol, 200 (5):W431-436.
- Donadieu J, Zeghnoun A, Roudier C, Maccia C, Pirard P, Andre C, Adamsbaum C, Kalifa G, Legmann P, Jarreau PH. 2006. Cumulative effective doses delivered by radiographs to preterm infants in a neonatal intensive care unit. Pediatrics, 117 (3):882-888.
- Dössel O. 2016. Bildgebende Verfahren in der Medizin : von der Technik zur medizinischen Anwendung. 2. Auflage Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer Vieweg.
- Ebeling K, Schlattmann P, Krüger PC, Mentzel HJ. 2019. Wertigkeit von Post-Processing Algorithmen für die digitale Radiografie in der Neonatologie und Pädiatrischen Intensivmedizin. Rofo, 191 (S 02):20896.
- Eiben B. 2006. Rauschreduktion in digitalen Niedrigdosis-Röntgenbildern.
- Elad M. 2002. On the origin of the bilateral filter and ways to improve it. IEEE Transactions on image processing, 11 (10):1141-1151.
- Fasbender R, Schaetzing R. 2003. Neue CR-Technologien für die digitale Radiographie. Der Radiologe, 43 (5):367-373.
- Hammon RA, Seuss H, Hammon M, Grillhosl C, Heiss R, Zeilinger M, Bayerl N, Vuylsteke P, Wanninger F, Schroth M, Uder M, Rompel O. 2019. Improved visualization of peripherally inserted central catheters on chest radiographs of neonates using fractional multiscale image processing. BMC Med Imaging, 19 (1):3.
- He Q, He W, Wang K, Ma D. 2008. Effect of multiscale processing in digital chest radiography on automated detection of lung nodule with a computer assistance system. J Digit Imaging, 21 Suppl 1 (Suppl 1):S164-170.

-
- Heuser L. 2011. Digitale Radiographie. In: Kramme R, Hrsg. Medizintechnik: Verfahren – Systeme – Informationsverarbeitung. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 299-316.
- Homayounieh F, Digumarthy SR, Febbo JA, Garrana S, Nitiwarangkul C, Singh R, Khera RD, Gilman M, Kalra MK. 2020. Comparison of Baseline, Bone-Subtracted, and Enhanced Chest Radiographs for Detection of Pneumothorax. *Can Assoc Radiol J*:846537120908852.
- Ji X, Feng M, Zhang R, Chen GH, Li K. 2019. An experimental method to directly measure DQE for 2D x-ray imaging systems. *Phys Med Biol*, 64 (7):075013.
- Karimian A, Yazdani S, Askari MA. 2011. Reducing the absorbed dose in analogue radiography of infant chest images by improving the image quality, using image processing techniques. *Radiat Prot Dosimetry*, 147 (1-2):176-179.
- Klebermass K, Birnbacher R, Weninger M, Pollak A. 2000. [Recent advances in neonatology--new tasks for the radiologist]. *Radiologe*, 40 (1):2-7.
- Korner M, Wirth S, Treitl M, Reiser M, Pfeifer KJ. 2005. Initial clinical results with a new needle screen storage phosphor system in chest radiograms. *Rofo*, 177 (11):1491-1496.
- Korner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer KJ, Reiser MF, Treitl M. 2007. Advances in digital radiography: Physical principles and system overview. *Radiographics*, 27 (3):675-686.
- Landis JR, Koch GG. 1977. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33 (1):159-174.
- Lee EK. 2019. S-View™ 3.02 Neonatal 1 - 4, Development Team Samsung Electronics, Korea. Unveröffentlichte Daten.
- Lee W, Lee S, Chong S, Lee K, Lee J, Choi JC, Lim C. 2020. Radiation dose reduction and improvement of image quality in digital chest radiography by new spatial noise reduction algorithm. *Plos one*, 15 (2):e0228609.
- Ley-Zaporozhan J, Shoushtari H, Menezes R, Zelovitzky L, Odedra D, Jimenez-Juan L, Brunet K, Karimzad Y, Paul NS. 2018. Enhanced pneumothorax visualization in ICU patients using portable chest radiography. *PLoS One*, 13 (12):e0209770.
- Majeeth SS, Babu CNK. 2019. Gaussian Noise Removal in an Image using Fast Guided Filter and its Method Noise Thresholding in Medical Healthcare Application. *Journal of Medical Systems*, 43 (8):280.
- Medjoubi K, Bucaille T, Hustache S, Berar JF, Boudet N, Clemens JC, Delpierre P, Dinkespiler B. 2010. Detective quantum efficiency, modulation transfer function and energy resolution comparison between CdTe and silicon sensors bump-bonded to XPAD3S. *J Synchrotron Radiat*, 17 (4):486-495.
- Obenauer S, Hermann KP. 2012. CAD in der Mammadiagnostik: Einsatz bei Mammografie und MRT. *Radiologie up2date*, 12 (01):55-72.
- Offiah AC. 2008. Computed and Digital Radiography in Neonatal Chest Examination. In: Donoghue V, Hrsg. *Radiological Imaging of the Neonatal Chest*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 47-66.
- Peter Vuylsteke ES. 1999. Image Processing in Computed Radiography.
- Prasath VBS. 2017. Quantum Noise Removal in X-Ray Images with Adaptive Total Variation Regularization. *Informatica*, 28 (3):505-515.
- Prokop M, Schaefer-Prokop CM. 1997. Digital image processing. *Eur Radiol*, 7 (11):73-82.
- Prokop M, Neitzel U, Schaefer-Prokop C. 2003. Principles of image processing in digital chest radiography. *J Thorac Imaging*, 18 (3):148-164.

-
- Reiser MF, Kuhn F-P, Debus J. 2017. Radiologie : 110 Tabellen. 4., vollständig überarbeitete Auflage Aufl. Stuttgart: Thieme.
- Renz DM. 2014. Computerassistierte Diagnoseverfahren in der Radiologie: Klinische Anwendungen, Benefit und Limitationen.
- Rudin LI, Osher S, Fatemi E. 1992. Nonlinear total variation based noise removal algorithms. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 60 (1):259-268.
- Sairam RM, Sharma S, Gupta K. 2013. Study of Denoising Method of Images-A Review. *Journal of Engineering Science and Technology Review*, 8 (5):41-48.
- Samsung Samsunghealthcare, S-DetectorTM
<https://samsunghealthcare.com/de/common/sdetector>.
- Samsung Samsunghealthcare, Low Dose in Samsung DR
<https://samsunghealthcare.com/de/lowdose>.
- Schaefer-Prokop C, Eisenhuber E, Fuchsjäger M, Puig S, Prokop M. 2001. Aktuelle Entwicklungen auf dem Gebiet der digitalen Thoraxradiographie. *Der Radiologe*, 41 (3):230-239.
- Schaefer-Prokop C, Neitzel U, Venema HW, Uffmann M, Prokop M. 2008. Digital chest radiography: an update on modern technology, dose containment and control of image quality. *Eur Radiol*, 18 (9):1818-1830.
- Schaefer-Prokop C, Uffmann M, Sailer J, Kabalan N, Herold C, Prokop M. 2003. Digitale Thoraxradiographie: Flat-panel-Detektor oder Speicherfolie? *Der Radiologe*, 43 (5):351-361.
- Schäfer SB, Papst S, Fiebich M, Rudolph C, de Laffolie J, Krombach GA. 2020. Modification of chest radiography exposure parameters using a neonatal chest phantom. *Pediatr Radiol*, 50 (1):28-37.
- Sensakovic WF, O'Dell MC, Letter H, Kohler N, Rop B, Cook J, Logsdon G, Varich L. 2016. Image quality and dose differences caused by vendor-specific image processing of neonatal radiographs. *Pediatr Radiol*, 46 (11):1606-1613.
- Shiraishi J, Li Q, Appelbaum D, Doi K. 2011. Computer-aided diagnosis and artificial intelligence in clinical imaging. *Semin Nucl Med*, 41 (6):449-462.
- Smet M, Breysem L, Mussen E, Bosmans H, Marshall N, 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. *European Radiology*, 28.
- Spahn M, Heer V, Freytag R. 2003. Flachbilddetektoren in der Röntgendiagnostik. *Der Radiologe*, 43 (5):340-350.
- Stahl M, Aach T, Dippel S. 2000. Digital radiography enhancement by nonlinear multiscale processing. *Med Phys*, 27 (1):56-65.
- Stenzel M, Mentzel HJ. 2011. Digitale Radiographie in der Neonatologie. *Rofo*, 183 (S 01):RK317_314.
- Svenson B, Bath M, Karlsson R. 2019. Can adaptive post-processing of storage phosphor plate panoramic radiographs provide better image quality? A comparison of anatomical image quality of panoramic radiographs before and after adaptive processing. *Acta Odontol Scand*, 77 (5):328-333.
- Thanh D, Prasath S, Le Minh H. 2019. A Review on CT and X-Ray Images Denoising Methods. *Informatica*, 43:151-159.
- Thanh DNH, Prasath VBS, Hieu LM, Dvoenko S. 2020. An adaptive method for image restoration based on high-order total variation and inverse gradient. *Signal, Image and Video Processing*.
- Hrsg. 1998. Bilateral filtering for gray and color images. Sixth international conference on computer vision (IEEE Cat No 98CH36271). IEEE.

-
- Tschauner S, Marterer R, Gübitz M, Kalmar PI, Talakic E, Weissensteiner S, Sorantin E. 2016. European Guidelines for AP/PA chest X-rays: routinely satisfiable in a paediatric radiology division? *Eur Radiol*, 26 (2):495-505.
- Uffmann M, Schaefer-Prokop C. 2009. Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. *Eur J Radiol*, 72 (2):202-208.
- Uffmann M, Schaefer-Prokop C, Neitzel U. 2008. Abwägen von Dosisbedarf und Bildqualität in der digitalen Radiographie.
- Hrsg. 1994. Multiscale image contrast amplification (MUSICA). *Medical Imaging 1994: Image Processing*. International Society for Optics and Photonics.
- Wang Y, Sun LL, Jin Q. 2019. Enhanced Diagnosis of Pneumothorax with an Improved Real-time Augmentation for Imbalanced Chest X-rays Data Based on DCNN. *IEEE/ACM Trans Comput Biol Bioinform*.
- Willis CE, Slovis TL. 2005. The ALARA concept in pediatric CR and DR: dose reduction in pediatric radiographic exams--a white paper conference. *AJR Am J Roentgenol*, 184 (2):373-374.

7 Anhang

7.1 Danksagung

Mein Dank gilt zunächst Herrn Prof. Dr. med. Hans-Joachim Mentzel für die exzellente Betreuung, die ausführliche Einweisung in die Thematik sowie die intensive Unterstützung bei aufkommenden Fragen und bei der Konzeption und Durchführung dieser Studie.

Danken möchte ich auch Herrn Dr. med. Paul-Christian Krüger und Herrn Alexandru Milici für die Unterstützung bei der Analyse der Röntgen-Thorax-Aufnahmen.

Weiterhin möchte ich Herrn Dr. rer. pol. Thomas Lehmann (Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation / IMSID Jena) danken für die hervorragende Beratung bei der statistischen Auswertung dieser Arbeit.

Dank gebührt ebenfalls Herrn Dr. Marcel Scheithauer, der als Strahlenschutzbevollmächtigter der Friedrich-Schiller-Universität Jena insbesondere bei den physikalischen Grundlagen dieser Arbeit stets beratend zur Seite stand.

7.2 Ehrenwörtliche Erklärung

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

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

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Herr Prof. Dr. med. Hans-Joachim Mentzel, Jena und Herr Dr. rer. pol. Thomas Lehmann, Jena,

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

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

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

Jena, 20.04.2022

Christopher Wolff

7.3 Lebenslauf