

Aus dem Institut für Röntgendiagnostik des
Klinikums rechts der Isar
der Technischen Universität München

(Direktor: Univ.- Prof. Dr. E. J. Rummeny)

**Ein neues Verfahren zur Korrektur fehlbelichteter
Röntgenaufnahmen**

Andres Bodamer

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der
Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.- Prof. Dr. P. Henningsen

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.- Prof. Dr. E. J. Rummeny
2. Priv.- Doz. Dr. S. Waldt
3. Priv.- Doz. Dr. K. Holzapfel

Die Dissertation wurde am 04.05.2010 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Medizinische Fakultät am 20.06.2012 angenommen.

Dokumentationsblatt

Bibliographische Beschreibung

Bodamer, Andres:

Ein neues Verfahren zur Korrektur fehlbelichteter Röntgenaufnahmen.
-2009. -93- Bl.: 27 Abb., 8 Tab.

Kurzreferat

Mit der vorliegenden Arbeit wurde das Ziel verfolgt, ein neues Verfahren zur Korrektur fehlbelichteter konventioneller Röntgenaufnahmen zu entwickeln und das Korrekturvermögen des Verfahrens für den klinischen Einsatz anhand eines anthropomorphen Phantoms zu prüfen.

Das Verfahren basiert auf einer Digitalisierung der fehlbelichteten Aufnahmen und einer computergestützten Korrektur der optischen Dichte unter Berücksichtigung der charakteristischen Kurve der jeweils verwendeten Film-Folien-Kombination.

Zur Prüfung des Verfahrens wurden konventionelle Röntgenaufnahmen eines anthropomorphen Thoraxphantoms, dem simulierte Lungenveränderungen überlagert waren, normal belichtet und durch eine breite Variation des mAs-Produkts sowohl unterschiedlich unterbelichtet als auch unterschiedlich überbelichtet dargestellt. Die Aufnahmen wurden mit Hilfe eines hochauflösenden Scanners, der eine verlustfreie Übertragung der Bilddaten bis zu einer Ortsfrequenz von 5 mm^{-1} gewährleistet, digitalisiert. Es wurden die charakteristische Kurve der für die Aufnahmen verwendeten Film-Folien-Kombination experimentell ermittelt, die optischen Dichten der Aufnahmen anhand der ermittelten Kurve für jedes einzelne Bildelement der digitalisierten Bilder anhand eines neu entwickelten Rechenprogramms korrigiert und die belichtungskorrigierten Bilder mit Hilfe eines Laserprinters auf transparenten Filmen ausgedruckt. Anschließend wurden die korrigierten Aufnahmen fehlbelichteter normaler Thoraxstrukturen und simulierter Lungenveränderungen anhand der regelrecht

belichteten Aufnahmen von sechs Radiologen mit dem Visual Grading Analysis (VGA) –Verfahren vergleichend bewertet.

Die Ergebnisse zeigen, dass mit dem neu entwickelten Korrekturverfahren eine diagnostisch relevante Verbesserung der Bildqualität fehlbelichteter Aufnahmen des bei 1,0 mAs normal belichteten Thoraxphantoms und der bei 1,4 mAs optimal belichteten simulierten Lungenveränderungen bei den bis zu 2-fach unterexponierten und den bis 2,6-fach überexponierten Aufnahmen möglich ist.

Für meine Eltern,
Andrea,
Conrad und Clara

Inhaltsverzeichnis

I.	Verzeichnis verwendeter Abkürzungen.....	7
II.	Definitionen und Erläuterungen verwendeter Begriffe.....	8
1	Einleitung.....	10
2	Theoretische Vorbemerkungen.....	12
2.1	Die charakteristische Kurve einer Film-Folien-Kombination.....	12
2.2	Die Digitalisierung analoger Bildaufzeichnungen	15
3	Das Grundprinzip des neuen Verfahrens zur Korrektur fehlbelichteter Röntgenaufnahmen.....	16
4	Die Spezifizierung und Prüfung des neuen Korrekturverfahrens.....	21
4.1	Material und Methoden.....	21
4.1.1	Die Bestimmung der charakteristischen Kurve der Film-Folien-Kombination INSIGHT VHC Thoracic Imaging	21
4.1.2	Der Trommelscanner Tango 4.....	26
4.1.3	Korrektur und Bewertung fehlbelichteter Röntgenaufnahmen eines anthropomorphen Thoraxphantoms mit simulierten Veränderungen des Lungenparenchyms	28
5	Ergebnisse	40
5.1	Bewertung der belichtungskorrigierten Darstellungen normaler Thoraxstrukturen	40
5.2	Bewertungen der belichtungskorrigierten Darstellungen simulierter pathologischer Lungenparenchymveränderungen.....	57
6	Diskussion	72
6.1	Klinische Bewertung (anatomische Strukturen).....	72
6.2	Klinische Bewertung (pathologische Strukturen).....	73
6.3	Fehlerbetrachtung	74
6.4	Gesamtbetrachtung	75
7	Zusammenfassung	77

Anhang.....	II
Anhang 1: Kommentierte Auszüge aus dem IDL-Softwareprogramm zur Belichtungskorrektur fehlbelichteter Röntgenaufnahmen.....	II
Anhang 2: Literaturverzeichnis.....	VIII
Anhang 3: Abbildungsverzeichnis	XIII
Lebenslauf	

I. Verzeichnis verwendeter Abkürzungen

Bit	binary digit
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DIN	Deutsche Industrie Norm
Dpi	dots per inch
FFK	Film-Folien-Kombination
FOA	Fokus-Objekt-Abstand
Lp	Linienpaar
LUT	Look-Up-Table
OD	Optische Dichte
ODA	Objekt-Detektor-Abstand
ROC	Receiver Operating Characteristic
RöV	Röntgenverordnung
TIFF	Tagged Image File Format
VGA	Visual Grading Analysis
VGAS	Visual Grading Analysis Score

II. Definitionen und Erläuterungen verwendeter Begriffe

Abtasttheorem: Die digitale Messung oder Abtastung eines Signals erfolgt mit einem gerätespezifischen Abtastintervall. Um alle Frequenzanteile des Signals verlustfrei wiederzugeben, müssen pro Periode des Ausgangssignals mindestens zwei Stützstellen durch den Detektor ausgewertet werden (siehe auch Nyquist-Frequenz) [Ang85].

Abstandsquadratgesetz: Die Intensität und damit die Dosis der von einer Strahlenquelle ausgehenden Strahlung verringert sich mit dem Quadrat ihrer Entfernung von der Strahlenquelle.

Aliasing: Scheininformationen, die auftreten, wenn das Abtasttheorem nicht erfüllt wird [Ang85].

Auflösungsvermögen: Geringster Abstand zwischen zwei kontrastgebenden Objekten, die im Bild als getrennt wahrgenommen werden können. Um das Auflösungsvermögen bildzeugender Systeme zu beschreiben, werden Linienraster geröntgt. Dabei beschreibt die Folge einer hellen und einer dunklen Linie die Periodenlänge, welche in Millimeter angegeben wird. Die Anzahl der Perioden einer Sinuswelle pro Millimeter (L_p/mm oder mm^{-1}) wird als Ortsfrequenz bezeichnet [Ewe98].

Charakteristische Kurve [auch: Schwärzungskurve]: Optische Dichte einer Film-Folien-Kombination aufgetragen in Abhängigkeit von der auftreffenden Röntgendosis [Ewe98].

Look-up-Table: Eine Look-up-Table (LUT) wird verwendet, um ein Eingangssignal zu transferieren. Sie dient vor allem der Anpassung eines Pixelwertebereichs an die Helligkeitswiedergabe (Leuchtdichte, optische Dichte) eines Ausgabemediums (z.B. Monitor, Printer).

Luftkerma (K): Kinetische Energie, die von indirekt ionisierender Strahlung (z.B. Röntgenstrahlen) an Luftmoleküle übertragen wird, dividiert durch die Luftmasse in dem Volumen, in dem die Energie abgegeben wird. Die Einheit ist „Gray“.

Mittlerer Gradient (\bar{G}): Der mittlere Gradient ist definiert als der Quotient von $(OD_2 - OD_1)$ und $(\lg K_2 - \lg K_1)$, wobei die Nettodichten OD_2 und OD_1 den Werten 2,00 bzw. 0,25 entsprechen und K_2 und K_1 die (relativen) Luftkermawerte aus der charakteristischen Kurve für diese Nettodichten darstellen [Dav84, DIN92].

Modulationsübertragungsfunktion: Die MTF beschreibt die Eigenschaften eines Detektors, Kontraste eines Objektes in Abhängigkeit von den im Objektdetail enthaltenen Ortsfrequenzen im Bild wiederzugeben. Die Darstellung erfolgt durch Auftragen des Übertragungsfaktors über den Ortsfrequenzen [Ewe98].

Nyquist-Frequenz: Sie beschreibt die maximale Frequenz des Eingangssignals, die ohne Erzeugung von Scheininformationen durch einen Detektor mit einem bestimmten Abtastintervall wiedergegeben werden kann [Ewe98].

Pixel: Abkürzung für ein Bildelement, (engl. Picture (x) elements).

1 Einleitung

In der Bundesrepublik Deutschland werden jährlich etwa 150 Millionen radiologische Untersuchungen mit Hilfe von Röntgenstrahlen vorgenommen [Bun04]. Bei etwa 90 % dieser Untersuchungen handelt es sich um statische Projektionsradiographien [Bun04a, Reg03]. Derzeit werden noch 50 bis 60 % dieser Untersuchungen mit der konventionellen Film/Folientechnik und erst 40 bis 50 % mit digitalen Aufnahmetechniken durchgeführt [Sch05].

Während bei den digital erstellten Röntgenaufnahmen Fehlbelichtungen aufgrund einer systemimmanenten Belichtungskorrektur und eines großen Dynamikumfangs der Detektoren nahezu ausgeschlossen sind, haben in der konventionellen Film/Folienradiographie Überbelichtungen zu dunkle Aufnahmen und Unterbelichtungen zu helle Aufnahmen mit entsprechender Minderung des Bildkontrasts zur Folge.

In der konventionellen Röntgentechnik wird der Anteil der durch aufnahmetechnische Fehler erforderlichen Wiederholungsaufnahmen mit mindestens 5 % angegeben; bei einer amerikanischen Studie, der ein Anteil an Wiederholungsaufnahmen von 5,89 % zugrunde lag, waren 29,3 % der Wiederholungsaufnahmen auf Überbelichtungen und 35,3 % der Wiederholungsaufnahmen auf Unterbelichtungen zurückzuführen [Sti92]; bei einer österreichischen Studie wurde der auf Fehlbelichtungen zurückzuführende Anteil verworfener Röntgenbilder mit 35 % ermittelt [Pee98].

Die Fehlbelichtungen betreffen ganz überwiegend Aufnahmen des Thorax und des Skeletts, deren Anteil an den allgemeinen Röntgenuntersuchungen derzeit bei insgesamt etwa 50 % liegt [Bun04].

Überträgt man die genannten Zahlenwerte auf die etwa 150 Millionen pro Jahr in der Bundesrepublik Deutschland durchgeführten radiologischen Untersuchungen, dann erfolgen in der bundesdeutschen Bevölkerung jährlich etwa 1 bis 2 Millionen an sich unnötige Strahlenexpositionen durch Wiederholungsaufnahmen infolge fehlbelichteter Röntgenaufnahmen.

Ein Großteil dieser unnötigen Strahlenexpositionen ließe sich mit einer geeigneten Nachverarbeitung der fehlexponierten Aufnahmen vermeiden.

In der vorliegenden Arbeit wird ein neu konzipiertes computergestütztes Verfahren zur Helligkeitskorrektur fehlbelichteter Röntgenaufnahmen vorgestellt; es werden die Korrekturmöglichkeiten sowie die Eignung des Verfahrens für klinische Anwendungen anhand eines anthropomorphen Thoraxphantoms mit simulierten Veränderungen des Lungenparenchym geprüft. Die Thoraxaufnahme wurde neben der bereits erwähnten Aufnahmehäufigkeit auch wegen der hohen Anforderungen an die Abbildungskette und die Darstellung unterschiedlichster Bildinhalte in der Thoraxradiographie ausgewählt.

Bei dem Korrekturverfahren werden die fehlbelichteten Röntgenaufnahmen mit Hilfe eines hochauflösenden Film-Scanners digitalisiert und die den optischen Dichten (Filmschwärzungen) entsprechenden digitalen Pixelwerte anhand der Charakteristik der verwendeten Film-Folien-Kombinationen (FFK) pixelweise in Dosiswerte der detektierten Röntgenstrahlung umgerechnet; es werden dann die Dosiswerte korrigiert, d.h. zum linearen Bereich der Film/Foliencharakteristik hin transferiert, aus den korrigierten Dosiswerten die korrigierten Pixelwerte ermittelt und diese unter Verwendung eines Laserprinters als transparentes Röntgenbild mit den korrigierten optischen Dichten (OD) ausgedruckt.

Das Verfahren unterscheidet sich von den bisherigen linearen Korrekturverfahren, bei denen zumeist lediglich eine einheitliche Änderung aller OD (sog. Fensterung) vorgenommen wird [Hid94, Wen92, Wen93], dadurch, dass eine nicht lineare, an die Gradationskurve der jeweils verwendeten FFK orientierte Optimierung der OD abhängig von ihren jeweiligen Ausgangswerten erfolgt.

2 Theoretische Vorbemerkungen

Eine sinnvolle Korrektur fehlbelichteter konventioneller Röntgenaufnahmen unter Berücksichtigung der zur Aufnahme verwendeten FFK setzt die Kenntnis der charakteristischen Kurve der verwendeten FFK voraus. Außerdem benötigt eine computergestützte Korrektur die Digitalisierung der bei konventionellen Röntgenaufnahmen analog vorliegenden OD (Filmschwärzungen).

2.1 Die charakteristische Kurve einer Film-Folien-Kombination

Die charakteristische Kurve einer FFK gibt den Zusammenhang zwischen der den Film schwärzenden Dosis und der den Schwärzungsgrad repräsentierenden OD wieder. Dabei wird die OD definiert als negativer dekadischer Logarithmus des jeweiligen Transmissionsgrades (T) des belichteten Films:

$$OD = -\log T, \quad (2.1)$$

in Abhängigkeit vom dekadischen Logarithmus der zugrunde liegenden Dosis dargestellt (s. Abb. 2.1).

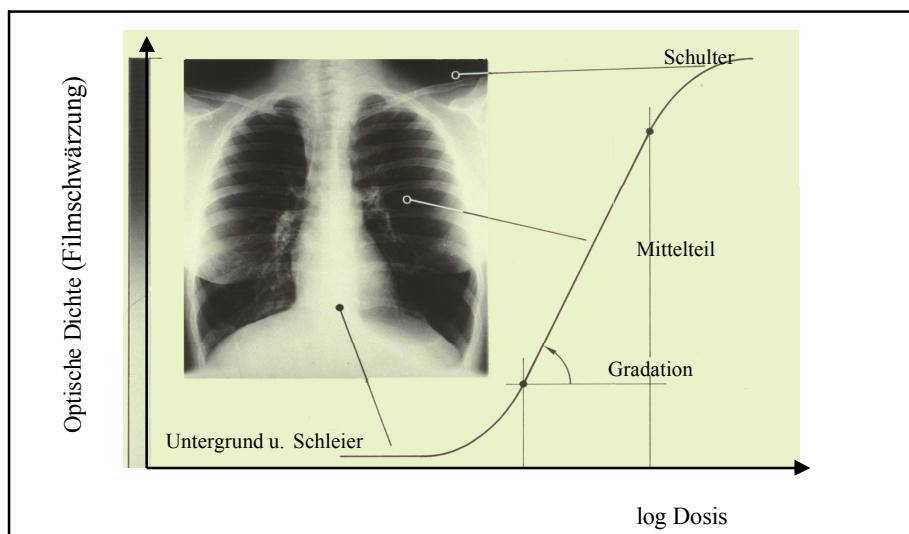


Abb. 2.1: Charakteristische Kurve einer FFK mit Zuordnung der Kurvenanteile zu den optischen Dichten einer Thoraxaufnahme

Der Transmissionsgrad gibt das Verhältnis der transmittierten Lichtintensität (I_T) zur auftretenden Lichtintensität (I_0) eines, z.B. an einem Bildbetrachtungsgerät (Leuchtkasten) beleuchteten transparenten Röntgenfilms wieder:

$$T = \frac{I_T}{I_0}. \quad (2.2)$$

Die Steilheit der charakteristischen Kurve wird im Wesentlichen vom Film, seiner Entwicklung und die Lage der Kurve in Bezug auf die Dosiswerte durch die Folie bestimmt, wobei die Folie zugleich für die S-Form der Kurve verantwortlich ist. Nur im sog. Mittelteil der Kurve geht jeder Dosisunterschied weitgehend linear mit einem Unterschied auch der OD einher, so dass auch nur hier ein ausreichender Bildkontrast gewährleistet ist. Im horizontal verlaufenden unteren Kurvenbereich (Untergrund und Schleier) und im oberen horizontalen Kurvenanteil (abszissenparalleler Anteil der Schulter) führen Dosisunterschiede zu keinen Unterschieden der OD, so dass die entsprechenden Bildanteile gleichmäßig hell bzw. gleichmäßig dunkel erscheinen. Im Übergang des Schleiers zum Mittelteil (Durchhang) und im Übergang des Mittelteils zum horizontal verlaufenden Anteil der Schulter bedingen Unterschiede der Dosis nur relativ geringe, sich nicht lineare ändernde Unterschiede der OD.

Nach den von der Bundesärztekammer herausgegebenen Leitlinien zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik sollen entsprechend den Wahrnehmungseigenschaften des menschlichen visuellen Systems die mittlere OD eines belichteten Films, die sog. Bruttodichte, bei $1,2 \pm 0,2$ liegen und alle diagnoserelevanten Strukturen mit OD zwischen 0,4 (0,6) und 2,2 dargestellt werden; die OD von Unterlage und Schleier soll den Wert 0,25 nicht überschreiten [Bun95].

Die charakteristische Kurve einer FFK wird nach der DIN 6867/1 ermittelt [DIN97]. Dabei wird die FFK bei unterschiedlichen Abständen zum Fokus der Röntgenröhre direkt, d.h. ohne ein vorgeschaltetes absorbierendes Medium unter sonst konstanten Bedingungen

belichtet; infolge der direkten Belichtung ist die Strahlenqualität konstant. Die pro Flächeneinheit auf die FFK treffende Strahlendosis ändert sich umgekehrt proportional zum Abstand des Fokus-Film-Abstands; es gilt also:

$$\frac{D_1}{D_2} = \left[\frac{r_2}{r_1} \right]^2 \quad (2.3)$$

wobei D_1 die Dosis bei einem Abstand r_1 und D_2 die Dosis bei einem Abstand r_2 bedeuten [DIN97]. Die densitometrisch ermittelten optischen Dichten OD_i der belichteten Filme, dargestellt als Funktion des negativen dekadischen Logarithmus der zugehörigen Dosis D_i ergeben die Charakteristik der untersuchten FFK:

$$OD_i = f(-\log D_i). \quad (2.4)$$

Aus diesen kann dann in Anlehnung an die DIN 6867/1 die Steigung des Mittelteils der Kurve, der mittlere Gradient (\bar{G}), als Maß für die Kontrastwiedergabe des Films bestimmt werden. Dieser ist wie folgt definiert:

$$\bar{G} = \frac{OD_2 - OD_1}{K_{nettoD_2} - K_{nettoD_1}}; \quad (2.5)$$

dabei bedeuten K_{nettoD_1} und K_{nettoD_2} die Dosiswerte, die eine optische Dichte OD_1 von 0,25 bzw. eine optische Dichte OD_2 von 2,00 über der optischen Dichte von Schleier und Untergrund bewirken [DIN97]. Je größer der mittlere Gradient ist, umso größer ist der Wiedergabekontrast und umso geringer der Belichtungsumfang des Films.

Die Empfindlichkeit (S) einer FFK wird nach der DIN 6867/1 durch den Quotienten

$$S = \frac{K_0}{K_{FFK}} \quad (2.6)$$

beschrieben; darin ist K_0 ein Referenzwert mit der Dosis von 1000 μGy und K_{FFK} die Dosis, die auf dem Film eine OD von 1,0 über der Dichte von Schleier und Untergrund

erzeugt [DIN97]. Die in der Diagnostischen Radiologie verwendeten FFK haben Empfindlichkeiten zwischen 10 (sehr feinzeichnende Mammographiesysteme) bis 1200 (hochempfindliche Systeme für spezielle pädiatrische Anwendungen), wobei zumeist Empfindlichkeiten von 400 (und 200 für periphere Extremitäten) verwendet werden. Zu beachten ist, dass eine steigende Empfindlichkeit der FFK eine Zunahme des Bildrauschens und eine niedriger verlaufende Modulationstransferfunktion zur Folge hat [Ang85, Böh92].

2.2 Die Digitalisierung analoger Bildaufzeichnungen

Die computergestützte Verarbeitung analoger Bildaufzeichnungen, wie sie bei dem in dieser Arbeit vorgestellten Verfahren zur Korrektur fehlbelichteter Röntgenbilder erfolgt, setzt eine Digitalisierung der analogen Bilder voraus [Mey00]. Diese umfasst zwei Schritte, die Diskretisierung und die Quantisierung [Hab91], wobei die Bilder durch eine entsprechende Abtastvorrichtung (wie z. B. einen Filmscanner) in meist quadratische Bildelemente, sog. Pixel zerlegt und die OD der einzelnen Bildelemente in diskrete Grauwerte, die sog. Pixelwerte, transformiert werden. Die Abtastung erfolgt mit einem durch die Abtastvorrichtung vorgegebenen, der Pixellänge entsprechenden Abtastintervall. Der Reziprokwert des Abtastintervalls ist die Abtastfrequenz. Diese muss nach dem sog. Abtast-Theorem mindestens doppelt so groß sein wie die maximale Ortsfrequenz in der analogen Bildvorlage, um einen Informationsverlust oder Scheininformationen infolge eines Aliasing zu vermeiden [Pav94]. Die maximale Ortsfrequenz, die bei der Digitalisierung erfasst werden kann, wird als Nyquist-Frequenz bezeichnet [Hol98].

Die Transformation der OD in die sog. Pixelwerte erfolgt im Allgemeinen binärkodiert mit Hilfe des Dualsystems [Lei97]. Die Einheit dieses Systems ist das bit, wobei ein bit die Zahlenwerte 0 oder 1 annehmen kann. Jeweils 8 bit bilden ein byte. Im Dualsystem werden mit n bit 2^n Zahlen des Dezimalsystems dargestellt. Der Term n stellt die Digitalisierungstiefe dar. So entspricht beispielsweise die Zahl 4096 des Dezimalsystems eine Digitalisierungstiefe von 12 bit im Binärsystem.

3 Das Grundprinzip des neuen Verfahrens zur Korrektur fehlbelichteter Röntgenaufnahmen

Im Unterschied zu herkömmlichen Verfahren der Belichtungskorrektur fehlbelichteter konventioneller Röntgenbilder (Fensterung), bei denen die mittlere OD des Bildes verändert wird (Änderung der Fensterlage) und der Bereich der OD des Bildes linear gespreizt oder eingeeengt werden kann (Änderung der Fensterweite) [Hab91, Pav94], erlaubt das hier vorgestellte Verfahren eine nicht lineare Korrektur entsprechend der Charakteristik der zur Aufnahme verwendeten FFK. Dazu werden die optischen Dichten (OD') des fehlbelichteten Bildes anhand der Film-Folien-Charakteristik in die entsprechenden Dosiswerte (D') transferiert (a), die Dosiswerte entsprechend der Film-Folien-Charakteristik korrigiert (b) und die korrigierten Dosiswerte (D_{korr}) anhand der Film-Folien-Charakteristik in korrigierte optische Dichten (OD_{korr}) umgewandelt (c) (s. Abb. 3.1).

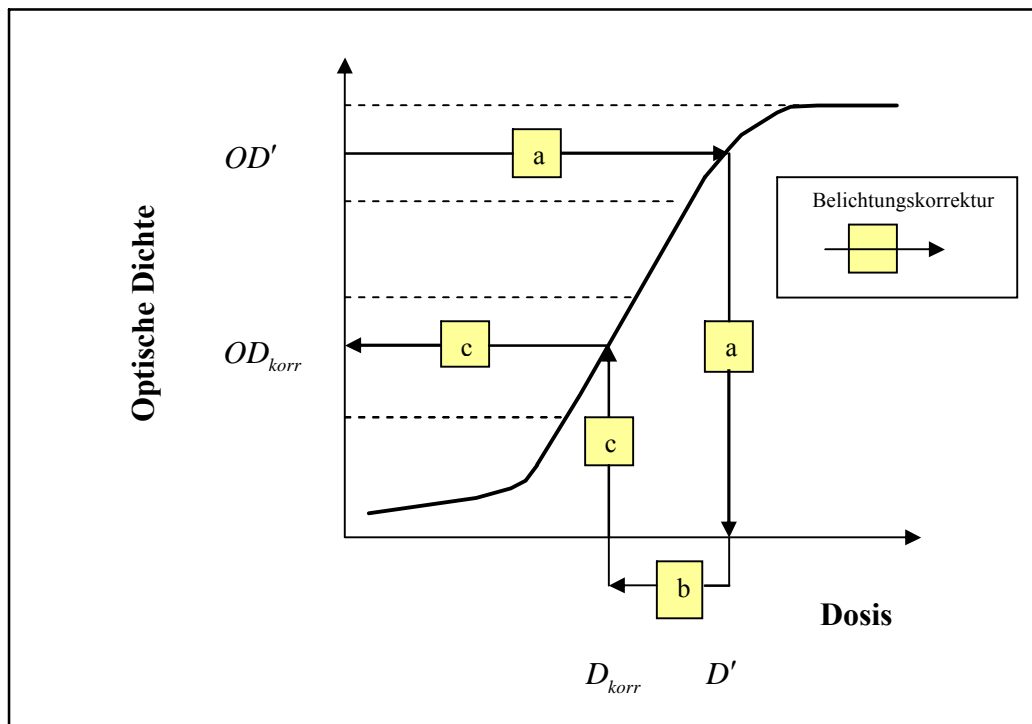


Abb. 3.1: Schematische Darstellung der nichtlinearen Belichtungskorrektur fehlbelichteter Röntgenaufnahmen in Anlehnung an die Film-Folien-Charakteristik

Wie bei allen Korrekturverfahren lassen sich Korrekturen nur in den Bildbereichen vornehmen, in denen die OD nicht den horizontal verlaufenden Abschnitten (Untergrund und Schleier sowie abszissenparalleler Schulteranteil) entsprechen (s. auch Abb. 2.1). Die Korrektur der fehlbelichteten Bilder umfasst insgesamt 7 Schritte, wobei im 1. Schritt die Digitalisierung der fehlbelichteten Aufnahmen erfolgt, im 2. bis 6. Schritt mit einer neu, in der Programmiersprache IDL Version 5.4 (Interaktive Data Language, Research Systems; Inc., Boulder/Colorado, USA) [Bui00] entwickelten Software (s. Anhang 1) die eigentliche Belichtungskorrektur vorgenommen wird und im 7. Schritt der Ausdruck des korrigierten Bildes erfolgt. Die Einzelschritte werden im Folgenden gesondert dargestellt (vgl. dazu auch Abb. 3.2).

1. Schritt

Es werden die fehlbelichteten Aufnahmen mit Hilfe eines hochauflösenden Film-scanners eingelesen, wobei die optischen Dichten ($OD_{orig.}$) eines jeden Bildelements der Aufnahmen über die Antwortfunktion des Scanners in optische Transmissionen (τ) bzw. Pixelwerte (PW) transformiert und die Messwerte digitalisiert werden:

$$OD_{orig.} \rightarrow \tau \rightarrow PW . \quad (3.1)$$

2. Schritt

Aus den gemessenen Pixelwerten werden die negativen dekadischen Logarithmen dieser Werte gebildet und somit in optische Dichten (OD') rücktransformiert:

$$PW \rightarrow OD' . \quad (3.2)$$

Da die Antwortfunktion des verwendeten Scanners in einem großen Bereich OD linear verläuft (siehe Kap. 4.1.2) müssen weiter Umrechnungen nicht erfolgen.

3. Schritt

Anhand der ermittelten charakteristischen Kurve der verwendenden Film-Folien-Kombination werden die den rücktransformierten optischen Dichten (OD') entsprechenden Dosiswerte (D') ermittelt:

$$OD' \rightarrow D'. \quad (3.3)$$

4. Schritt

Die ermittelten Dosiswerte werden mit einem Korrekturfaktor K_D multipliziert, der sich aus dem Verhältnis der optimalen Expositionsdosis ($D_{optimal}$) und der Expositionsdosis des fehlbelichteten Bildes ($D_{fehlbelichtet}$) ergibt. Auf diese Weise werden die Dosiswerte der fehlbelichteten Aufnahmen der Charakteristik der verwendeten FFK entsprechend korrigiert:

$$D' \rightarrow K_D \times D' = D_{korr.} \quad \text{mit} \quad K_D = \frac{D_{optimal}}{D_{fehlbelichtet}}. \quad (3.4)$$

Da die optimale Expositionsdosis im Allgemeinen nicht bekannt ist und nur abgeschätzt werden kann, lassen sich anstelle der Expositionsdosen $D_{fehlbelichtet}$ und $D_{optimal}$ auch die mittlere, bei der Fehlbelichtung auf die FFK aufgetroffene Dosis und die Dosis, die dem Mittelpunkt des linearen Mittelteils der FFK entspricht, verwenden:

$$K_D = \frac{\overline{D}_{FFK_{fehlbelichtet}}}{D_{Mittelpunkt\ FFK-Charakteristik}}. \quad (3.5)$$

5. Schritt

Die korrigierten Dosiswerte (D_{korr}) werden anhand der charakteristischen Kurve der benutzten FFK in die zugehörigen korrigierten optischen Dichten (OD_{korr}) überführt:

$$D_{korr} \rightarrow OD_{korr} \quad (3.6)$$

6. Schritt

Die korrigierten optischen Dichten werden für die Bildwiedergabe in korrigierte Pixelwerte transformiert (PW_{korr}^*), wobei zugleich die Kennlinie des Ausgabemediums, mit dem die Ausgabe der korrigierten optischen Dichte erfolgt (Schritt 7), berücksichtigt wird (PW_{korr}):

$$OD_{korr} \rightarrow PW_{korr}^* \rightarrow PW_{korr} \quad (3.7)$$

Bemerkung: Zusätzlich erfolgt bei unterbelichteten Filmen ($K_D > 1$) eine Filterung (Mittelung der Grauwerte benachbarter Pixel), um Rasterstreifen als Folge einer zu langer Belichtungszeit zu vermeiden und somit eine homogene Bilddarstellung zu erzielen (s.a. Anhang 1).

7. Schritt

Es erfolgt abschließend die bildmäßige Wiedergabe der korrigierten Pixelwerte, wobei diese Wahlweise als Ausgabe optischer Dichten über einen Laserprinter:

$$PW_{korr} \rightarrow OD_{korr, print} \quad (3.8)$$

oder als Ausgabe von Leuchtdichten (LD) über einen Monitor:

$$PW_{korr.} \rightarrow LD_{korr.} \quad (3.9)$$

erfolgen kann.

In Abb. 3.2 ist zusammenfassend die Abfolge aller Schritte des neu entwickelten Verfahrens zur Korrektur einer fehlbelichteten Röntgenaufnahme dargestellt.

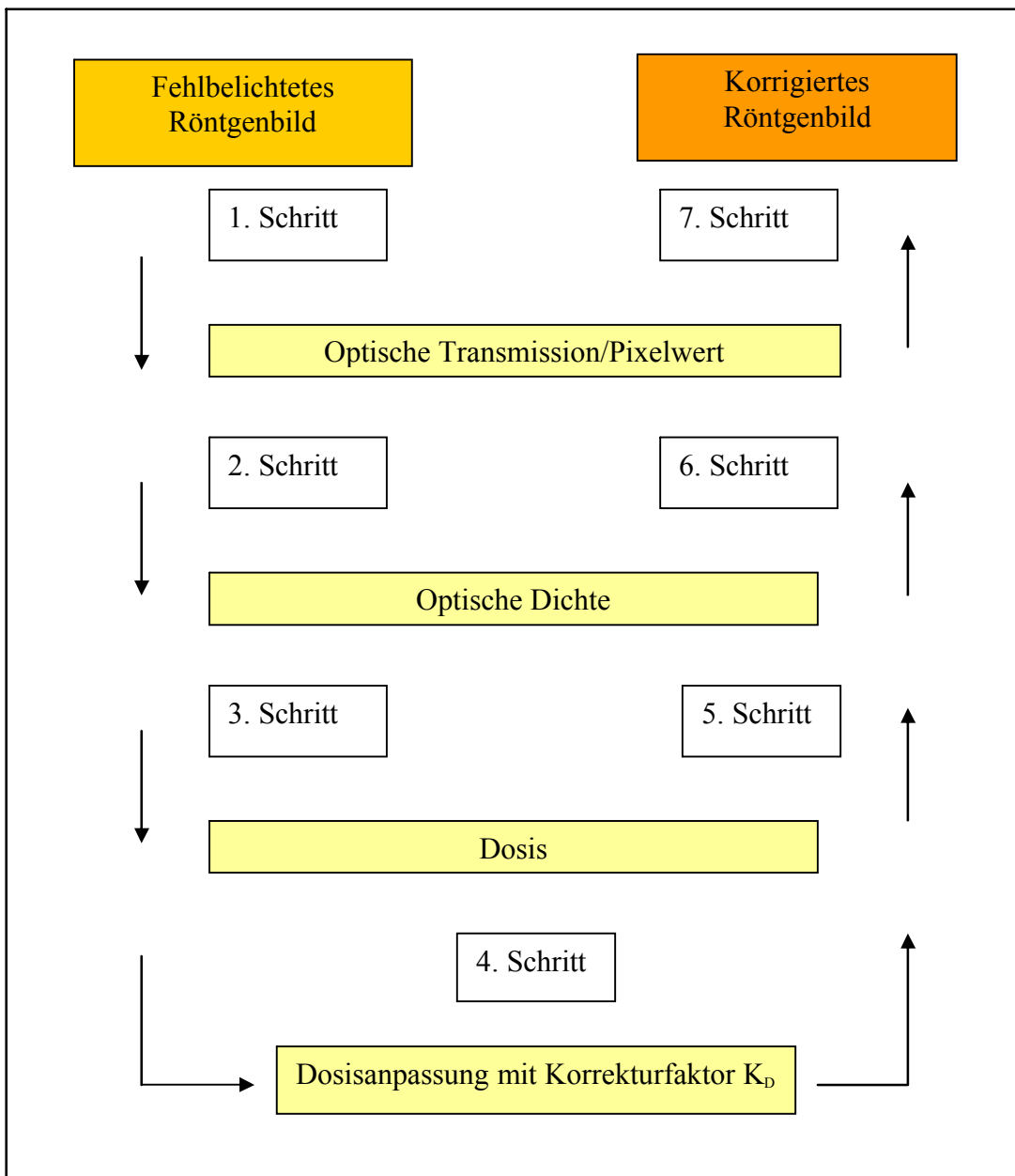


Abb. 3.2: Einzelschritte des Verfahrens zur Korrektur fehlbelichteter Röntgenbilder

4 Die Spezifizierung und Prüfung des neuen Korrekturverfahrens

4.1 Material und Methoden

Um das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Verfahren zur Belichtungskorrektur fehlbelichteter Röntgenbilder zu evaluieren, wurden Aufnahmen eines anthropomorphen Thoraxphantoms, dem simulierte Lungenparenchymveränderungen überlagert waren, mit unterschiedlichen Strahlenexpositionen angefertigt, für das Korrekturprogramm die charakteristische Kurve der verwendeten FFK bestimmt und die fehlbelichteten Aufnahmen belichtungskorrigiert. Bei den Aufnahmen des Thoraxphantoms und der simulierten Lungenveränderungen wurde der Einfluss der Belichtungskorrektur auf die Wiedergabe normaler Thoraxstrukturen und pathologischer Lungenstrukturen anhand einer Visual Grading Analysis (VGA) bewertet.

Sämtliche Röntgenaufnahmen erfolgten mit einem Röntgengerät vom Typ Multix UPH (Siemens AG; Erlangen). Zur Aufzeichnung der Bildinformation wurde die asymmetrische Film-Folien-Kombination INSIGHT VHC Thoracic Imaging (Eastman Kodak Company; Rochester/USA) [Dat03] verwendet, da dieses System der bei Thoraxaufnahmen bzw. Aufnahmen eines Thoraxphantoms erforderlichen Erfassung eines großen Objektumfangs bei gleichzeitig guter Kontrastwiedergabe in besonderem Maße gerecht wird [Eas99, Str99].

4.1.1 Die Bestimmung der charakteristischen Kurve der Film-Folien-Kombination INSIGHT VHC Thoracic Imaging

Die charakteristische Kurve der verwendeten FFK wurde experimentell nach der DIN 6867-1 bestimmt [Din97]; der zugehörige Versuchsaufbau ist in Abb. 4.1 schematisch wiedergegeben. Dazu wurden bei einer konstanten Röhrenspannung von 121,0 kV, einem konstanten Röhrenstrom-Zeitprodukt (mAs-Produkt) von 0,5 mAs und einer Zusatzfilterung mit 3,0 mm Aluminium und 0,2 mm Kupfer insgesamt 25 Belichtungen der FFK vorgenommen, bei denen der Abstand der Röntgenröhre zur Filmebene

zwischen 0,76 m und 6,04 m verändert wurde und Messungen der Dosiswerte am Röhrenaustrittsfenster (R1) und in der Filmebene (R2) erfolgten. Die Dosis am Strahlenaustritt wurde mit einem Dosimeter vom Typ WK 92G mit der Ionisationskammer IC 300/110 (Wellhöfer; Schwarzenbruck) als Luftkerma K in Mikrogray (μGy) (M_1 , M_2) gemessen, um in der Berechnung der Photonenäquivalenzdosis Dosisschwankungen durch die Röntgenröhre zu berücksichtigen. Die Dosis in der Filmebene wurde mit einem Dosimeter vom Typ UNIDOS mit der Ionisationskammer TM 32002-0105 (PTW; Freiburg) in Coulomb (C) gemessen; aus den Messwerten konnte dann über definierte Kalibrierfaktoren die das Film-Folien-System belichtete Photonenäquivalentdosis (H_x) ermittelt werden [Kal00]. Zur Bestimmung der OD der belichteten und entwickelten Filme wurde ein Densitometer vom Typ Macbeth TR-1224 verwendet, das Messungen der OD in einem Bereich von 0,0 bis 4,0 mit einer Genauigkeit von 0,02 ermöglicht [Pot00].

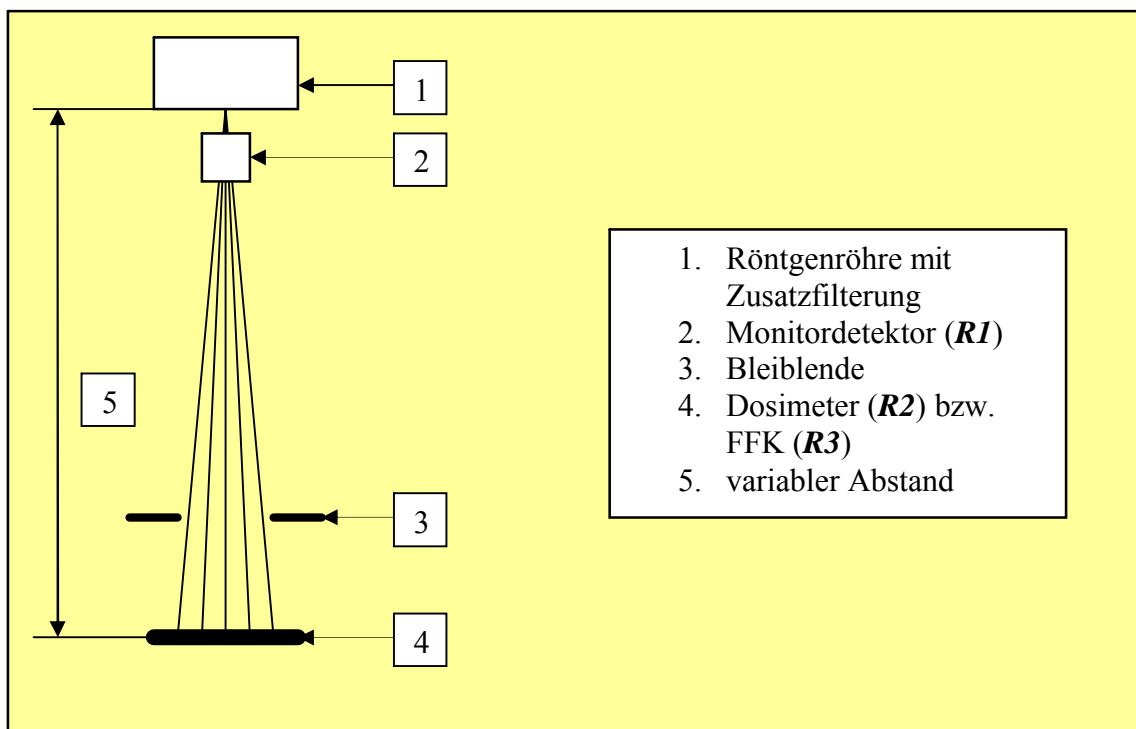


Abb. 4.1: Versuchsaufbau zur Bestimmung der charakteristischen Kurve einer FFK nach DIN 6867-1

Die OD in Abhängigkeit vom negativen dekadischen Logarithmus der zugehörigen Photonenäquivalenzdosen ergeben die in Abb. 4.2 dargestellte charakteristische Kurve der FFK. Wie die Abbildung zeigt, weisen die entsprechenden Wertekombinationen nur minimale Abweichungen von dem für FFK typischen kontinuierlichen S-förmigen Kurvenverlauf auf, so dass sie unkorrigiert für die Programmierung der Korrektursoftware fehlbelichteter Röntgenaufnahmen übernommen werden konnten. In dem Programm selbst erfolgt eine zusätzliche Interpolation der Werte für die nicht gemessenen Zwischenwerte.

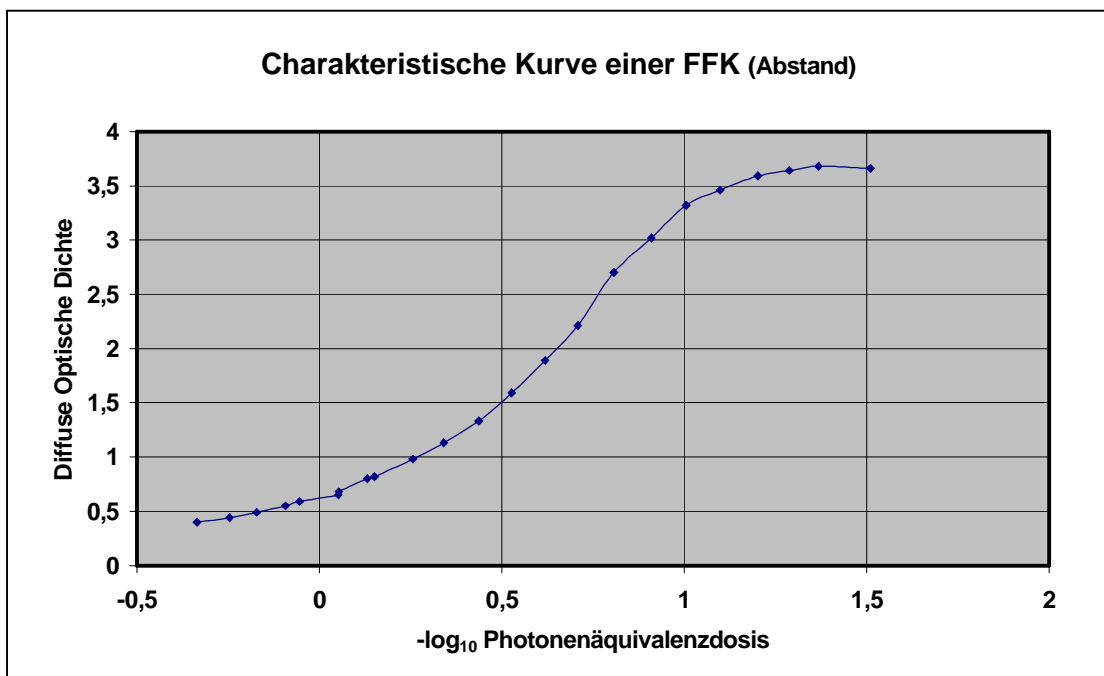


Abb. 4.2: Charakteristische Kurve der FFK Kodak INSIGHT VHC Thoracic Imaging Film/4128

Anschließend wurde die charakteristische Kurve der FFK für knöcherne Strukturen (Knochenäquivalentkurve) und für Strukturen mit hohem Fettanteil (Fettäquivalentkurve) bestimmt. Dabei wurden Aluminiumplatten als Knochenäquivalent und Plexiglasplatten als Fettäquivalent verwendet und mit einer speziellen Halterung 10 mm vor dem Detektor (FFK bzw. Dosimeter) platziert. Die Dicke der Aluminiumplatten wurde zwischen 1 mm und 80 mm, die der Plexiglasplatten in einem Bereich von 10 mm und 300 mm variiert.

Der Abstand zwischen Focus der Röntgenröhre und dem Detektor betrug hier konstant 1350 mm für die Messungen zur Bestimmung der Knochenäquivalentkurve bzw. 1800 mm für die Bestimmung der Fettäquivalentkurve. Für diese Messungen wurden dem Focus keine Zusatzfilter vorgeschaltet.

Der Versuchsaufbau, Materialien und Messvorrichtungen entsprachen ansonsten den Bedingungen zur Bestimmung der charakteristischen Kurve nach DIN 6867-1. Aus den Messwerten konnte dann über definierte Kalibrierfaktoren die das Film-Folien-System belichtete Photonenäquivalentdosis (H_x) ermittelt werden [Kal00]. Die OD in Abhängigkeit vom negativen dekadischen Logarithmus der zugehörigen Photonenäquivalenzdosen ergeben die in Abb. 4.3 und Abb. 4.4 dargestellten Knochen- bzw. Fettäquivalentkurven der FFK.

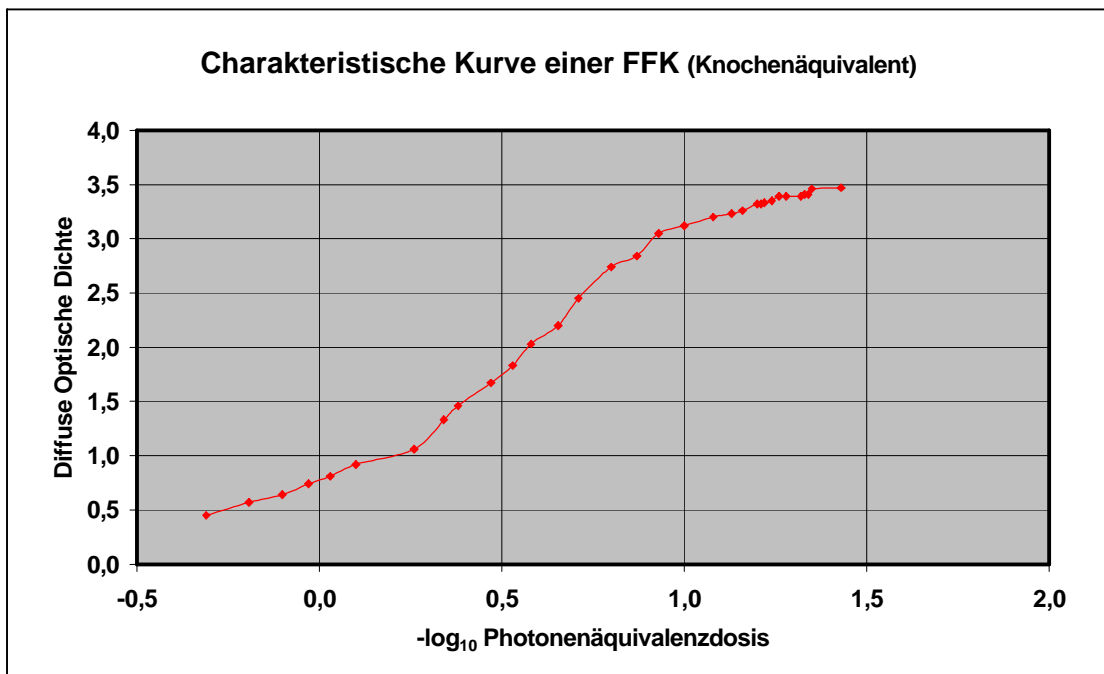


Abb. 4.3: Charakteristische Kurve (Knochenäquivalent) der FFK Kodak INSIGHT VHC Thoracic Imaging Film/4128

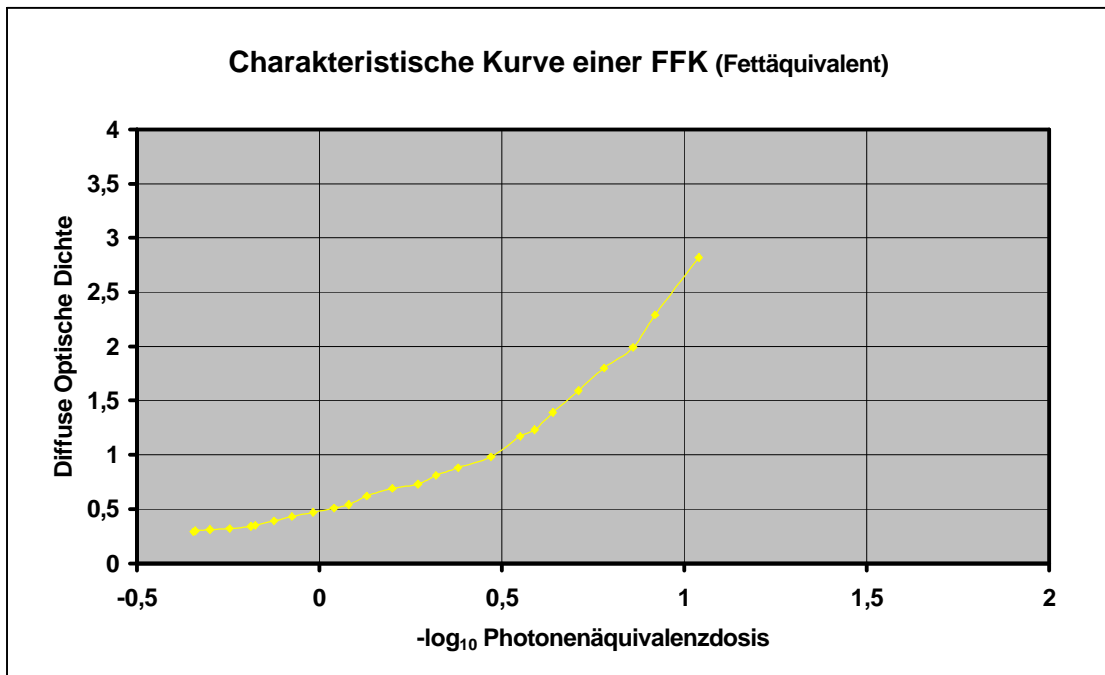


Abb. 4.4: Charakteristische Kurve (Fettäquivalent) der FFK Kodak INSIGHT VHC Thoracic Imaging Film/4128

Der Schulterbereich der charakteristischen Kurve für fettäquivalent Strukturen (s. Abb. 4.4) konnte experimentell nicht bestimmt werden, da im Rahmen der Untersuchungen Plexiglasplatten mit einer minimalen Dicke von 10 mm bereitgestellt werden konnten.

Im Rahmen der Diskussion erfolgt dann die Anpassung der charakteristischen Kurve der verwendeten FFK an die Äquivalentkurven, um den maximalen Fehler der ermittelten OD für knöcherne Strukturen und Strukturen mit einem hohen Fettanteil zu berechnen (s. Abb. 6.1, Tab. 6.1 und Tab. 6.2).

4.1.2 Der Trommelscanner Tango 4

Die Digitalisierung der Röntgenaufnahmen als Voraussetzung für die computergestützte Belichtungskorrektur der fehlbelichteten Röntgenaufnahmen erfolgte unter Verwendung eines Trommelscanners vom Typ Tango T4 (Heidelberger Druckmaschinen, Heidelberg, Deutschland) [Hei98]. Der Aufbau dieses Scanners ist in Abb. 4.5 dargestellt.

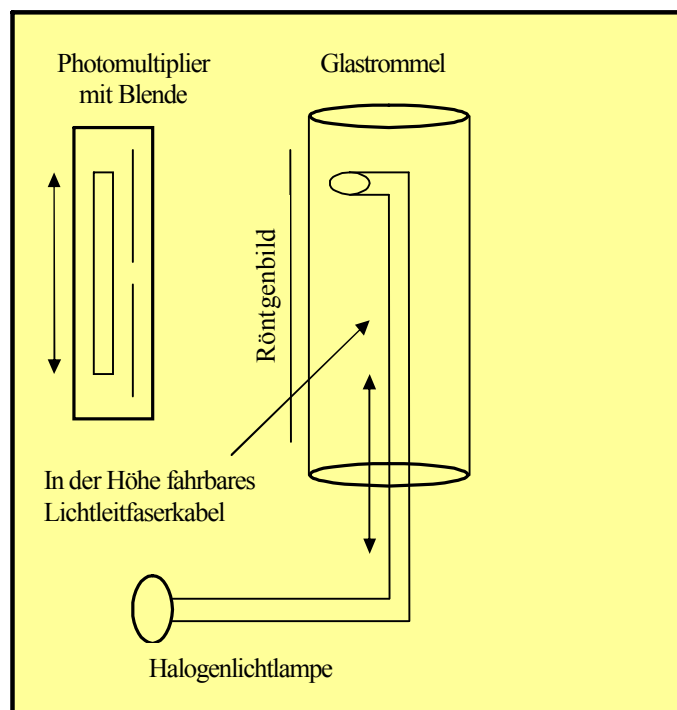


Abb. 4.5: Funktionsweise des Trommelscanners Tango T4 (schematisch)

Seine Übertragungseigenschaften wurden von Hoeschen et al. untersucht. Dabei konnte gezeigt werden, dass mit dem Scanner optische Dichten von $OD_{\min} = 0,2$ bis $OD_{\max} = 4,0$ nahezu linear übertragen werden können [Hoe97, Hoe02].

Vor dem Aufbringen der Röntgenaufnahme auf der Trommel des Scanners wurde diese mit einem Spezialreiniger gesäubert. Anschließend wurde die Trommel auf der Innen- und Außenseite mit fusselreien Tüchern abgerieben und es wurden Staubpartikel mit Druckluft entfernt. Die zu scannende Röntgenaufnahme wurde dann mit einem speziellen Klebeband und mittels Montagehilfe blasenfrei auf der Trommel fixiert.

Das fahrbare Lichtleitfaserkabel des Scanners ist mit einer Halogenkaltlichtlampe verbunden und dient der Projektion von Licht auf die zu scannende Bildvorlage. Das transmittierte Licht wird von einem Photomultiplier detektiert. Lichtleitfaserkabel und Photomultiplier sind so angeordnet, dass sie die rotierende Glaskrommel mit der Vorlage parallel zueinander abfahren. Nach Detektion des Lichtsignals durch den Photomultiplier wird die gemessene Transmission über eine nahezu exponentielle Kennlinie verstärkt und dann in 4096 Stufen digitalisiert, bevor sie über eine nahezu logarithmische Kennlinie in Grauwerte (16 Bit) umgerechnet wird [Hoe02].

Die Röntgenbilder wurden mit einem Abtastintervall von 635 dpi eingescannt; daraus ergibt sich eine Nyquist-Frequenz $R_{1,nyq}$ und $R_{2,nyq}$ von $12,5 \text{ mm}^{-1}$ [Ewe98]. Mit dieser Einstellung konnten in Anlehnung an die Detektionsleistung [Hol98] des Scanners Informationen der Bildvorlage mit einer Ortsfrequenz von 5 mm^{-1} quasi verlustfrei detektiert werden, so dass den Forderungen der European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images für Röntgenthoraxaufnahmen [EUR99] Rechnung getragen wurde. Das Quadrat des Modulationsübertragungsfaktors (MTF^2) [Hol98] des Trommelscanners für das gewählte Abtastintervall ist in Abb. 4.6 dargestellt.

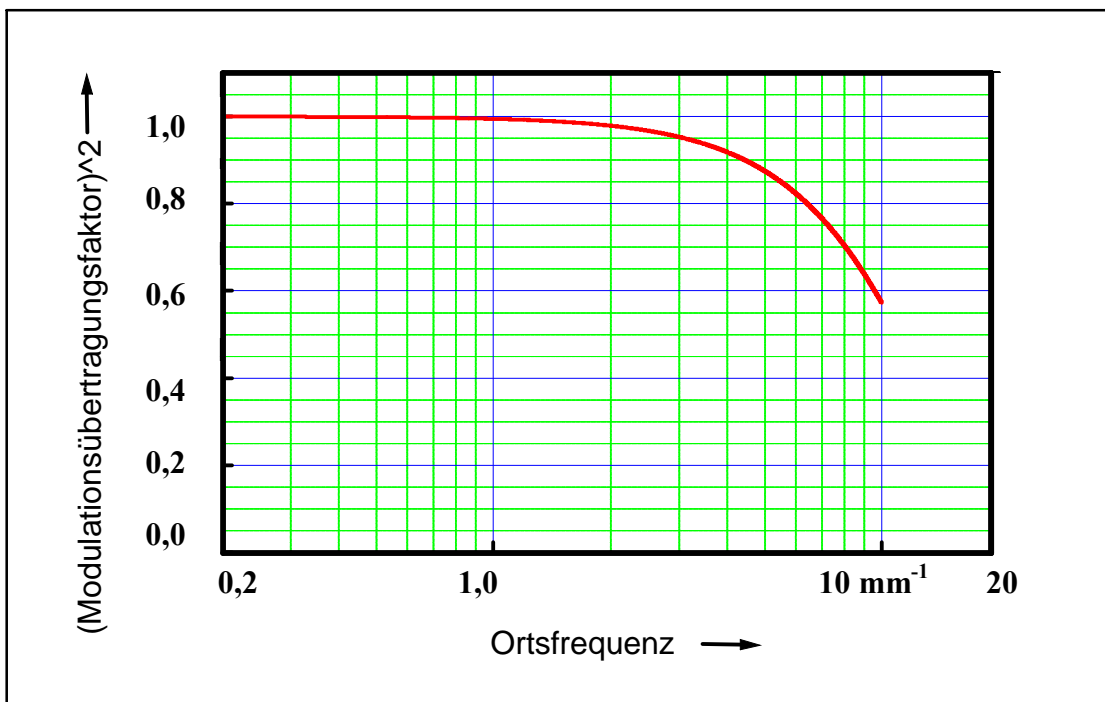


Abb. 4.6: Modulationsübertragungsfaktor des Trommelscanners Tango T4 bei einem Abtastintervall von 635 dpi

4.1.3 Korrektur und Bewertung fehlbelichteter Röntgenaufnahmen eines anthropomorphen Thoraxphantoms mit simulierten Veränderungen des Lungenparenchyms

Mit Hilfe eines anthropomorphen Thoraxphantoms, dem simulierte Veränderungen des Lungenparenchyms überlagert waren, wurde der klinisch-diagnostische Wert der Korrektur fehlbelichteter Thoraxaufnahmen untersucht.

4.1.3.1 Das verwendete Thoraxphantom und die simulierten Lungenveränderungen

Das verwendete Thoraxphantom (Humanoid Systems; Carson/USA) besteht aus einem menschlichen Thoraxskelett und nachgebildeten Weichteilstrukturen, deren Röntgenstrahlenabsorption weitgehend der Strahlenabsorption natürlicher Thoraxweichteile entsprach (s. Abb. 4.7 und Abb. 4.8) [Sch96, Ott98, Ber99, Hoe01].



Abb. 4.7: Anthropomorphes Thoraxphantom mit Fixierungsständer für eine Plexiglasplatte

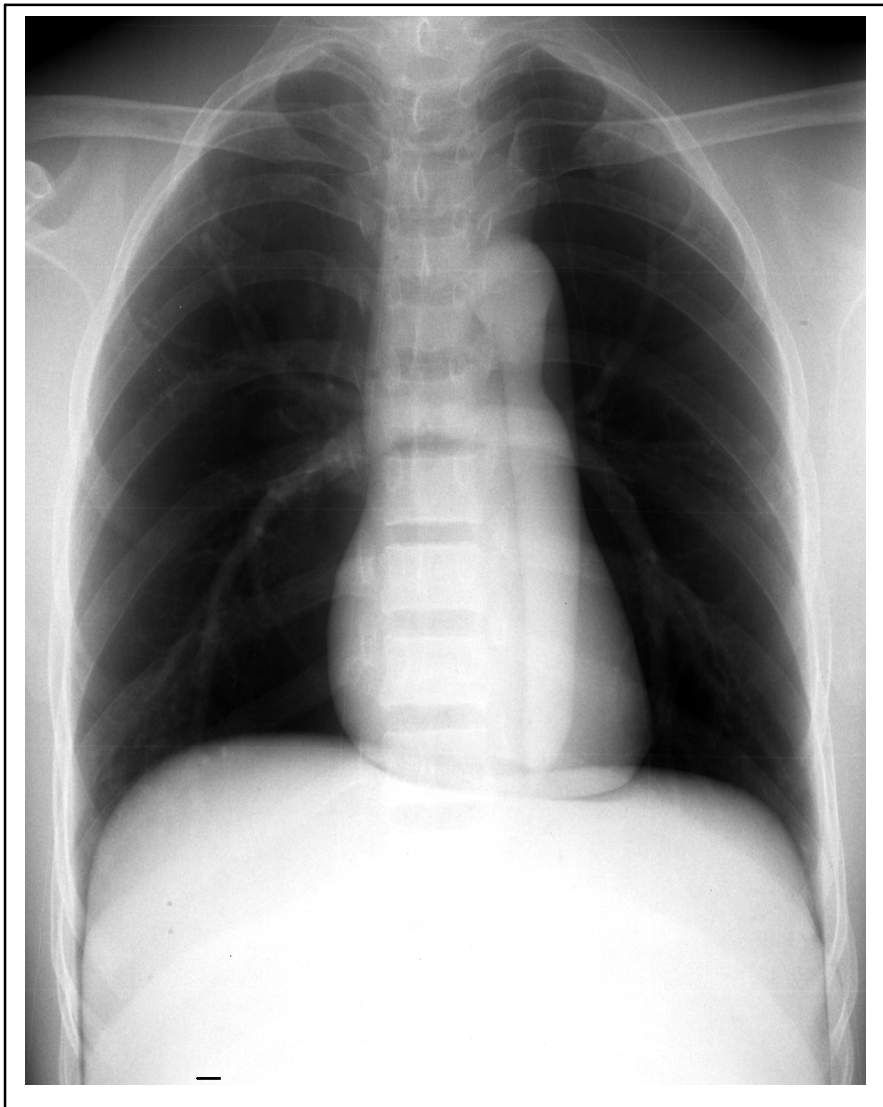


Abb. 4.8: Röntgenbild des anthropomorphen Thoraxphantom (1,0 mAs, 121,0 kV) ohne überlagerte Lungenparenchymveränderungen

Dem Phantom wurden verschiedene Materialien, die auf insgesamt 9 Plexiglasplatten von 55 cm x 35 cm Größe und 5 mm Dicke aufgebracht waren, zur Simulation klinisch relevanter Lungenveränderungen überlagert. Die Plexiglasplatten wurden detektorseitig in einem konstanten Abstand von 10 mm (ODA) hinter dem Phantom platziert (s. Abb. 4.9 sowie Tab. 4.1 und Abb. 4.10).

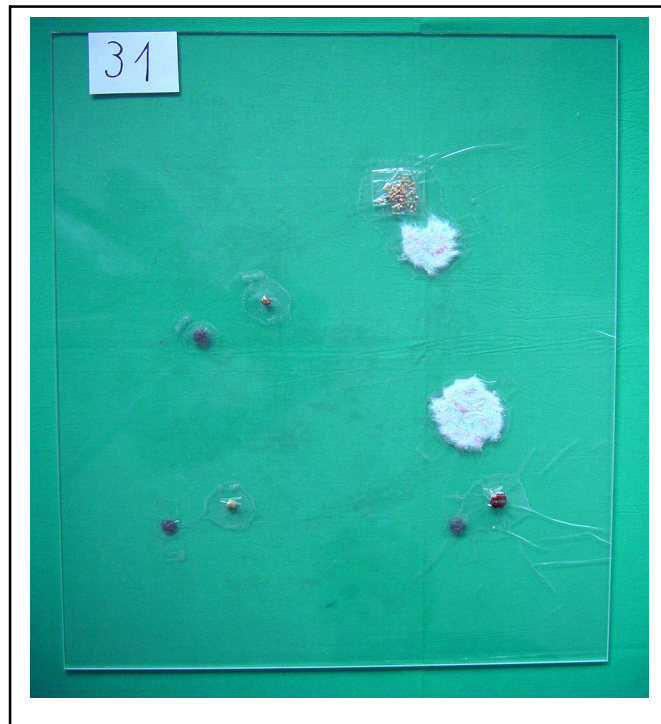


Abb. 4.9: Plexiglasplatte mit simulierten pathologischen Strukturen

Simulierte Strukturen	Verwendete Materialien
1. scharf begrenzte Rundherde	Haselnussfragmente (5-12 mm Durchmesser, 1-5 mm Dicke)
2. unscharf begrenzte Rundherde	feine Metallwolle-Knäuel (5-10 mm Durchmesser, 0,5-2,5 mm Dicke)
3. feinnoduläre Strukturen	Hirse-, Leinsamen- und Senfkörner (n: 10-30)
4. retikuläre Strukturen	kontrastmittelgetränktes irreguläres Textilgewebe (Kontrastmittel Imeron 300)
5. lineare Strukturen	feine kontrastmittelgetränkte Zwirnfäden
6. homogene Verschattungen	Wachsscheiben (3-5 cm Durchmesser, 1-4 mm Dicke)

Tab. 4.1 (aus [Red03]): Simulierte pathologische Strukturen und hierfür verwendete Materialien

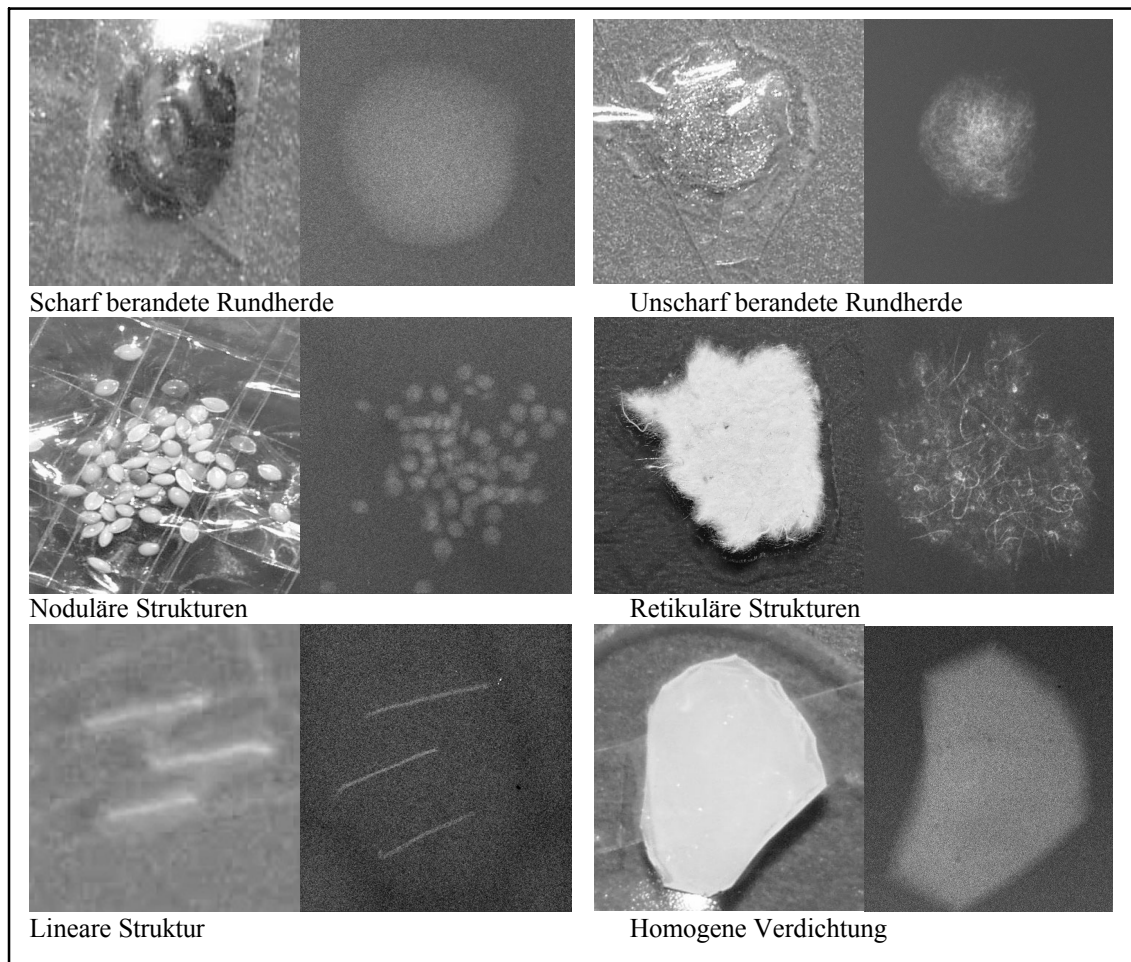


Abb. 4.10 (aus [Red03]) : Materialien für die Darstellung der simulierten pathologischen Strukturen und die korrespondierenden Röntgenbilder

Die Platten waren durch feine, vor den Platten ausgespannte Drähte in 12 Felder unterteilt, wobei sich jeweils 3 Felder auf die rechte und die linke Lunge, auf das Mediastinum und auf die subphrenische Oberbauchregion projizierten (s. Abb. 4.11). Jedem Feld war maximal eine simulierte Struktur zugeordnet. Das Phantom und die strukturbestückten Platten waren reproduzierbar in einer speziellen Halterung fixiert (s. Abb. 4.7). Dieser Versuchsaufbau war von Redlich u. Mitarb. übernommen worden, die ihn für den Systemvergleich digitaler Röntgenanlagen angefertigt hatten, wobei in dieser Arbeit maximal 2 Strukturen pro Feld simuliert werden konnten [Red03]. Aus den simulierten Lungenveränderungen wurden insgesamt 16, die sich röntgenologisch nur relativ schwach von ihrer Umgebung abhoben, für die vorliegenden Untersuchungen verwendet; diese beinhalteten 3 unscharf berandete Rundherde, 3 scharf berandete Rundherde, 3 feinnoduläre Strukturen (1 mm bis 5 mm groß), 3

retikuläre Strukturen (3 mm bis 10 mm Maschenweite), 2 lineare Strukturen und 2 homogene Strukturen zur Simulation homogener flächenhafter Verdichtungen.

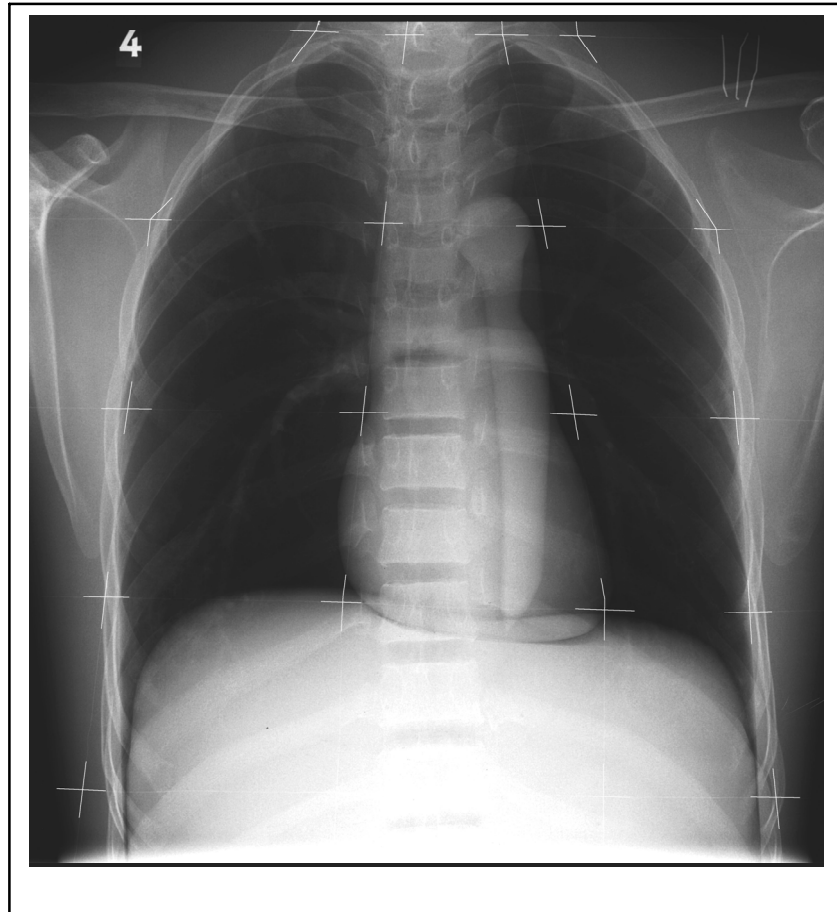


Abb. 4.11 (aus [Red03]): Röntgenaufnahme des Thoraxphantoms mit überlagerten Feldlinien

4.1.3.2 Durchgeführte Untersuchungen

Es wurden Röntgenaufnahmen des anthropomorphen Thoraxphantoms und der simulierten Lungenparenchymveränderungen in posterior-anteriorer Projektion bei unterschiedlichen mAs-Produkten und einer konstanten Röhrenspannung von 121,0 kV aufgenommen; dabei wurden eine Zusatzfilterung von 0,2 mm Kupfer gewählt, ein fokussiertes Streustrahlenraster mit einem Schachtverhältnis von 10 und 40 Lamellen pro cm benutzt [Lau99] und ein konstanter Focus-Objekt-Abstand (FOA) von 1500 mm eingehalten.

Der Versuchsaufbau entsprach somit den Anforderungen der „European Guidelines on Quality Criteria on Radiographic Diagnostic Images“ [EUR99] und der Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik [Bun95].

Die mAs-Produkte betragen in einer ersten Aufnahmeserie für die Bewertung 0,5 mAs, 0,71 mAs, 1,0 mAs, 1,4 mAs, 1,6 mAs, 2,8 mAs und 5,0 mAs, wobei die mit einem mAs-Produkt von 1,0 mAs (s. Abb. 4.8) angefertigte Aufnahme vom erfassten Absorptionsumfang und der Kontrastwiedergabe her als die optimal belichtete Aufnahme angesehen wurde. Es wurde eine Belichtungskorrektur der übrigen Aufnahmen durchgeführt, bei der entsprechend der vermeintlich optimalen Belichtung ein Korrekturfaktor (s. Gl. 3.4) von

$$K_D = \frac{1,0mAs}{D_{\text{fehlbelichtet}}} \quad (4.1)$$

verwendet wurde.

Im Verlauf der Bewertung der belichtungskorrigierten Darstellung normaler Thoraxstrukturen des anthropomorphen Phantoms (s. Kapitel 4.2.1.1) zeigte sich jedoch, dass die Strukturwiedergabe bei den mit 1,4 mAs angefertigten Aufnahmen besser eingeschätzt wurde als bei den mit 1,0 mAs angefertigten Bildern. Infolgedessen wurde für die nachfolgende Bewertung der belichtungskorrigierten Wiedergabe der simulierten Lungenparenchymveränderungen ein Korrekturfaktor von

$$K_D = \frac{1,4mAs}{D_{\text{fehlbelichtet}}} \quad (4.2)$$

gewählt.

Zugleich erwies es sich als sinnvoll, das Spektrum der mAs-Produkte leicht abzuändern, um den Dosisbereich, in dem eine vollständige Belichtungskorrektur möglich ist, genauer erfassen zu können. Daher wurde für die Beurteilung der Belichtungskorrektur von Röntgenthoraxaufnahmen mit simulierten Lungenparenchymveränderungen mAs-Produkte von 0,5 mAs, 0,71 mAs, 1,0 mAs, 1,4 mAs, 2,0 mAs, 2,8 mAs, 3,6 mAs und 4,5 mAs gewählt.

Die digitalisierten belichtungskorrigierten Aufnahmen des Thoraxphantoms mit den überlagerten Strukturen wurden mit einem Trocken-Laserprinter vom Typ Drypix 7000 (Fuji Photo Film Co., Ltd.; Tokio/Japan) ausgedruckt. Dazu war es erforderlich die Bilddaten vom TIFF-Format in das DICOM-Format umzuwandeln und die Look-up-Table (LUT) des Printers in der Korrektursoftware zu berücksichtigen. Für die Umwandlung der Bilddaten in das DICOM-Format wurde die Software Osiris Version 4.18 (Hopiteaux universaires de Geneve, Schweiz) verwendet.

Beispiele der mit unterschiedlichen mAs-Produkten erstellten Originalaufnahmen und der zugehörigen belichtungskorrigierten Bilder sind im Kapitel Ergebnisse (s. Tab. 5.1 und 5.2) gegenübergestellt. Da die LUT des zum Ausdruck dieser Arbeit verwendeten Printers nicht bekannt ist, wurde sie bei der Darstellung nicht berücksichtigt.

4.1.3.3 Die Bewertung der belichtungskorrigierten Aufnahmen

Es wurde eine vergleichende Bewertung der fehlbelichteten und der belichtungskorrigierten Aufnahmen des Thoraxphantoms mit den überlagerten Strukturen anhand einer Visual Grading Analysis (VGA) [Mân00] durchgeführt. Die VGA ist eine bevorzugte Methode, wenn klinische Bilder bewertet werden sollen, da die Datenmenge im Vergleich zum Receiver Operating Characteristic (ROC) – Verfahren deutlich reduziert werden kann [Sun00, Hoe01a]. In einer Arbeit von Tingberg et al. wurde die VGA für die Bewertung von simulierten LWS-Läsionen angewandt, und es zeigten sich dabei keine signifikanten Unterschiede in den Ergebnissen zu einem modifizierten ROC-Studiendesign [Tin00].

Die Wiedergabe ausgewählter Normalstrukturen des Thorax und der ausgewählten simulierten pathologischen Lungenveränderungen auf den fehlbelichteten Originalaufnahmen und den belichtungskorrigierten Bildern wurde jeweils mit ihrer Wiedergabe auf dem vermeintlich optimal belichteten Originalbild (Normbild) verglichen und die Wiedergabequalität mittels einer Bewertungsskala (Score) semiquantitativ bewertet.

An der Bewertung nahmen sechs Ärzte der Klinik für Diagnostische Radiologie des Klinikums der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg teil, die sich in der Weiterbildung zum Facharzt für Diagnostische Radiologie befanden und mit der Beurteilung digitaler Röntgenaufnahmen vertraut waren. Dabei wurden das jeweils zu beurteilende Bild und als Bezugsbild das Normbild an einem Filmbetrachtungsgerät, dessen Leuchtdichte bei 2000 cd/m^2 lag, nebeneinander eingeblendet, präsentiert. Die zu beurteilenden Bilddetails waren in zusätzlichen, den Untersuchern zur Verfügung gestellten Referenzbildern markiert.

Anhand der Gesamtbilder und vier ausgewählter, von den simulierten Lungenveränderungen nicht überlagerten normalen Thoraxstrukturen wurden der erfasste Absorptionsumfang (Signaldynamik), die Gesamthelligkeit, die Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger und höherer optischer Dichte, der Kontrast für hochaufgelöste Strukturen und die visuelle Strukturerkennbarkeit als wesentliche Parameter der Bildgüte bewertet (s. Tab. 4.2). Die Bewertungen der Bildgüte umfassten bei 6 Bewertungskriterien, 6 fehlbelichteten Originalaufnahmen und 6 belichtungskorrigierten Bildern für jeden Untersucher 72 Bildvergleiche, so dass bei 6 Untersuchern hier insgesamt 432 Vergleichsdaten vorlagen.

Bewertete Bildgüteparameter	Zur jeweiligen Bewertung vorgegebener Bildanteil bzw. anatomische Struktur
Absorptionsumfang	Gesamtbild
Gesamthelligkeit	Gesamtbild
Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger optischer Dichte	11. Brustwirbelkörper
Kontrastwiedergabe im Bereich hoher optischer Dichte	Lungengefäße in Projektion auf den dorsalen Bereich des siebenten rechten Intercostalraums
Kontrast für hochaufgelöste Strukturen	Dorsaler Anteil der neunten Rippe parakardial rechts
Visuelle Strukturerkennbarkeit	Binnenstruktur des dorsalen Anteils der linken siebenten Rippe

Tab. 4.2: Bewertungsparameter und hierfür ausgewählter Bildanteil bzw. anatomische Struktur

Bei der vergleichenden Bewertung der Wiedergabe normaler Thoraxstrukturen war den Untersuchern eine 9 Abstufungen umfassende Bewertungsskala vorgegeben worden (s. Tab. 4.3). Der mittlere Beurteilungswert der VGA-Analyse, der sog. Visual Grading Analysis Score (VGAS) konnte dann nach folgender Formel berechnet werden:

$$VGAS = \frac{\sum_{i=1}^I \sum_{s=1}^S \sum_{o=1}^O G_{i,s,o}}{I * S * O} \quad (4.3)$$

[Tin00] mit

$G_{i,s,o}$ = Grading (-4, -3, -2, -1, 0, +1, +2, +3, +4) für jede Belichtungsstufe (i),
jedes Beurteilungskriterium (s) und jeden Untersucher (o),

I = Anzahl der verglichenen fehlbelichteten Originalaufnahmen bzw. der
belichtungskorrigierten Bilder pro Belichtungsstufe,

S = Anzahl der Bewertungskriterien (bewertete Strukturen) und

O = Anzahl der bewertenden Untersucher.

Entsprechend der erweiterten Bewertungsskala konnte der VGAS bei der Beurteilung der Wiedergabe normaler Thoraxstrukturen Werte zwischen -4 und +4 annehmen. Die Ergebnisse der Bewertungen wurden so dargestellt, dass für jede Belichtungsstufe die VGAS-Werte der fehlbelichteten Originalaufnahme und des zugehörigen belichtungs-korrigierten Bildes gegenübergestellt wurden (s. Abb. 5.1 bis 5.6).

Abstufung für VGA anatomischer Strukturen	Entscheidungskriterien für den Radiologen
-4	Bedeutend schlechter als im normal belichteten Referenzbild
-3	Deutlich schlechter als im normal belichteten Referenzbild
-2	Etwas schlechter als im normal belichteten Referenzbild
-1	Fraglich schlechter als im normal belichteten Referenzbild
0	Unverändert zum normal belichteten Referenzbild
+1	Fraglich besser als im normal belichteten Referenzbild
+2	Etwas besser als im normal belichteten Referenzbild
+3	Deutlich besser als im normal belichteten Referenzbild
+4	Bedeutend besser als im normal belichteten Referenzbild

Tab. 4.3: Ratingskala für die Bewertung der Bildgüteparameter unter Verwendung einer VGA anhand des Gesamtbildes und ausgewählter anatomischer Thoraxstrukturen

Bei der vergleichenden VGA der fehlbelichteten Originalbilder und der belichtungskorrigierten Darstellungen simulierter Lungenparenchymveränderungen wurde die im Wesentlichen von der Kontrastwiedergabe bestimmte Strukturwiedergabe bewertet. Dabei hatte jeder Untersucher bei den 16 zur Bewertung ausgewählten simulierten Lungenveränderungen und bei den 7 erfolgten Fehlbelichtungen und den 7 vorgenommenen Belichtungskorrekturen jeder Lungenveränderung 224 Vergleiche mit dem Normbild vorzunehmen, so dass sich hier bei 6 Untersuchern insgesamt 1344 Vergleichsdaten ergaben.

Die Bewertungsskala der VGA wurde gegenüber der vorangegangenen Bewertung normaler Thoraxstrukturen von 9 auf 6 Entscheidungskriterien reduziert (s. Tab. 4.4), da sich bei den 9 Entscheidungskriterien stärkere subjektive Einflüsse der Untersucher mit entsprechenden interindividuellen Unterschieden in der Bewertung gezeigt hatten.

Abstufung für VGA simulierte Lungenparenchymveränderungen	Entscheidungskriterien für den Radiologen
-3	Nicht diagnostizierbar
-2	Deutlich schlechter diagnostizierbar als im normal belichteten Referenzbild
-1	Schlechter diagnostizierbar als im normal belichteten Referenzbild
0	Gleich gut diagnostizierbar wie im normal belichteten Referenzbild
+1	Besser diagnostizierbar als im normal belichteten Referenzbild
+2	Deutlich besser diagnostizierbar als im normal belichteten Referenzbild

Tab. 4.4: Ratingskala für die Bewertung simulierter pathologischer Lungenparenchymveränderungen unter Verwendung einer VGA

Der Visual Grading Analysis Score errechnete sich dann nach der Formel:

$$VGAS = \frac{\sum_{i=1}^I \sum_{s=1}^S \sum_{o=1}^O G_{i,s,o}}{I * S * O} \quad (4.4)$$

mit

$G_{i,s,o}$ = Grading (-3, -2, -1, 0, +1, +2) für die jeweilige Belichtungsstufe (i), die jeweils bewertete Struktur (s) und den jeweiligen Untersucher (o),

I = Anzahl der verglichenen fehlbelichteten Originalaufnahmen bzw. der belichtungskorrigierten Bilder pro Belichtungsstufe,

S = Anzahl der Bewertungskriterien (bewertete Strukturen) und

O = Anzahl der bewertenden Untersucher.

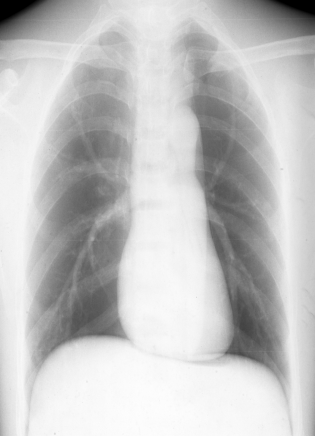
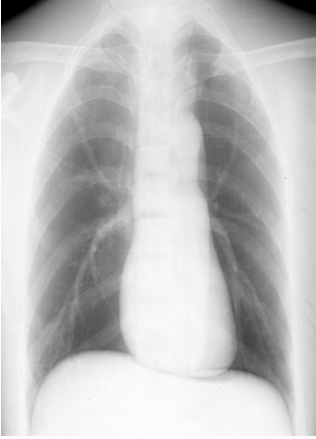
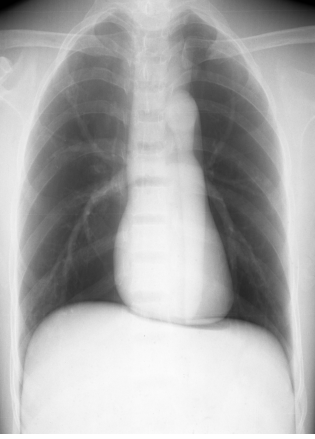
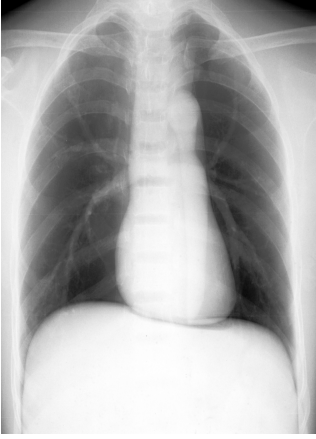
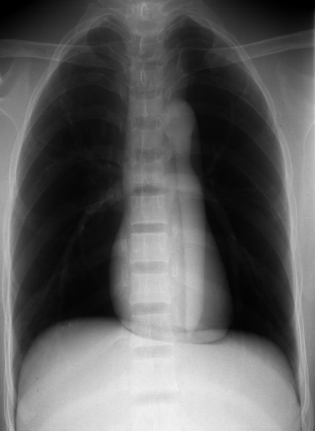
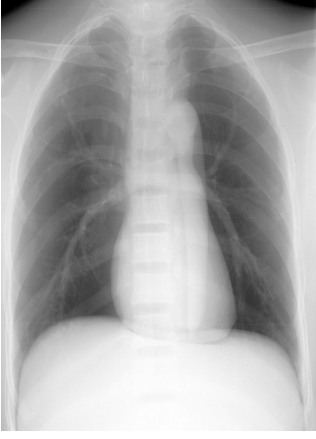
Damit konnte der VGAS bei der Bewertung der Wiedergabe pathologischer Lungenstrukturen Werte zwischen -3 und +2 erreichen. Ebenso wie bei der Bewertung der Darstellung normaler Thoraxstrukturen wurden auch hier die Ergebnisse der Bewertungen so dargestellt, dass für jede Belichtungsstufe die VGAS-Werte der fehlbelichteten Originalaufnahme und des zugehörigen belichtungskorrigierten Bildes gegenübergestellt wurden (s. Abb. 5.7 bis 5.12).

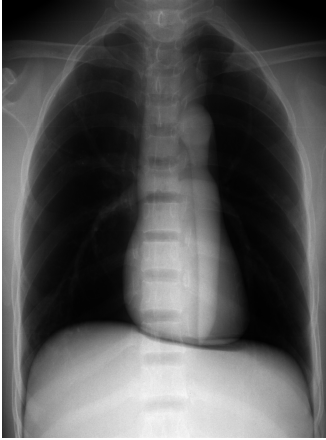
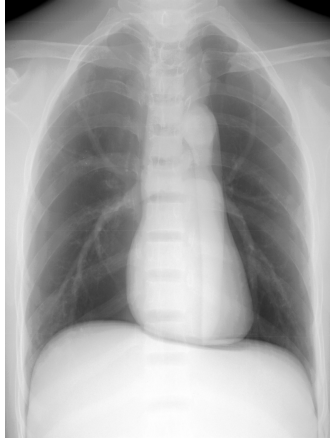
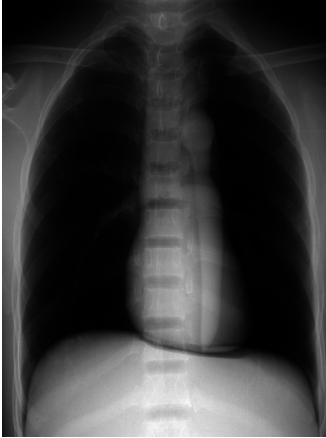
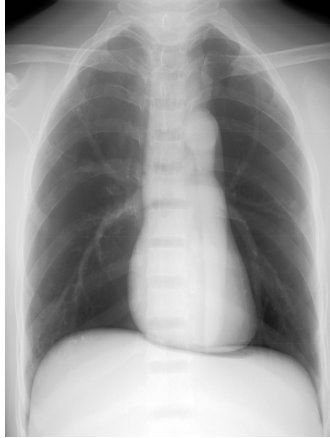

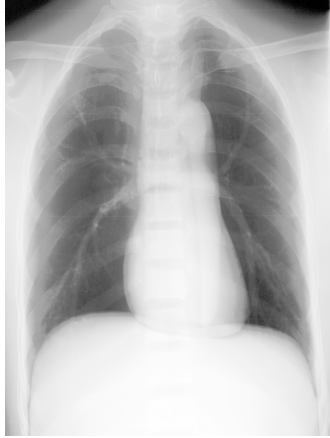
5 Ergebnisse

Im Folgenden werden die zur Prüfung des Verfahrens für die Belichtungskorrektur fehlbelichteter Röntgenaufnahmen gewonnenen Ergebnisse, die unter Verwendung des anthropomorphen Phantoms mit den dem Phantom überlagerten simulierten Lungenveränderungen erfolgten, vorgestellt.

5.1 Bewertung der belichtungskorrigierten Darstellungen normaler Thoraxstrukturen

Die Röntgenaufnahmen eines anthropomorphen Thoraxphantoms zur Bewertung der Bildgüteparameter (Absorptionsumfang, Gesamthelligkeit, Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger und hoher optischer Dichte, Kontrast für hochaufgelöste Strukturen und Visuelle Strukturerkennbarkeit) wurden mit unterschiedlichen mAs-Produkten (0,5 mAs, 0,71 mAs, 1,0 mAs, 1,4 mAs, 1,6 mAs, 2,8 mAs und 5,0 mAs) bei konstanter Röntgenröhrenspannung (121,0 kV) angefertigt und die Röntgenthoraxaufnahme mit einem mAs-Produkt von 1,0 als die optimale Aufnahme mit visuell bester Kontrastdarstellung ausgewählt. Der gewählte Dosisumfang entspricht demzufolge einer 2 fachen Unterbelichtung und einer 5 fachen Überbelichtung. Die Röntgenthoraxaufnahmen wurden dann mit dem neu entwickelten Korrekturverfahren belichtungskorrigiert. Beispiele der mit unterschiedlichen mAs-Produkten erstellten Originalaufnahmen und der zugehörigen belichtungskorrigierten Bilder sind in Tab. 5.1 gegenübergestellt (die LUT des zum Ausdruck dieser Arbeit verwendeten Printers ist nicht bekannt und konnte somit für diese Darstellung nicht berücksichtigt werden). Die Originalaufnahmen und die belichtungskorrigierten Bilder des anthropomorphen Thoraxphantom wurden dann mittels VGA von 6 Radiologen im Vergleich zum ausgewählten optimalen Bild (Originalaufnahme bei 1,0 mAs, 121,0 kV) mit einer vorgegebenen Ratingskala bewertet und dann der VGAS errechnet.

mAs-Produkt	Röntgenthoraxaufnahme (original)	Röntgenthoraxaufnahme (belichtungskorrigiert)
0,5 mAs		
0,71 mAs		
1,4 mAs		

mAs-Produkt	Röntgenthoraxaufnahme (original)	Röntgenthoraxaufnahme (belichtungskorrigiert)
1,6 mAs		
2,8 mAs		
5,0 mAs		

Tab. 5.1: Gegenüberstellung einer Belichtungsserie von Röntgenthoraxaufnahmen (original und belichtungskorrigiert) für die Bewertung des Gesamtbildes und anatomischer Normalstrukturen (TIFF-Bild). Die LUT des Ausgabeprinters wurde nicht berücksichtigt.

Die Ergebnisse der Untersuchung für die Bewertung der Bildgüteparameter anhand des Gesamtbildes und ausgewählter anatomischer Normalstrukturen werden im Folgenden so dargestellt, dass die VGAS's für die Originalaufnahme und für die belichtungskorrigierte Aufnahme eines mAs-Produkts gegenübergestellt werden.

Absorptionsumfang

Der Bildgüteparameter „Absorptionsumfang“ wurde für die Originalaufnahmen und die belichtungskorrigierten Bilder aller mAs-Produkte am Gesamteindruck des Gesamtbildes bewertet.

Die Ergebnisse der Bewertung (s. Abb. 5.1) zeigen, dass der Absorptionsumfang für die Originalaufnahme bei einem mAs-Produkt von 1,4 mit einem Ratingscore von +1,16 und für das belichtungskorrigierte Bild bei einem mAs-Produkt von 1,6 mit einem Ratingscore von +1,34 am besten bewertet wurde

Der Erfolg der Belichtungskorrektur zeigt sich in der Bewertung der Röntgenthoraxaufnahmen für die mAs-Produkte 0,71, 1,6 und 2,8. Bei einem mAs-Produkt von 0,71 wird der Absorptionsumfang des belichtungskorrigierten Bildes (Ratingscore: -1,35) gegenüber der Originalaufnahme (Ratingscore: -2,17) besser bewertet. Der Ratingscore für die Originalaufnahmen der mAs-Produkte 1,6 und 2,8 wurde mit -1,0 bzw. -1,25 annähernd gleich, in den korrespondierenden belichtungskorrigierten Aufnahmen gleichen mAs-Produkts mit +1,34 bzw. +0,88 deutlich besser bewertet. Der Ratingscore für den Absorptionsumfang wurde somit durch die Belichtungskorrektur um 0,82 Punkte für 0,71 mAs, 2,34 Punkte für 1,6 mAs und 2,13 Punkte für 2,8 mAs verbessert.

Für das mAs-Produkt 1,4 wurde der Absorptionsumfang des belichtungskorrigierten Bildes (Ratingscore: +0,35) gegenüber der Originalaufnahme (Ratingscore: +1,16) um 0,81 Punkte schlechter bewertet, woraus zu schließen ist, dass hier bereits die optimale Darstellung des Absorptionsumfangs erfolgt.

Wie die Ergebnisse der Bewertung weiterhin zeigen, wurde der Absorptionsumfang sowohl für die Originalaufnahme und für das belichtungskorrigierte Bild bei einem mAs-Produkt von 0,5 (Ratingscore: -3,33 bzw. -3,1) sowie bei einem mAs-Produkt von 5,0 (Ratingscore: -3,34 bzw. -3,67) am schlechtesten bewertet. Dabei hat sich der Ratingscore für den Absorptionsumfang durch die Belichtungskorrektur bei 0,5 mAs um 0,23 Punkte verbessert, hingegen bei 5,0 mAs um 0,37 Punkte verschlechtert.

Zusammenfassung

Die Belichtungskorrektur einer Röntgenthoraxaufnahme in Bezug auf den Bildgüteparameter „Absorptionsumfang“ des Gesamtbildes ist somit für einen Dosisumfang von 0,5 mAs bis 2,8 mAs möglich, wobei dieser bei einem mAs-Produkt von 1,4 im Vergleich zur Originalaufnahme gemindert wird. Die maximale Verbesserung des Absorptionsumfangs durch die Belichtungskorrektur wird bei einem mAs-Produkt von 1,6 erreicht. Bei 5,0 mAs wird der bereits deutlich eingeschränkte Absorptionsumfang durch die Belichtungskorrektur zusätzlich negativ beeinflusst.

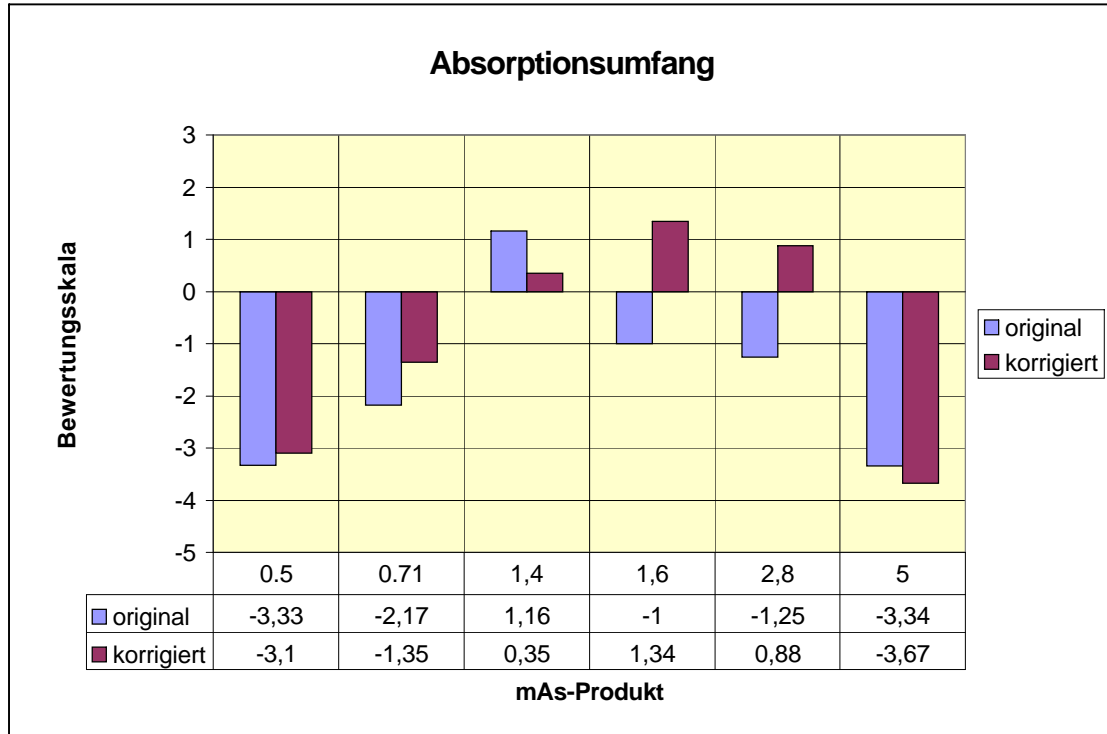


Abb. 5.1 VGAS für die Bewertung des Bildgüteparameters „Absorptionsumfang“

Bewertung

Der Absorptionsumfang der belichtungskorrigierten Röntgenthoraxaufnahmen für die mAs-Produkte 0,71, 1,6 und 2,8 mAs wurde in Bezug auf die Entscheidungskriterien als „fraglich schlechter“, „unverändert“, „etwas besser“ und „fraglich besser“ im Vergleich zum normal belichteten Referenzbild bewertet, so dass eine Belichtungskorrektur für diese mAs-Produkte gelingt und klinisch sinnvoll ist. Der Absorptionsumfang wird für das mit 1,4 mAs aufgenommene Bild gegenüber der Originalaufnahme gleichen mAs-Produkts durch die Belichtungskorrektur gemindert, woraus zu schließen ist, dass hier bereits die optimale Darstellung des Absorptionsumfangs vorliegt und eine klinisch sinnvolle Korrektur nicht erfolgen kann.

Gesamthelligkeit

Die „Gesamthelligkeit“ der Originalaufnahmen und der belichtungskorrigierten Bilder für alle mAs-Produkte wurde ebenfalls am Gesamtbild bewertet.

Die Ergebnisse der Bewertung (s. Abb. 5.2) zeigen, dass die Gesamthelligkeit für die Originalaufnahme bei einem mAs-Produkt von 1,4 und 1,6 mit einem Ratingscore von +2 und für das belichtungskorrigierte Bild bei einem mAs-Produkt von 0,71 mit einem Ratingscore von +2 am besten bewertet wurde.

Die Ratingscores für die belichtungskorrigierten Bilder der mAs-Produkte 0,71 und 2,8 zeigen eine deutliche Verbesserung der Gesamthelligkeit gegenüber den Originalaufnahmen. Dabei verbesserte sich der Ratingscore bei 0,71 mAs für das belichtungskorrigierte Bild (Ratingscore: +2) gegenüber der Originalaufnahme (Ratingscore von -2,33) um 4,33 Punkte, bei 2,8 mAs von -1,83 (Originalaufnahme) auf -0,17 (belichtungskorrigiertes Bild) um 1,66 Punkte.

Die Gesamthelligkeit der Originalaufnahmen für die mAs-Produkte 1,4 und 1,6 wurde mit einem Ratingscore von jeweils +2, „etwas besser“, im Vergleich zum optimalen Bild bewertet, wobei der Bewertungsscore für die Gesamthelligkeit des

belichtungskorrigierten Bildes bei einem mAs-Produkt von 1,4 um 1,17 Punkte auf +0,83 bzw. um 1,5 Punkte auf +0,5 bei einem mAs-Produkt von 1,6 sinkt.

Für die Originalaufnahmen und die belichtungskorrigierten Röntgenbilder der mAs-Produkte 0,5 und 5,0 wurde die Gesamthelligkeit am schlechtesten bewertet, obwohl sich die Ratingscores durch die Belichtungskorrektur um 0,67 für das Bild mit einem mAs-Produkt von 0,5 und 0,33 für die Aufnahme mit einem mAs-Produkt von 5,0 verbesserten. In Bezug auf die Entscheidungskriterien wurde die Gesamthelligkeit für die mAs Produkte 0,5 und 5,0 jedoch weiterhin insgesamt als „deutlich schlechter“ im Vergleich zum optimalen Bild bewertet.

Zusammenfassung

Die Belichtungskorrektur einer Röntgenthoraxaufnahme in Bezug auf den Bildgüteparameter „Gesamthelligkeit“ ist für einen Dosisumfang von 0,5 mAs bis 5,0 mAs möglich, wobei die Helligkeit des Bildes bei einem mAs-Produkt von 1,4 und 1,6 gegenüber der Originalaufnahme gemindert wird; daraus lässt sich schließen, dass in den Originalaufnahmen entsprechender mAs-Produkte die Gesamthelligkeit der Röntgenthoraxaufnahme bereits optimal ist. Die maximale Verbesserung der Gesamthelligkeit wird durch die Belichtungskorrektur bei einem mAs-Produkt von 0,71 erreicht.

Bewertung

Die Gesamthelligkeit der belichtungskorrigierten Röntgenthoraxaufnahmen für die mAs-Produkte 0,71 und 2,8 mAs wurde in Bezug auf die Entscheidungskriterien als „etwas besser“ und „unverändert“ im Vergleich zum normal belichteten Referenzbild bewertet, so dass eine Belichtungskorrektur für diese mAs-Produkte gelingt und klinisch sinnvoll ist. Die Gesamthelligkeit des Bildes wird für die mAs-Produkte 1,4 und 1,6 im belichtungskorrigierten Bild gegenüber der Originalaufnahme gleichen mAs-Produkts durch die Belichtungskorrektur gemindert, woraus zu schließen ist, dass hier bereits die optimale Darstellung der Gesamthelligkeit vorliegt und eine klinisch sinnvolle Korrektur nicht erfolgen kann.

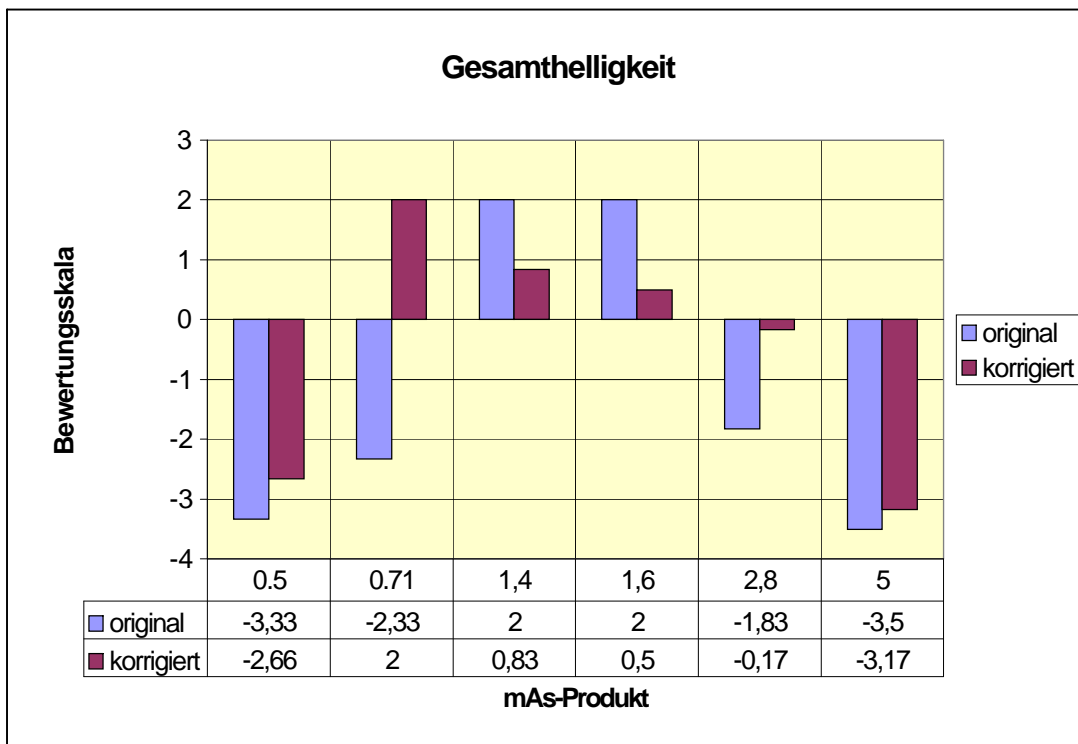


Abb. 5.2 VGAS für die Bewertung des Bildgüteparameters „Gesamthelligkeit“

Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger optischer Dichte

Die „Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger OD“ wurde anhand der Darstellung des 11. Brustwirbelkörpers bewertet.

Die Ergebnisse (s. Abb. 5.3) zeigen, dass der Kontrast im Bereich niedriger OD für die Originalaufnahme bei einem mAs-Produkt von 5,0 mit einem Ratingscore von +3 am besten bewertet wurde. Dies liegt in der fehlenden Darstellung pulmonaler Strukturen (schwarz, hohe OD im Bild) und damit steigendem Kontrast zur knöchernen Struktur (11. Brustwirbelkörper) begründet.

Die Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger OD wurde für das belichtungskorrigierte Bild bei einem mAs-Produkt von 1,6 mit einem Ratingscore von +1,33 am besten bewertet.

Der Ratingscore für die Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger OD verbesserte sich für das belichtungskorrigierte Röntgenbild mit einem mAs-Produkt von 0,71 um 0,77

Punkte auf -1,4 gegenüber dem Originalbild (Score von -2,17). In Bezug auf die Bewertungskriterien bedeutet dies eine Verbesserung von „etwas schlechter“ (Originalaufnahmen) zu „fraglich schlechter“ (belichtungskorrigiertes Bild).

Für die Originalaufnahmen der mAs-Produkte 1,4, 1,6, 2,8 und 5,0 wurde die Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger OD mit einem Ratingscore von +2 bei 1,4 mAs; +2,5 bei 1,6 mAs; +2,16 bei 2,8 mAs und einem maximalen Bewertungsscore von +3 bei 5,0 mAs besser bewertet als in der optimalen Röntgenthoraxaufnahmen; für die belichtungskorrigierten Bilder gleicher mAs-Produkte verbessert sich die Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger OD im Vergleich zum optimalen Bild ebenfalls, jedoch sind die Ratingscores gegenüber denen der Originalbildern zum Teil deutlich kleiner. In Bezug auf die Entscheidungskriterien wurde die Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger OD der belichtungskorrigierten Aufnahmen für die mAs-Produkte 1,4 und 5,0 als „unverändert“, die der mAs-Produkte 1,6 und 2,8 im Vergleich zum optimalen Bild als „fraglich besser“ bewertet.

Die Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger OD wurde für die Originalaufnahme mit einem mAs-Produkt von 0,5 mit einem Ratingscore von -3 am schlechtesten bewertet; in der belichtungskorrigierten Aufnahme gleicher mAs wurde er mit einem Ratingscore von -2,5 um 0,5 besser, jedoch in Bezug auf die Entscheidungskriterien insgesamt ebenfalls als „deutlich schlechter“ im Vergleich zum optimalen Bild bewertet.

Zusammenfassung

Die Belichtungskorrektur einer Röntgenthoraxaufnahme in Bezug auf den Bildgüteparameter „Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger OD“ ist somit für eine Dosis von 0,5 und 0,71 mAs möglich. Bei den mAs-Produkten 1,4; 1,6; 2,8 und 5,0 mAs wird hingegen die mit steigendem mAs-Produkt verbesserte Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger OD der Originalaufnahme durch die Belichtungskorrektur verschlechtert, was auf die verbesserte Darstellung pulmonaler Strukturen nach Korrektur und dadurch sinkenden Kontrast zur knöchernen Struktur zurückzuführen ist. Insbesondere wird in Folge der Korrektur die „Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger OD“ im Vergleich zur optimal belichteten Röntgenaufnahme nicht verschlechtert.

Bewertung

Die Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger OD der belichtungskorrigierten Röntgenthoraxaufnahmen für das mit 0,71 aufgenommene Bild wurde in Bezug auf das Entscheidungskriterium als „fraglich schlechter“ im Vergleich zum normal belichteten Referenzbild bewertet, so dass eine Belichtungskorrektur für dieses mAs-Produkt gelingt und klinisch sinnvoll ist. Die Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger OD wird für die mAs-Produkte 1,4, 1,6, 2,8 und 5,0 im belichtungskorrigierten Bild gegenüber der Originalaufnahme gleichen mAs-Produkts zum Teil deutlich durch die Belichtungskorrektur gemindert, woraus zu schließen ist, dass hier bereits die optimale Darstellung der Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger OD (sinkender Kontrast zwischen knöcherner und pulmonalen Strukturen) erfolgt. Dennoch ist die Korrektur auch für höhere mAs-Produkte sinnvoll, da Strukturen (pulmonale Strukturen), die als Folge der erhöhten Dosis vor der Korrektur nicht abzugrenzen waren, nach der Korrektur dargestellt werden können. Eine klinisch sinnvolle Korrektur kann somit auch für diese mAs-Produkte erfolgen.

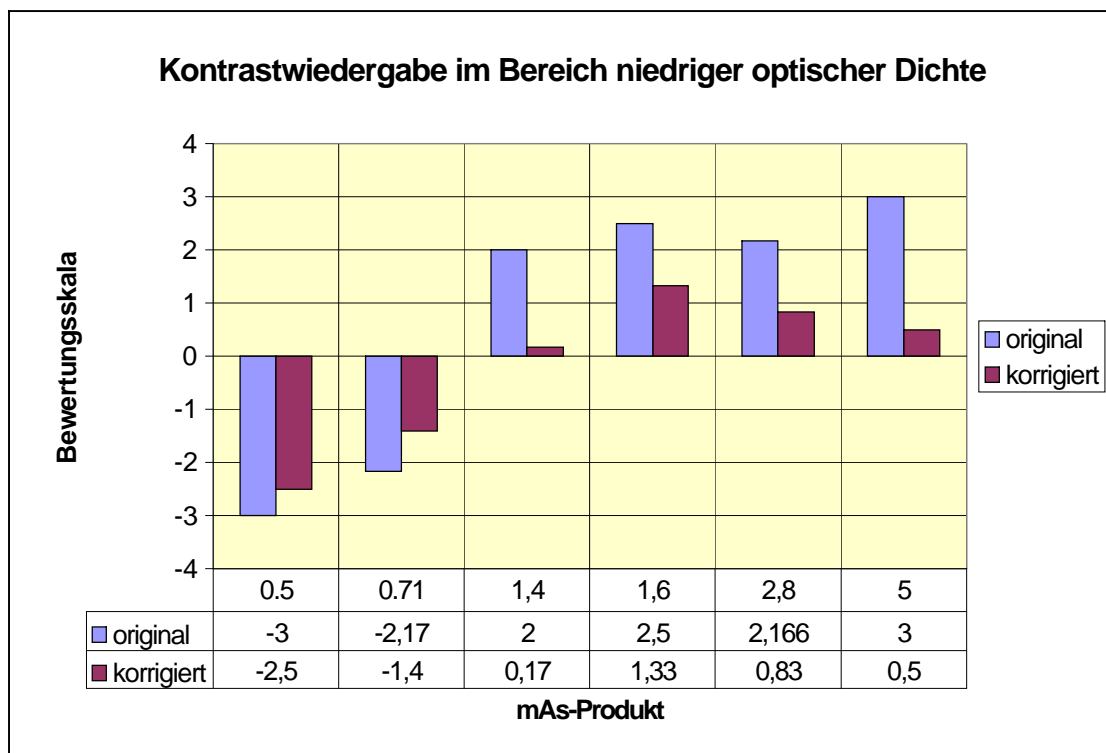


Abb. 5.3 VGAS für die Bewertung des Bildgüteparameters „Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger optischer Dichte“

Kontrastwiedergabe im Bereich hoher optischer Dichte

Die Darstellung der Lungengefäße in Projektion auf den dorsalen Bereich des rechten siebenten Intercostalraum wurde für die „Kontrastwiedergabe im Bereich hoher OD“ bewertet.

Die Kontrastwiedergabe im Bereich hoher OD wurde für die Originalaufnahme und für das belichtungskorrigierte Bild bei einem mAs-Produkt von 1,4 mit einem Ratingscore von +1,5 bzw. von +1,15 am besten bewertet (s. Abb. 5.4); wobei die Kontrastwiedergabe des belichtungskorrigierten Bildes um 0,35 Punkte schlechter bewertet wurde als für das Originalbild (sinkender Kontrast zwischen Lunge und Gefäßstruktur nach Korrektur). In Bezug auf die Bewertungskriterien werden beide Bilder als „fraglich besser“ eingestuft.

Für die mAs-Produkte 0,5; 0,71; 1,6; 2,8 und 5,0 wurde die Kontrastwiedergabe im Bereich hoher OD für die belichtungskorrigierten Bilder besser bewertet als in den Originalaufnahmen. Der Ratingscore bei 0,71 mAs steigt dabei um 0,65 Punkte von -1,91 auf -1,26 und bei einem mAs-Produkt von 1,6 um 0,84 Punkte von -0,17 auf +0,67.

Der Erfolg der Belichtungskorrektur für die Kontrastwiedergabe im Bereich hoher OD zeigt sich in den Ergebnissen der Bewertung für die mAs-Produkte 2,8 und 5,0. Dabei wurden die Originalaufnahmen in Bezug auf die Entscheidungskriterien mit einem Score von -2,83 bei 2,8 mAs und -3,17 bei 5,0 mAs als „deutlich schlechter“, die belichtungskorrigierten Bilder gleicher mAs mit Scores von -0,34 als „unverändert“ bzw. -0,89 als „fraglich schlechter“ im Vergleich zum optimalen Bild bewertet.

Die Ergebnisse zeigen weiterhin, dass die Kontrastwiedergabe im Bereich hoher OD für die Originalaufnahmen der mAs-Produkte 0,5, 2,8 und 5,0 sowie die belichtungskorrigierte Röntgenthoraxaufnahme bei einem mAs-Produkt von 0,5 am schlechtesten bewertet wurde; die Aufnahmen wurden dabei in Bezug auf die Entscheidungskriterien mit Ratingscores zwischen -2,67 (belichtungskorrigierte

Aufnahme bei 0,5 mAs) und -3,17 (Originalaufnahme bei 5,0 mAs) als „deutlich schlechter“ im Vergleich zum optimalen Bild bewertet.

Zusammenfassung

Die Belichtungskorrektur einer Röntgenthoraxaufnahme in Bezug auf den Bildgüteparameter „Kontrastwiedergabe im Bereich hoher OD“ ist somit für einen Dosisumfang von 0,5 mAs bis 5,0 mAs möglich, wobei die Kontrastwiedergabe bei einem mAs-Produkt von 1,4 im Vergleich zum Originalaufnahme leicht gemindert wird. Dabei ist die Belichtungskorrektur der „Kontrastwiedergabe im Bereich hoher OD“ bei einem mAs-Produkt von 2,8 maximal, wobei auch für ein mAs-Produkt von 5,0 eine deutliche Besserung der „Kontrastwiedergabe im Bereich hoher OD“ erzielt wird.

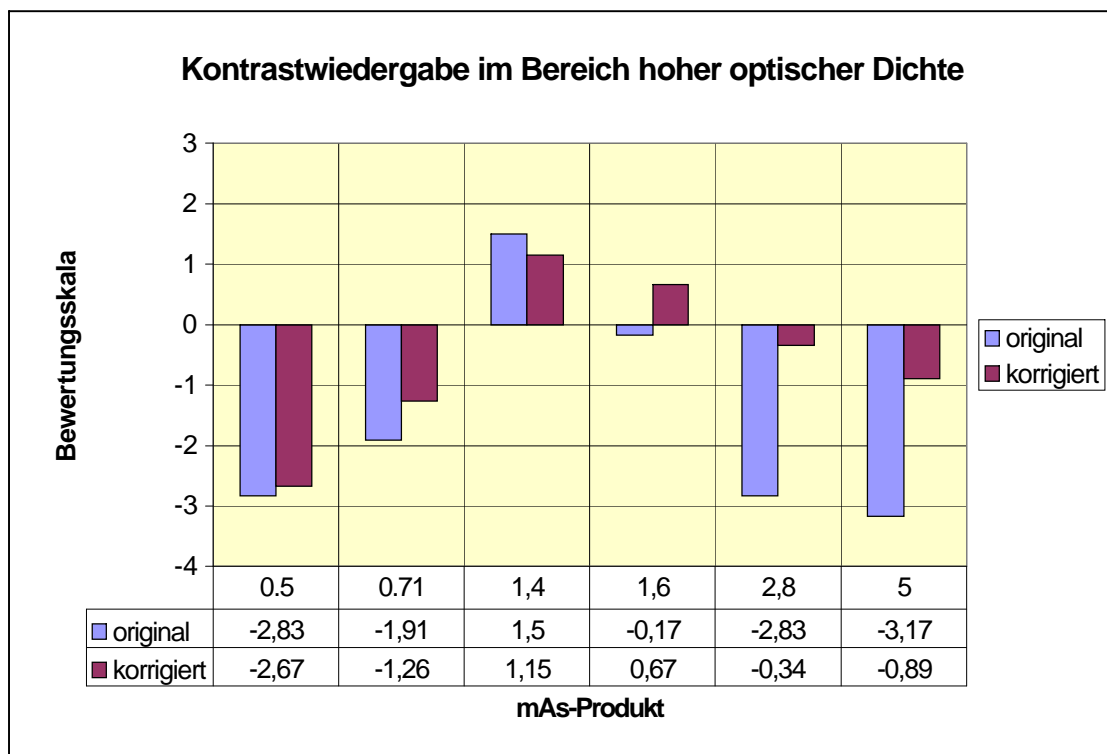


Abb. 5.4 VGAS für die Bewertung des Bildgüteparameters „Kontrastwiedergabe im Bereich hoher optischer Dichte“

Bewertung

Die „Kontrastwiedergabe im Bereich hoher OD“ der belichtungskorrigierten Röntgenthoraxaufnahmen für die mAs-Produkte 0,71, 1,6, 2,8 und 5,0 mAs wurde in Bezug auf die Entscheidungskriterien als „fraglich schlechter“, „fraglich besser“, „unverändert“ und „fraglich besser“ im Vergleich zum normal belichteten Referenzbild bewertet, so dass eine Belichtungskorrektur für diese mAs-Produkte gelingt und klinisch sinnvoll ist. Die Kontrastwiedergabe im Bereich hoher OD wird für das mAs-Produkt 1,4 im belichtungskorrigierten Bild gegenüber der Originalaufnahme gleichen mAs-Produkts durch die Belichtungskorrektur gemindert, woraus zu schließen ist, dass hier bereits die optimale Darstellung der Kontrastwiedergabe im Bereich hoher OD vorliegt und eine klinisch sinnvolle Korrektur nicht erfolgen kann.

Kontrast für hochaufgelöste Strukturen

Für den Bildgüteparameter „Kontrast für hochaufgelöste Strukturen“ wurde die Darstellung der dorsalen Anteile der 9. Rippe (knöcherne Struktur) parakardial rechtsseitig in den Originalaufnahmen und in den belichtungskorrigierten Aufnahmen für alle mAs-Produkte bewertet.

Die Ergebnisse (s. Abb. 5.5) zeigen das der Kontrast für hochaufgelöste Strukturen für die Originalaufnahme bei einem mAs-Produkt von 1,4 mit einem Bewertungsscore von +1,33, für das belichtungskorrigierte Bild bei einem mAs-Produkt von 1,6 mit einem Bewertungsscore von +0,58 am besten bewertet wurde.

Der Kontrast für hochaufgelöste Strukturen wurde für die belichtungskorrigierten Bilder der mAs-Produkte 0,5, 0,71, 1,6 und 2,8 besser bewertet als in den ihnen zu Grunde liegenden Originalaufnahmen. Dabei zeigt sich eine maximale Verbesserung des Bewertungsscores von -1,83 auf -0,83 für die belichtungskorrigierte Aufnahme bei einem mAs-Produkt von 2,8; eine minimale Verbesserung von -2,33 auf -1,67 für die Aufnahme bei 0,5 mAs.

Der Ratingscore für den Kontrast hochaufgelöster Strukturen des belichtungskorrigierten Bildes (Ratingscore +0,17) verschlechtert sich gegenüber der Originalaufnahme (+1,33) um 1,26 Punkte bei einem mAs-Produkt von 1,4, wobei das korrigierte Bild in Bezug auf die Entscheidungskriterien als „unverändert“ zum optimalen Referenzbild bewertet wurde.

Für die Originalaufnahme und das belichtungskorrigierte Bild bei einem mAs-Produkt von 5,0 wurde der Kontrast hochaufgelöster Strukturen mit einem Score von -2,83 bzw. -3,5 am schlechtesten bewertet und der Ratingscore durch die Belichtungs Korrektur um 0,67 gesenkt.

Zusammenfassung

Die Belichtungskorrektur einer Röntgenthoraxaufnahme in Bezug auf den „Kontrast für hochaufgelöste Strukturen“ ist somit für einen Dosisumfang von 0,5 mAs bis 2,8 mAs möglich, wobei dieser bei einem mAs-Produkt von 1,4 mAs im Vergleich zur Originalaufnahme gemindert wird. Bei 5,0 mAs wird der bereits deutlich eingeschränkte Kontrast für hochaufgelöste Strukturen der Originalaufnahme durch die Belichtungskorrektur zusätzlich negativ beeinflusst.

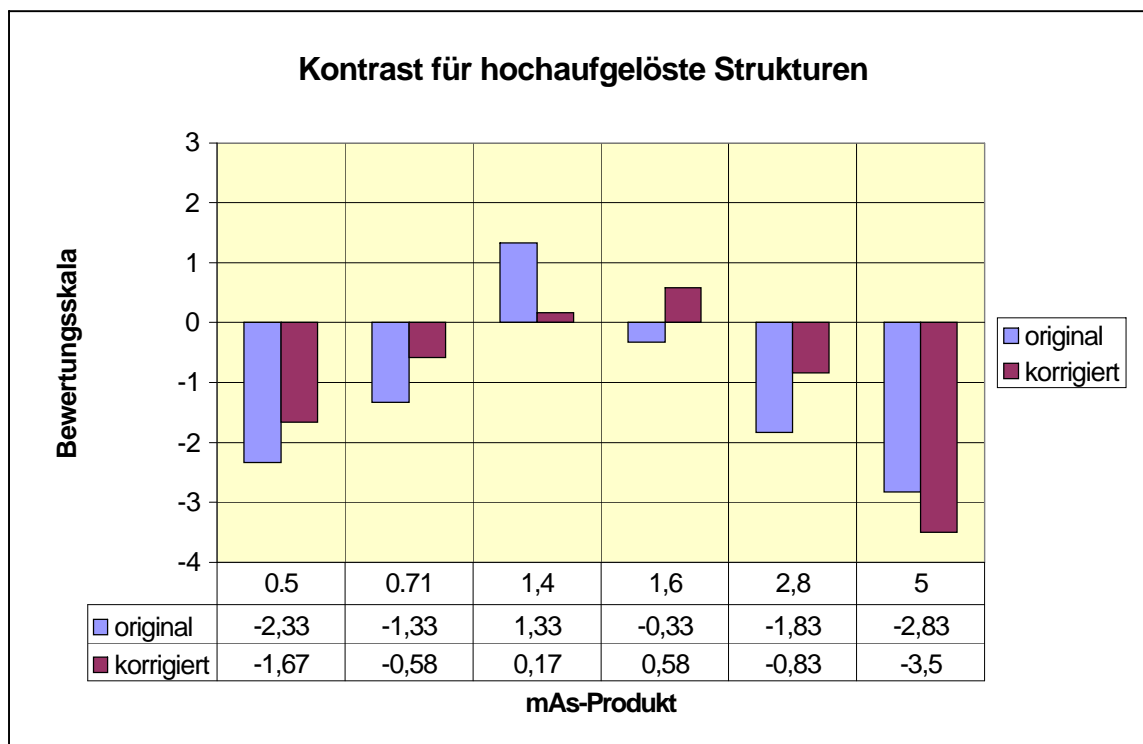


Abb. 5.5: VGAS für die Bewertung des Bildgüteparameters „Kontrast für hochaufgelöste Strukturen“

Bewertung

Der Kontrast für hochaufgelöste Strukturen der belichtungskorrigierten Röntgen-thoraxaufnahmen für die mAs-Produkte 0,71, 1,6 und 2,8 mAs wurde in Bezug auf die Entscheidungskriterien als „fraglich schlechter“ und „fraglich besser“ im Vergleich zum normal belichteten Referenzbild bewertet, so dass eine Belichtungskorrektur für diese mAs-Produkte gelingt und klinisch sinnvoll ist. Der Absorptionsumfang wird für das mAs-Produkt 1,4 im belichtungskorrigierten Bild gegenüber der Originalaufnahme gleichen mAs-Produkts durch die Belichtungskorrektur gemindert, woraus zu schließen ist, dass hier bereits die optimale Darstellung des Kontrasts für hochaufgelöste Strukturen vorliegt und eine klinisch sinnvolle Korrektur nicht erfolgen kann.

Visuelle Strukturerkennbarkeit

Der Bildgüteparameter „Visuelle Strukturerkennbarkeit“ der Originalaufnahmen und der belichtungskorrigierten Bilder für alle mAs-Produkte wurde an der Binnenstrukturdarstellung im dorsalen Anteil der linken siebenten Rippe bewertet.

Die Ergebnisse (s. Abb. 5.6) zeigen, dass die visuelle Strukturerkennbarkeit für die Originalaufnahme bei einem mAs-Produkt von 1,4 mit einem Ratingscore von +1,67 und für das belichtungskorrigierte Bild bei 0,71 mAs mit einem Ratingscore von +1,5 am besten bewertet wurde.

Die visuelle Strukturerkennbarkeit wurde für die belichtungskorrigierten Bilder der mAs-Produkte 0,5; 0,71; 1,6; 2,8; und 5,0 besser bewertet als in den ihnen zu Grunde liegenden Originalaufnahmen. Dabei zeigt sich eine maximale Verbesserung des Ratingscores von -1,33 auf +1,5 für ein mAs-Produkt von 0,71, was in Bezug auf die Entscheidungskriterien eine maximale Verbesserung der visuellen Strukturerkennbarkeit von „etwas schlechter“ zu „fraglich besser“ bedeutet; eine minimale Verbesserung um 0,68 Punkte von -2,66 auf -1,98 zeigt sich für das mAs-Produkt 5,0.

Der Ratingscore für das belichtungskorrigierte Bild bei einem mAs-Produkt von 1,4 verschlechtert sich gegenüber der Originalaufnahme um 1,34 Punkte von +1,67 zu +0,33.

Die Bewertungen der visuellen Strukturerkennbarkeit für die belichtungskorrigierten Bilder der mAs Produkte 1,6 und 2,8 zeigen ebenfalls eine deutliche Verbesserung der Ratingscores um 2,13 Punkte von -1,47 zu +0,66 bzw. um 1,06 Punkte von -1,89 zu -0,83.

Zusammenfassung

Die Belichtungskorrektur einer Röntgenthoraxaufnahme in Bezug auf die „Visuelle Strukturerkennbarkeit“ ist somit für einen Dosisumfang von 0,5 mAs bis 5,0 mAs möglich, wobei diese bei einem mAs-Produkt von 1,4 im Vergleich zur Originalaufnahme gemindert wird. Die Verbesserung der Belichtungskorrektur in Bezug auf den Strukturhalt fällt dabei bei einem mAs-Produkt von 0,71 am deutlichsten aus.

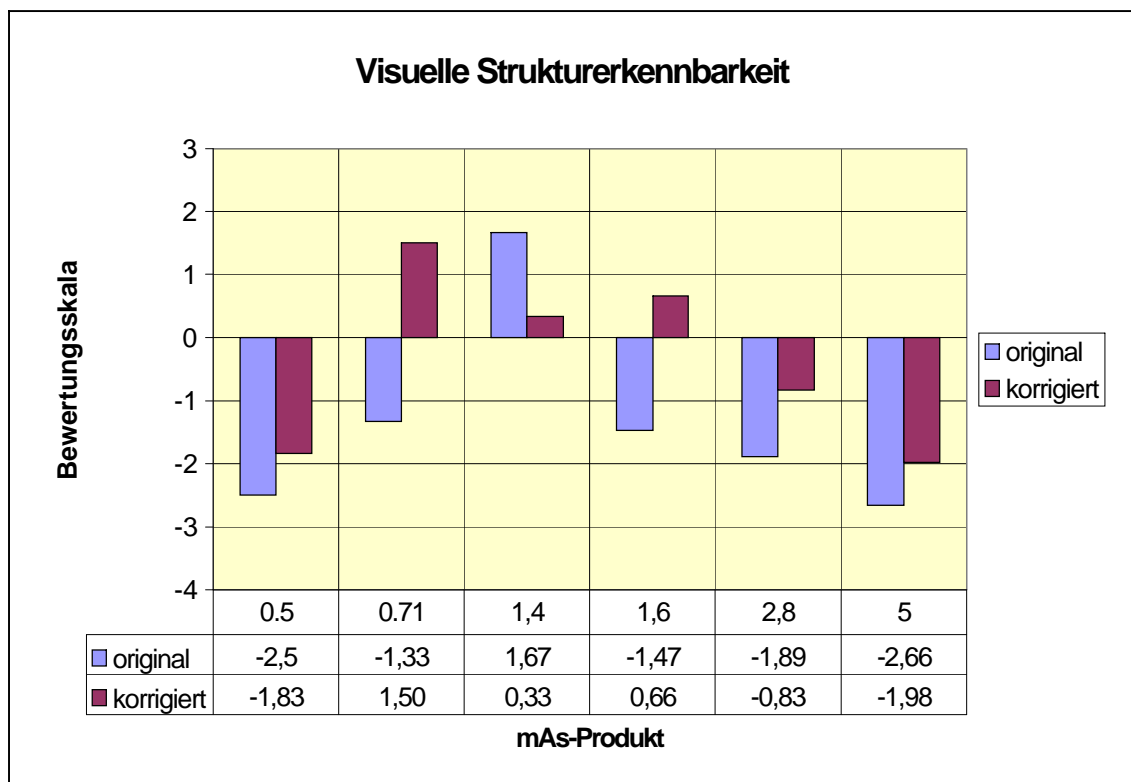


Abb. 5.6: VGAS für die Bewertung des Bildgüteparameters „Visuelle Strukturerkennbarkeit“

Bewertung

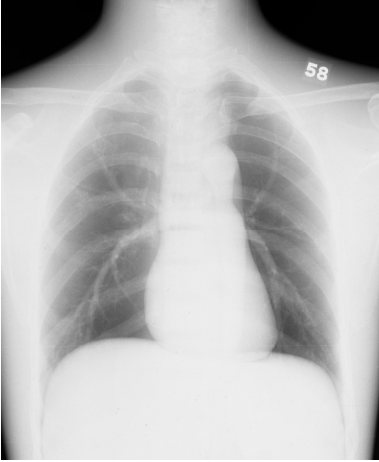
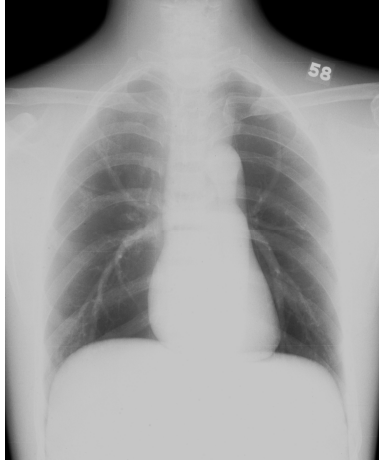
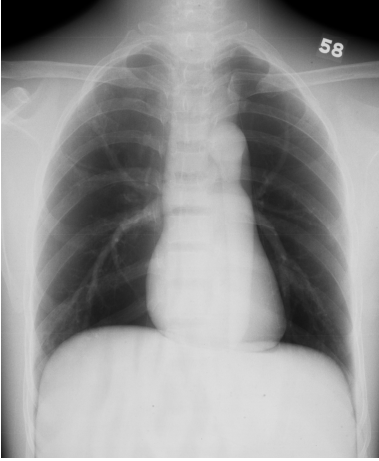
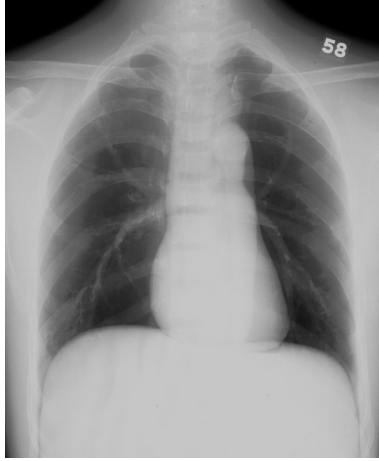
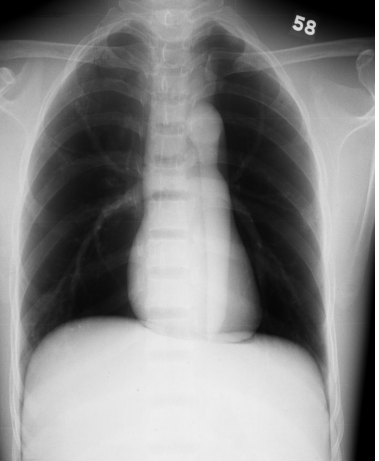
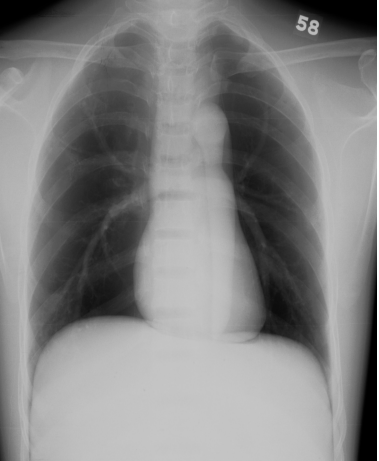
Die visuelle Strukturerkennbarkeit der belichtungskorrigierten Röntgen-thoraxaufnahmen für die mAs-Produkte 0,71, 1,6 und 2,8 mAs wurde in Bezug auf die Entscheidungskriterien als „etwas besser“, „unverändert“ und „fraglich schlechter“ im Vergleich zum normal belichteten Referenzbild bewertet, so dass eine Belichtungskorrektur für diese mAs-Produkte gelingt und klinisch sinnvoll ist. Die visuelle Strukturerkennbarkeit wird für das mAs-Produkt 1,4 im belichtungskorrigierten Bild gegenüber der Originalaufnahme gleichen mAs-Produkts durch die Belichtungskorrektur gemindert, woraus zu schließen ist, dass hier bereits die optimale Darstellung der visuellen Strukturerkennbarkeit vorliegt und eine klinisch sinnvolle Korrektur nicht erfolgen kann.

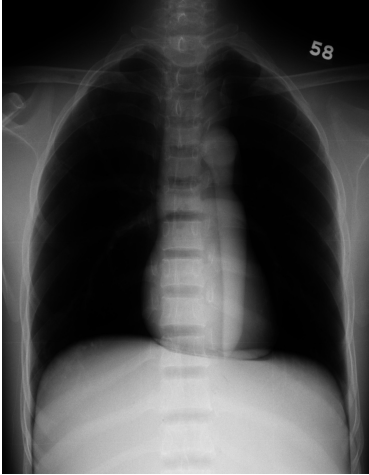
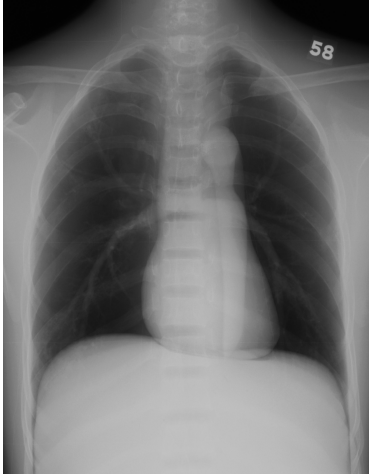
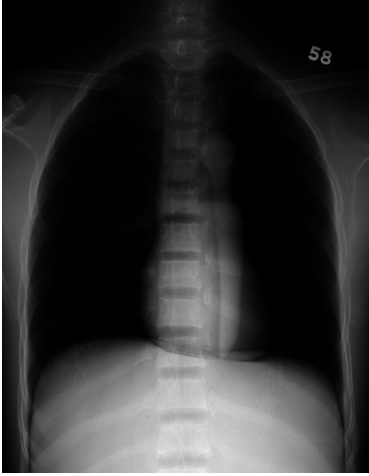
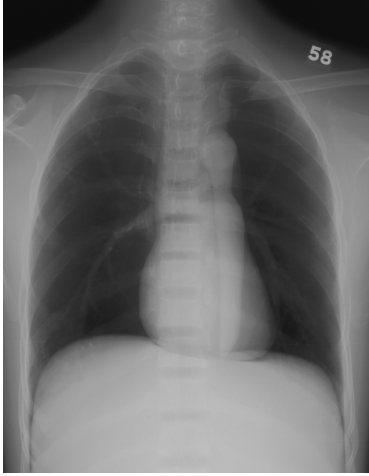
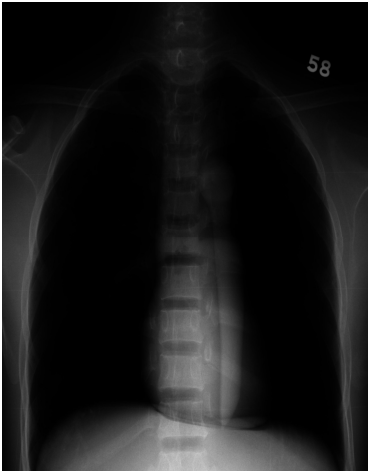
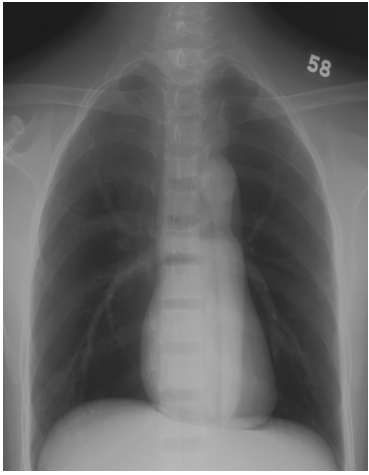
5.2 Bewertungen der belichtungskorrigierten Darstellungen simulierter pathologischer Lungenparenchymveränderungen


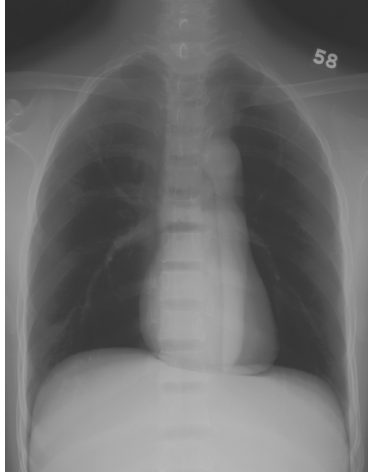
Die Ergebnisse der Bewertung normaler Thoraxstrukturen zeigen, dass die Bildgüteparameter sowohl in den Originalaufnahmen als auch den belichtungskorrigierten Röntgenbildern mit einem mAs-Produkt von 1,4 besser bewertet wurden, als in der zuvor festgelegten optimalen Röntgenaufnahme (Originalaufnahme: 1,0 mAs, 121,0 kV); daher sind die Belichtungskorrekturen für diese Belichtungsserien als noch nicht optimal einzuschätzen. Aus diesem Grund wurde die Röntgenthoraxaufnahme mit einem mAs-Produkt von 1,4 für die Bewertung simulierter pathologischer Lungenparenchymveränderungen für die VGA als optimale Aufnahme (Originalaufnahme: 1,4 mAs, 121,0 kV) festgelegt. Weiterhin wurden die mAs-Produkte für die Röntgenaufnahmen neu festgelegt (0,5, 0,71, 1,0, 1,4, 2,0, 2,8, 3,6, 4,5) und die Ratingskala neu definiert (s. Kap. 4.1.3.2 und 4.1.3.3). Die simulierten pathologischen Lungenparenchymveränderungen der Originalaufnahmen und der belichtungskorrigierten Röntgenbilder wurden somit für einen Dosisumfang mit einer 2,8 fachen Unterbelichtung und einer 3,2 fachen Überbelichtung bewertet.

Die Röntgenthoraxaufnahmen wurden mit dem neu entwickelten Korrekturverfahren belichtungskorrigiert. Beispiele der mit unterschiedlichen mAs-Produkten erstellten Originalaufnahmen und der zugehörigen belichtungskorrigierten Bilder sind in Tab. 5.2 gegenübergestellt (die LUT des Ausgabeprinters ist nicht bekannt und konnte somit für diese Darstellung nicht berücksichtigt werden). Die Originalaufnahmen und die belichtungskorrigierten Bilder des anthropomorphen Thoraxphantom wurden dann mittels VGA von 6 Radiologen im Vergleich zum ausgewählten optimalen Bild (Originalaufnahme bei 1,4 mAs, 121,0 kV) mit einer vorgegebenen Ratingskala bewertet und dann der VGAS errechnet.

Die Ergebnisse der Untersuchung für die Bewertung simulierter pathologischer Lungenparenchymveränderungen wurden im Folgenden so dargestellt, dass die VGAS's für die Originalaufnahme und für die belichtungskorrigierte Aufnahme eines mAs-Produktes gegenübergestellt werden.

mAs-Produkt	Röntgenthoraxaufnahme (original)	Röntgenthoraxaufnahme (belichtungskorrigiert)
0,5 mAs		
0,71 mAs		
1,0 mAs		

mAs-Produkt	Röntgenthoraxaufnahme (original)	Röntgenthoraxaufnahme (belichtungskorrigiert)
2,0 mAs		
2,8 mAs		
3,6 mAs		

mAs-Produkt	Röntgenthoraxaufnahme (original)	Röntgenthoraxaufnahme (belichtungskorrigiert)
4,5 mAs		

Tab. 5.2: Gegenüberstellung einer Belichtungsserie von Röntgenthoraxaufnahmen (original und belichtungskorrigiert) für die Bewertung der pathologischen Lungenparenchymveränderungen (TIFF-Bild). Die LUT des Ausgabeprinters wurde nicht berücksichtigt.

Die Ergebnisse der Bewertung simulierter pathologischer Lungenparenchymveränderungen wurden analog zu den Ergebnissen der Bewertung normaler Thoraxstrukturen so dargestellt, dass die berechneten VGAS's für die Originalaufnahmen und für die belichtungskorrigierten Röntgenbilder gegenübergestellt wurden.

Bewertung scharf berandeter pathologischer Rundherde

Die Bewertung scharf berandeter pathologischer Rundherde erfolgte an 3 simulierten Lungenparenchymveränderungen.

Wie die Ergebnisse der Bewertung zeigen (s. Abb. 5.7), wurden die simulierten scharf berandeten pathologischen Rundherde in den Originalaufnahmen mit einem mAs-Produkt von 1,0 (Ratingscore: +0,83) am besten bewertet, wobei für die korrespondierenden belichtungskorrigierten Bilder der Ratingscore um 1,22 Punkte auf -0,39 abfällt. In den belichtungskorrigierten Bildern mit einem mAs-Produkt von 2,0

(Ratingscore +0,44) wurden die simulierten scharf berandeten pathologischen Rundherde am besten bewertet.

Der Ratingscore für die belichtungskorrigierten Bilder verbesserte sich für die mAs-Produkte 0,71; 2,0; 2,8; 3,6 und 4,5 gegenüber den Originalaufnahmen. Dabei steigt der Ratingscore bei 2,8 mAs um 0,73 Punkte maximal und bei einem mAs-Produkt von 4,5 um 0,22 Punkte minimal.

Wie die Ergebnisse der Bewertung weiterhin zeigen, wurden die simulierten scharf berandeten pathologischen Rundherde in den Originalaufnahmen der mAs-Produkte 0,5 und 4,5 mit einem Score von -2,17 bzw. -2,11 und in den belichtungskorrigierten Bildern gleicher mAs-Produkte mit einem Score von -2,32 bzw. -1,89 am schlechtesten bewertet.

Zusammenfassung

Die Belichtungskorrektur einer Röntgenthoraxaufnahme mit simulierten scharf berandeten pathologischer Rundherden ist somit für einen Dosisumfang von 0,71 bis 4,5 mAs möglich, wobei der Ratingscore für die belichtungskorrigierten Bilder gegenüber den Originalaufnahmen bei einem mAs-Produkt von 1,0 gemindert wird. Die maximale Verbesserung durch die Belichtungskorrektur erfolgt für ein mAs-Produkt von 2,8; im Gegensatz dazu wird die bereits deutlich eingeschränkt Darstellung der simulierten scharf berandeten pathologischen Lungenrundherde in den Originalaufnahmen bei einem mAs-Produkt von 0,5 durch die Belichtungskorrektur zusätzlich negativ beeinflusst.

Bewertung

Ein Ratingscore nahe 0 („gleich gut diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) für Röntgenthoraxaufnahmen mit überlagerten scharf berandeten pathologischen Rundherden der mAs-Produkte 1,0 bis 3,6 zeigt, dass eine Korrektur in diesem Bereich gelingt. Eine klinisch noch sinnvolle Korrektur ist mit einem Ratingscore von -1,5 („schlechter diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) für Röntgenthoraxaufnahmen mit minimal 0,71 mAs möglich, da sich

hier das Entscheidungskriterium in Bezug auf die pathologische Struktur nach der Belichtungskorrektur von „deutlich schlechter diagnostizierbar“ zu „schlechter diagnostizierbar“ verbessert.

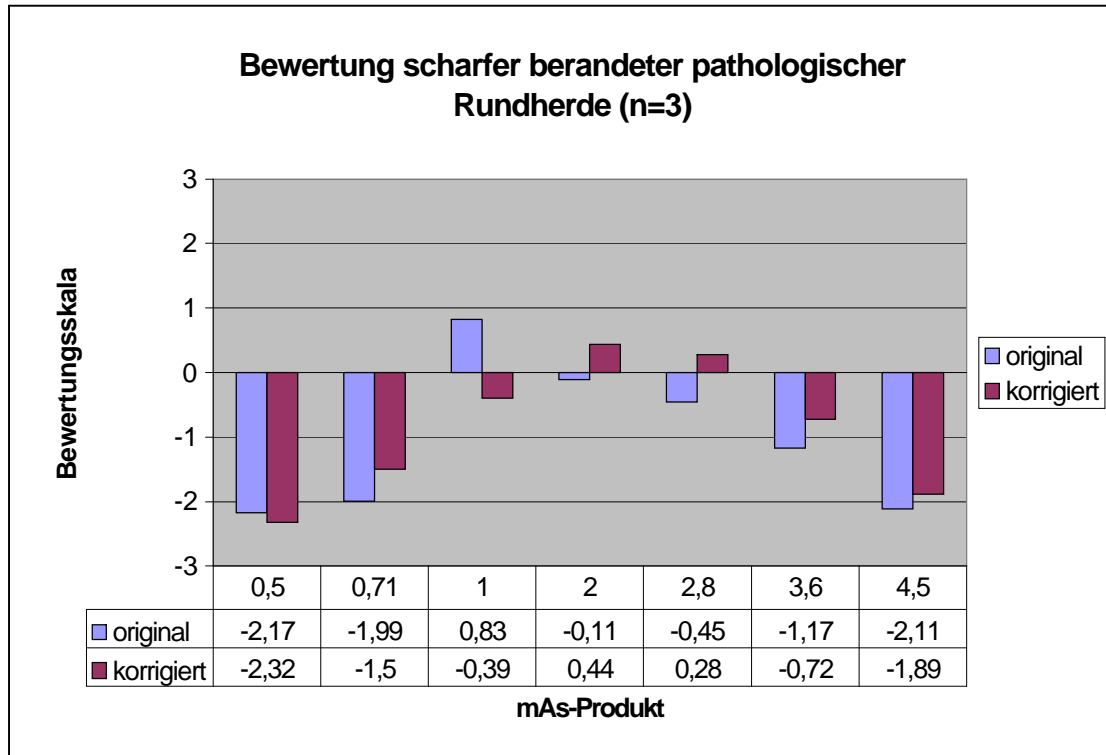


Abb. 5.7 : VGAS für die Bewertung scharf berandeter simulierter pathologischer Lungenrundherde

Bewertung unscharf berandeter pathologischer Rundherde

Die Bewertung unscharf berandeter pathologischer Rundherde erfolgte an 3 simulierten Lungenparenchymveränderungen.

Wie die Ergebnisse der Bewertung zeigen (s. Abb. 5.8), wurden die simulierten unscharf berandeten pathologischen Rundherde in den Originalaufnahmen mit einem mAs-Produkt von 2,0 (Ratingscore: -0,33) und in den belichtungskorrigierten Bildern mit einem mAs-Produkt von 0,71 (Ratingscore +1,55) am besten bewertet.

Der Ratingscore für die belichtungskorrigierten Bilder verbesserte sich für die mAs-Produkte 0,71; 1,0; 2,0; 2,8 und 4,5 gegenüber den Originalaufnahmen. Dabei steigt der Ratingscore bei 0,71 mAs um 4,49 Punkte maximal und bei einem mAs-Produkt von

4,5 um 0,22 Punkte minimal. Die Darstellung unscharf berandeter pathologischer Rundherde wurde für die Originalaufnahmen und die belichtungskorrigierten Bilder bei 3,6 mAs mit einem Ratingscore von -1,67 bzw. -1,72 annähernd gleich bewertet.

Wie die Ergebnisse der Bewertung weiterhin zeigen, wurden die simulierten scharf berandeten pathologischen Rundherde in den Originalaufnahmen mit einem mAs-Produkte von 4,5 mit einem Score von -2,66 und in den belichtungskorrigierten Bildern mit einem mAs-Produkt von 0,5 (Ratingscore -2,54) am schlechtesten bewertet.

Zusammenfassung

Die Belichtungskorrektur einer Röntgenthoraxaufnahme mit simulierten unscharf berandeten pathologischen Rundherden ist somit für einen Dosisumfang von 0,71 bis 4,5 mAs möglich, wobei der Ratingscore für die belichtungskorrigierten Bilder bei einem mAs-Produkt von 3,6 gegenüber den Originalaufnahmen nicht verbessert wird. Die maximale Verbesserung durch die Belichtungskorrektur erfolgt für ein mAs-Produkt von 0,71; im Gegensatz dazu wird die bereits deutlich eingeschränkt Darstellung der simulierten scharf berandeten pathologischen Lungenrundherde in den Originalaufnahmen mit einem mAs-Produkt von 0,5 durch die Belichtungskorrektur zusätzlich negativ beeinflusst.

Bewertung

Ein Ratingscore nahe 0 („gleich gut diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) für Röntgenthoraxaufnahmen mit überlagerten unscharf berandeten pathologischen Rundherden der mAs-Produkte 0,71 bis 2,8. zeigt, dass eine Korrektur in diesem Bereich gelingt. Eine klinisch sinnvolle Korrektur ist für Röntgenthoraxaufnahmen bei 3,6 mAs mit einem Ratingscore von -1,72 („deutlich schlechter diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) nicht mehr möglich, da sich gegenüber der Originalaufnahme das Bewertungskriterium nicht verbessert.

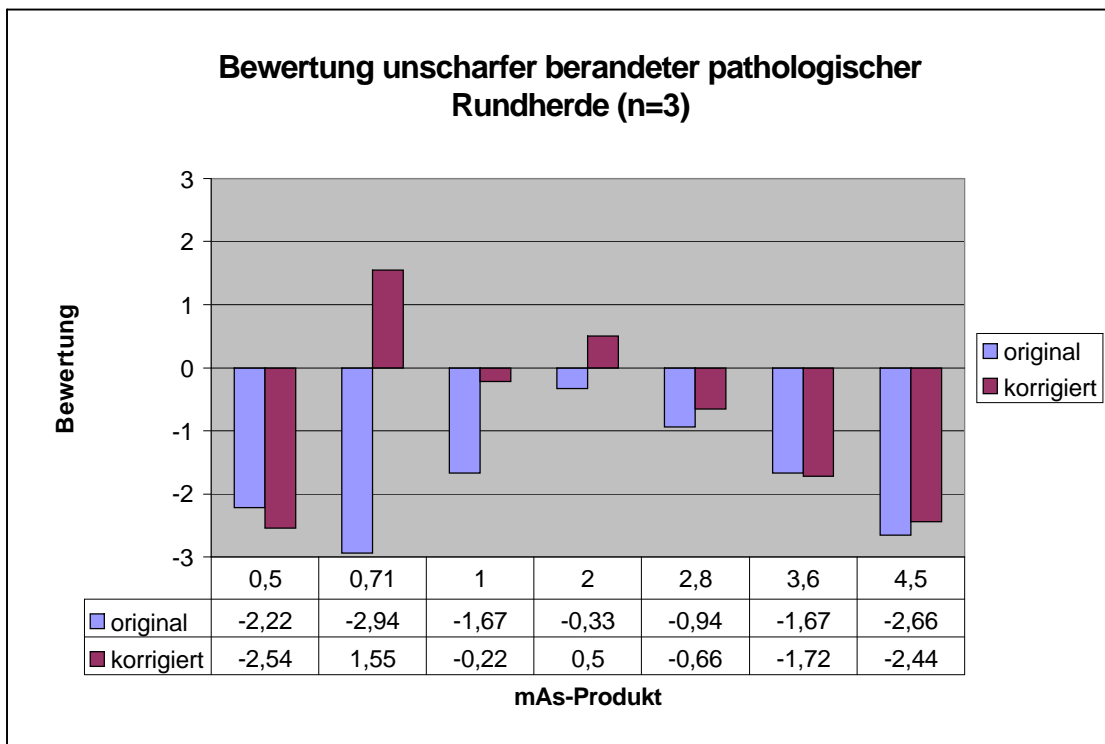


Abb. 5.8 : VGAS für die Bewertung unscharf berandeter simulierter pathologischer Lungenrundherde

Bewertung feinnodulärer pathologischer Strukturen

Die Bewertung feinnodulärer pathologischer Strukturen erfolgte an 3 simulierten Lungenparenchymveränderungen.

Wie die Ergebnisse der Bewertung zeigen (s. Abb. 5.9), wurden die feinnodulären pathologischen Strukturen in den Originalaufnahmen mit einem mAs-Produkt von 2,8 (Ratingscore: -0,33) und in den belichtungskorrigierten Bildern mit einem mAs-Produkt von 2,0 und 2,8 (Ratingscore +0,72) am besten bewertet.

Der Ratingscore für die belichtungskorrigierten Bilder verbesserte sich für alle mAs-Produkte gegenüber dem Score der Originalaufnahmen. Dabei steigt der Ratingscore bei 2,0 mAs um 1,39 Punkte maximal und bei einem mAs-Produkt von 0,5 um 0,13 Punkte minimal.

Wie die Ergebnisse der Bewertung weiterhin zeigen, wurden die feinnodulären pathologischen Strukturen in den Originalaufnahmen bei einem mAs-Produkte von 0,5 und 0,71 mit einem Score von -2,68 bzw. -2,73 und in den belichtungskorrigierten Bildern mit einem mAs-Produkte von 0,5 (Ratingscore -2,5) am schlechtesten bewertet.

Zusammenfassung

Die Belichtungskorrektur einer Röntgenthoraxaufnahme mit überlagerten feinnodulären pathologischen Strukturen ist somit für einen Dosisumfang von 0,5 bis 4,5 mAs möglich. Die maximale Verbesserung durch die Belichtungskorrektur erfolgt für ein mAs-Produkt von 2,0; wobei selbst für ein mAs-Produkt von 4,5 der Ratingscore für die belichtungskorrigierten Bilder gegenüber den Originalaufnahmen um 1,27 Punkte verbessert wurde.

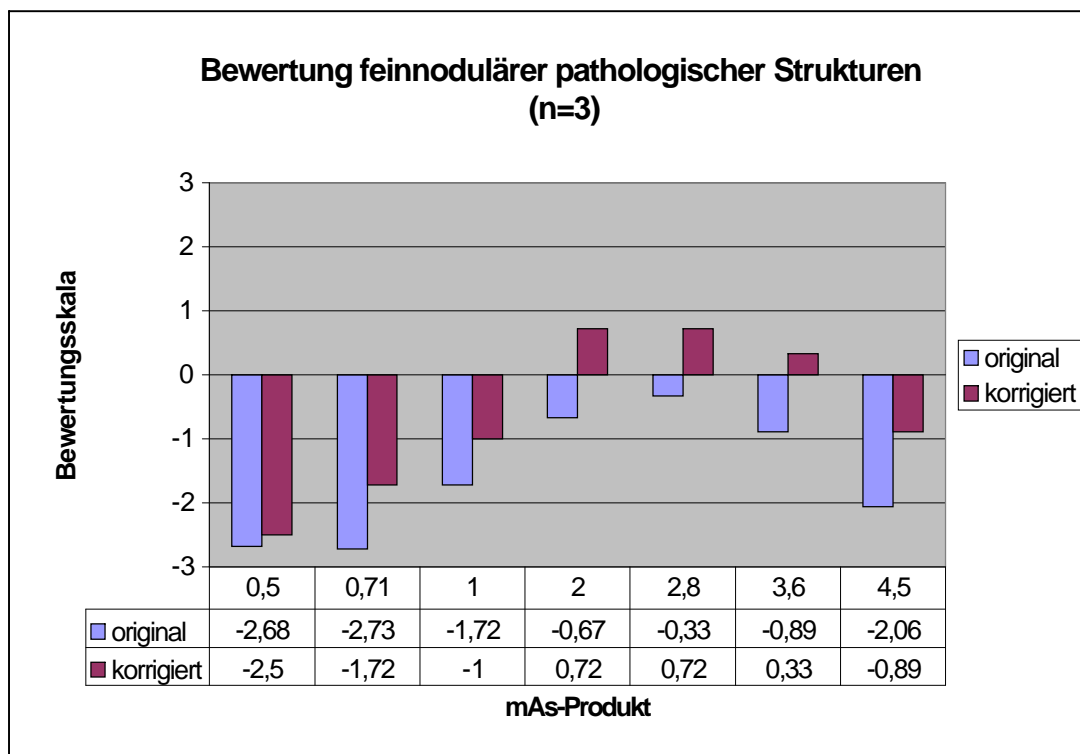


Abb. 5.9 : VGAS für die Bewertung feinnodulärer simulierter pathologischer Lungenrundherde

Bewertung

Ein Ratingscore nahe 0 („gleich gut diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) oder besser für Röntgenthoraxaufnahmen mit überlagerten feinnodulären pathologischen Strukturen der mAs-Produkte 2,0 bis 4,5 zeigt, dass eine Korrektur in diesem Bereich gelingt. Eine klinisch sinnvolle Korrektur ist mit einem Ratingscore von -1,0 („schlechter diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) für Röntgenthoraxaufnahmen mit 1,0 mAs grenzwertig möglich, und könnte für Röntgenthoraxaufnahmen mit einem mAs-Produkt von 0,71 in Erwägung gezogen werden, da sich hier das Entscheidungskriterium in Bezug auf die pathologische Struktur nach der Belichtungskorrektur von „nicht diagnostizierbar“ zu „deutlich schlechter diagnostizierbar“ verbessert.

Bewertung retikulärer pathologischer Strukturen

Die Bewertung retikulärer pathologischer Strukturen erfolgte ebenfalls an 3 simulierten Lungenparenchymveränderungen.

Wie die Ergebnisse der Bewertung zeigen (s. Abb. 5.10), wurden die retikulären pathologischen Strukturen in den Originalaufnahmen mit einem mAs-Produkt von 2,0 (Ratingscore: -0,89) und in den belichtungskorrigierten Bildern mit einem mAs-Produkt von 2,0 (Ratingscore +0,44) am besten bewertet.

Der Ratingscore für die belichtungskorrigierten Bilder verbesserte sich für alle mAs-Produkte gegenüber den Originalaufnahmen. Dabei steigt der Ratingscore bei 0,71 mAs um 1,44 Punkte maximal und bei einem mAs-Produkt von 0,5 um 0,12 Punkte minimal.

Wie die Ergebnisse der Bewertung weiterhin zeigen, wurden die retikulären pathologischen Strukturen in den Originalaufnahmen mit einem mAs-Produkte von 0,5 und 0,71 mit einem Score von -2,67 bzw. -2,83 und in den belichtungskorrigierten Bildern mit einem mAs-Produkte von 0,5 (Ratingscore -2,55) am schlechtesten bewertet

(keine Darstellung der zur Simulation verwendeten retikulärer Strukturen bei einem mAs-Produkt von 0,5 und somit auch nach Korrektur keine Darstellung).

Zusammenfassung

Die Belichtungskorrektur einer Röntgenthoraxaufnahme mit simulierten retikulären pathologischer Strukturen ist somit für einen Dosisumfang von 0,5 bis 4,5 mAs möglich. Die maximale Verbesserung durch die Belichtungskorrektur erfolgt für ein mAs-Produkt von 0,71.

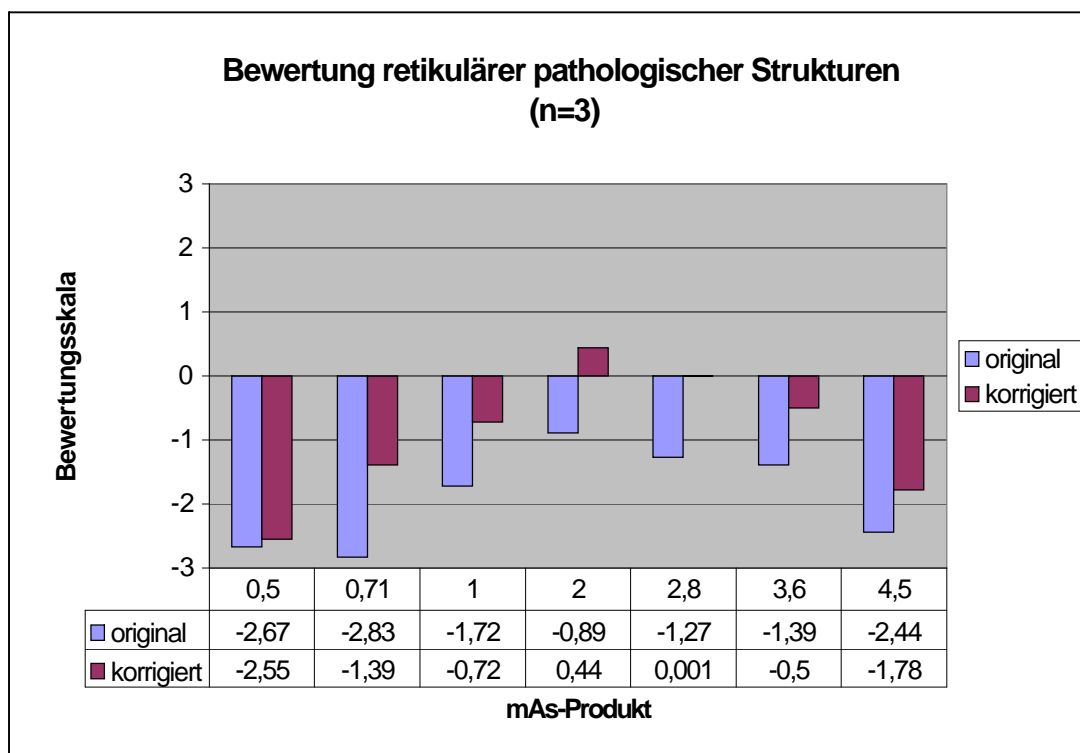


Abb. 5.10: VGAS für die Bewertung retikulärer simulierter pathologischer Lungenrundherde

Bewertung

Ein Ratingscore nahe 0 („gleich gut diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) oder besser für Röntgenthoraxaufnahmen mit überlagerten retikulären pathologischen Strukturen der mAs-Produkte 2,0 bis 3,6. zeigt, dass eine Korrektur in diesem Bereich gelingt. Eine klinisch sinnvolle Korrektur ist mit einem Ratingscore von

-0,72 bzw. -1,39 („schlechter diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) für Röntgenthoraxaufnahmen mit 0,71 mAs bzw. 1,0 mAs grenzwertig möglich, da sich hier das Entscheidungskriterium in Bezug auf die pathologische Struktur nach der Belichtungskorrektur von „nicht diagnostizierbar“ zu „schlechter diagnostizierbar“ für das mAs-Produkt 0,71 bzw. „deutlich schlechter diagnostizierbar“ zu „schlechter diagnostizierbar“ für das mAs-Produkt 1,0 verbessert. Für Röntgenthoraxaufnahmen mit 4,5 mAs und einem Ratingscore von -1,78 („deutlich schlechter diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) ist dies nicht mehr möglich, da sich in Bezug auf das Entscheidungskriterium keine Verbesserung ergibt.

Bewertung linearer pathologischer Strukturen

Die Bewertung linearer pathologischer Strukturen erfolgte an 2 simulierten Lungenparenchymveränderungen.

Wie die Ergebnisse der Bewertung zeigen (s. Abb. 5.11), wurden die linearen pathologischen Strukturen für die Originalaufnahmen bei einem mAs-Produkt von 2,8 (Ratingscore: -0,25) und für die belichtungskorrigierten Bildern bei einem mAs-Produkt von 2,0 (Ratingscore +0,5) am besten bewertet.

Der Ratingscore für die belichtungskorrigierten Bilder verbesserte sich für die mAs-Produkte 0,71; 1,0; 2,0; 2,8 und 3,6 gegenüber den Originalaufnahmen. Dabei steigt der Ratingscore bei 0,71 mAs um 1,17 Punkte maximal und bei einem mAs-Produkt von 2,8 um 0,42 Punkte minimal.

Wie die Ergebnisse der Bewertung weiterhin zeigen, wurden die linearen pathologischen Strukturen in den Originalaufnahmen bei 0,71 mAs mit einem Score von -2,67 am schlechtesten bewertet.

Zusammenfassung

Die Belichtungskorrektur einer Röntgenthoraxaufnahme mit simulierten linearen pathologischer Strukturen ist somit für einen Dosisumfang von 0,71 mAs bis 3,6 mAs

möglich. Dabei erfolgt die maximale Verbesserung die Belichtungskorrektur für ein mAs-Produkt von 0,71. Die Darstellung linearer pathologischer Strukturen wurde für die Originalaufnahmen und die belichtungskorrigierten Bilder bei einem mAs-Produkten 0,5 und 4,5 mAs mit einem Ratingscore von -2,33 bzw. -1,75 gleich bewertet.

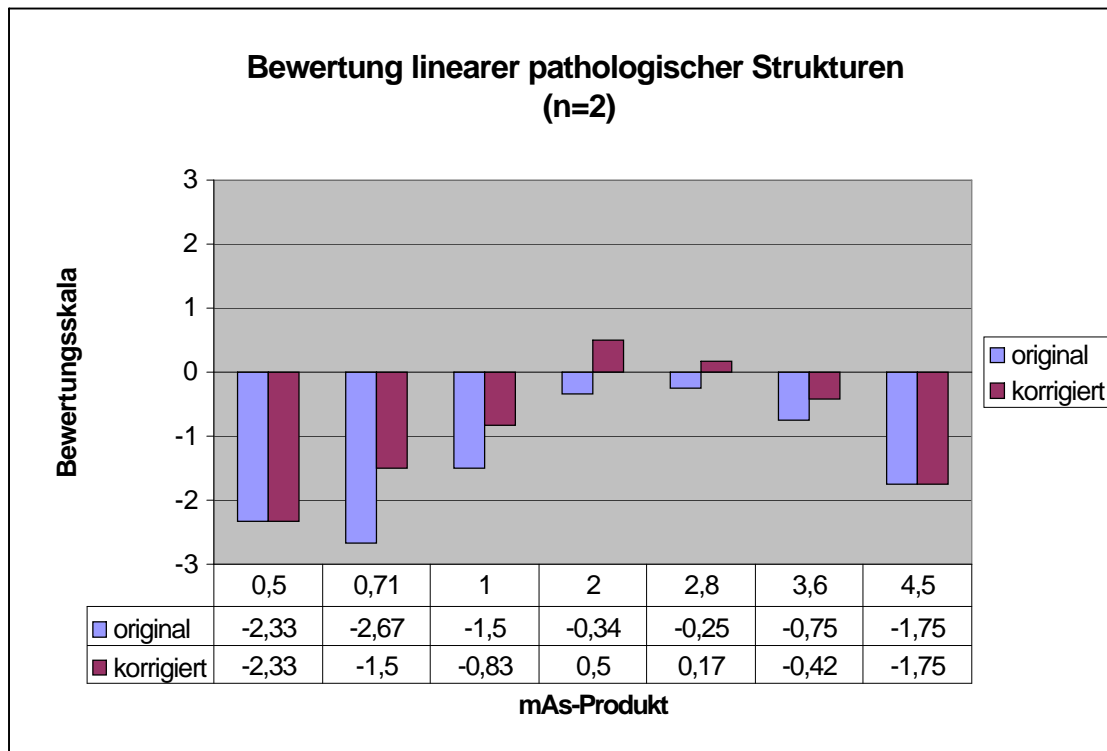


Abb. 5.11 : VGAS für die Bewertung linearer simulierter pathologischer Lungenrundherde

Bewertung

Ein Ratingscore nahe 0 („gleich gut diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) oder besser für Röntgenthoraxaufnahmen mit überlagerten linearen pathologischen Strukturen der mAs-Produkte 2,0 bis 3,6 zeigt, dass eine Korrektur in diesem Bereich gelingt. Eine klinisch sinnvolle Korrektur ist mit einem Ratingscore von -0,83 („schlechter diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) für Röntgenthoraxaufnahmen mit 1,0 mAs grenzwertig möglich und könnte auch für Röntgenthoraxaufnahmen mit einem mAs-Produkt von 0,71 in Erwägung gezogen werden, da sich hier das Entscheidungskriterium in Bezug auf die pathologische

Struktur nach der Belichtungskorrektur von „deutlich schlechter diagnostizierbar“ zu „schlechter diagnostizierbar“ verbessert. Für Röntgenthoraxaufnahmen mit einem mAs-Produkt von 4,5 mAs und einem Ratingscore von -1,75 („deutlich schlechter diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) ist die Belichtungskorrektur nicht mehr möglich, da sich in Bezug auf das Entscheidungskriterium keine Verbesserung ergibt.

Bewertung homogener pathologischer Strukturen

Die Bewertung homogener pathologischer Strukturen erfolgte an 2 simulierten Lungenparenchymveränderungen.

Wie die Ergebnisse der Bewertung zeigen (s. Abb. 5.12), wurden die simulierten homogenen pathologischen Rundherde für die Originalaufnahmen bei einem mAs-Produkt von 2,8 (Ratingscore: -0,25) und für die belichtungskorrigierten Bilder bei einem mAs-Produkt von 2,0 (Ratingscore +0,84) am besten bewertet.

Der Ratingscore für die belichtungskorrigierten Bilder verbesserte sich für die mAs-Produkte 0,71; 2,0; 2,8; 3,6 und 4,5 gegenüber den Originalaufnahmen. Dabei steigt der Ratingscore bei 0,71 mAs um 1,25 Punkte maximal und bei einem mAs-Produkt von 4,5 um 0,16 Punkte minimal. Bei einem mAs-Produkt von 0,5 sinkt er hingegen um 0,42.

Wie die Ergebnisse der Bewertung weiterhin zeigen, wurden die simulierten homogenen pathologischen Strukturen in den Originalaufnahmen mit einem mAs-Produkte 0,71 mit einem Score von -2,5 und in den belichtungskorrigierten Bildern mit einem mAs-Produkt von 0,5 mit einem Score von -2,17 am schlechtesten bewertet.

Zusammenfassung

Die Belichtungskorrektur einer Röntgenthoraxaufnahme mit simulierten homogenen pathologischer Strukturen ist somit für einen Dosisumfang von 0,71 bis 4,5 mAs möglich. Die maximale Verbesserung durch die Belichtungskorrektur erfolgt für ein

mAs-Produkt von 0,71; im Gegensatz dazu wird die Darstellung der simulierten homogenen pathologischen Lungenherde in den Originalaufnahmen mit einem mAs-Produkt von 0,5 durch die Belichtungskorrektur zusätzlich negativ beeinflusst.

Bewertung

Ein Ratingscore nahe 0 („gleich gut diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) oder besser für Röntgenthoraxaufnahmen mit überlagerten homogenen pathologischen Strukturen der mAs-Produkte 1,0 bis 3,6 zeigt, dass eine Korrektur in diesem Bereich gelingt. Eine klinisch sinnvolle Korrektur ist mit einem Ratingscore von -1,25 („schlechter diagnostizierbar“ wie im normal belichteten Referenzbild) für Röntgenthoraxaufnahmen mit 0,71 mAs möglich, da sich hier das Entscheidungskriterium in Bezug auf die pathologische Struktur nach der Belichtungskorrektur von „deutlich schlechter diagnostizierbar“ zu „schlechter diagnostizierbar“ verbessert. Für Röntgenthoraxaufnahmen mit 4,5 mAs und einem Ratingscore von -1,59 ist die Belichtungskorrektur nicht möglich, da sich keine Verbesserung in Bezug auf das Entscheidungskriterium ergibt.

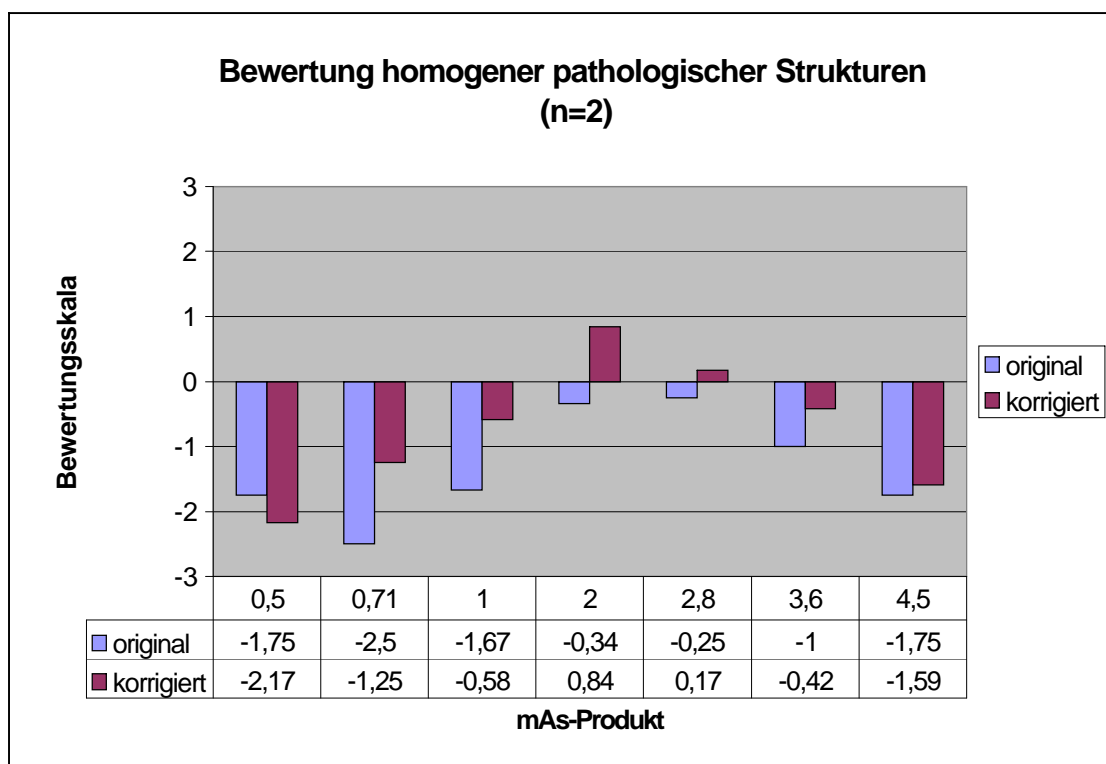


Abb. 5.12 : VGAS für die Bewertung homogener simulierter pathologischer Lungenrundherde

6 Diskussion

Das in dieser Arbeit vorgestellte und erprobte nichtlineare Korrekturverfahren zur Nachbearbeitung unter- und überexponierter Röntgenaufnahmen wurde in seiner Anwendbarkeit klinisch (Untersuchungen unter Verwendung eines anthropomorphen Thoraxphantoms mit überlagerten simulierten pathologischen Lungenparenchymveränderungen) untersucht. Dabei konnte durch den gezielten Einsatz entsprechender Hardware der Informationsverlust im Verlauf der Verarbeitungskette minimiert werden. Insbesondere durch den hochwertigen Trommelscanner konnte ein hohes Auflösungsvermögen des eingescannten und digitalisierten Bildes erreicht werden [Hoe97]. Die Besonderheit der Software liegt in der nichtlinearen Korrektur der fehlbelichteten Bilder [Hoe03]. Im Gegensatz zu den üblichen Bildverarbeitungsverfahren, wie der Verschiebung (center) und Spreizung (width) der Grauwerte [Ang05], wird in diesem neuen Programm die Kenntnis der charakteristischen Kurve des Film-Folien-Systems ausgenutzt, um die Röntgenbilder nichtlinear zu korrigieren.

6.1 Klinische Bewertung (anatomische Strukturen)

Die Ergebnisse der Bewertung der Bildgüteparameter zeigen, dass sowohl der Absorptionsumfang, die Gesamthelligkeit, die Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger und hoher optischer Dichte, die Kontrastwiedergabe hochaufgelöster Strukturen und die visuelle Strukturerkennbarkeit der nachbearbeiteten Röntgenthoraxaufnahmen im Vergleich zum Normbild (121,0 kV, 1,0 mAs) verbessert werden können. Eine sinnvolle Korrektur ist bei unterexponierten Röntgenthoraxaufnahmen bis zu einem mAs-Produkt von 0,71 mAs möglich. Für überexponierte Röntgenthoraxaufnahmen kann eine Korrektur für mAs-Produkte zwischen 2,8 und 5,0 erfolgen. Aufnahmen mit einer um 30 % reduzierten Dosis oder einer über 200 % erhöhten Dosis können somit korrigiert werden.

Für Röntgenthoraxaufnahmen der Belichtungsstufe 1,4 mAs werden die Bildgüteparameter durch das Korrekturverfahren in ihrer visuellen Darstellung negativ beeinflusst, da in Zusammenschau der Bewertungsergebnisse hier bereits die optimale Darstellung anatomischer Strukturen erfolgt. Die Belichtungskorrektur wäre für diese Röntgenthoraxbilder nicht nötig, da eine Befundung durch den Radiologen sehr gut durchgeführt werden könnte.

6.2 Klinische Bewertung (pathologische Strukturen)

Die Bewertung pathologischer Strukturen zeigt, dass durch die Belichtungskorrektur eine deutliche Verbesserung der visuellen Darstellbarkeit aller gewählten pathologischen Strukturen im Vergleich zum Normbild (121,0 kV, 1,4 mAs) erfolgt.

Unterexponierte Röntgenthoraxaufnahmen können bis zu einem mAs-Produkt von 0,71 mAs sinnvoll korrigiert werden, da sich gegenüber der nicht belichtungskorrigierten Originalaufnahme die Entscheidungsfindung in Bezug auf das pathologische Substrat deutlich verbessert. Dies zeigt sich für „unscharf berandete“ simulierte pathologische Lungenparenchymveränderungen besonders deutlich, ist aber ebenso für „feinnoduläre“, „retikuläre“, „lineare“ und „homogen“ simulierte pathologische Lungenparenchymveränderungen nachzuweisen. Die Korrektur kann somit für Röntgenthoraxaufnahmen mit einer bis zu 50% reduzierten Dosis erfolgen. Die Minderung der Detailerkennbarkeit, insbesondere in hellen Bereichen, bedingt durch eine Erhöhung des Bildrauschens sowie die sinkende Kantenschärfendarstellung durch die Verwendung der Filterung, muss dabei in Kauf genommen werden.

Für den Bereich der Überexposition ist die Korrektur bis zu einem mAs-Produkt von 3,6 mAs (Dosis 260 % erhöht) möglich. Für „feinnoduläre“ simulierte pathologische Lungenparenchymveränderungen könnten Röntgenthoraxaufnahmen mit einer Belichtungsstufe von bis zu 4,5 mAs (Dosis 320 % erhöht) sinnvoll korrigiert werden. Die Möglichkeit der Kompensation in diesem Bereich ist im Hinblick auf die bereits erhöhte Strahlenexposition des Patienten besonders hervorzuheben.

6.3 Fehlerbetrachtung

Im Folgenden sollen Einflussmöglichkeiten diskutiert werden, die zu einer Unsicherheit der gewonnenen Daten geführt haben können. Dazu wurden wie in Kap. 4.1 dargelegt für knöcherne und fettreiche Strukturen die Äquivalentkurven bestimmt. In Abb. 6.1 sind die charakteristische Kurve einer FFK, die Äquivalentkurve für knöcherne Strukturen und die Äquivalentkurve für Strukturen mit einem hohen Fettanteil überlagert dargestellt.

Aus der maximalen Abweichung der OD der Äquivalentkurve knöcherner Strukturen und der Äquivalentkurve für Strukturen mit einem hohen Fettanteil von den OD der charakteristischen Kurve der verwendeten FFK bestimmt nach DIN 6867-1 [DIN97] konnte dann der maximale Fehler für die OD im Bereich des Schleiers, des linearen Anteils und der Schulter berechnet werden. In Tab. 6.1 und Tab. 6.2 ist dieser für die genannten Bereiche dargestellt.

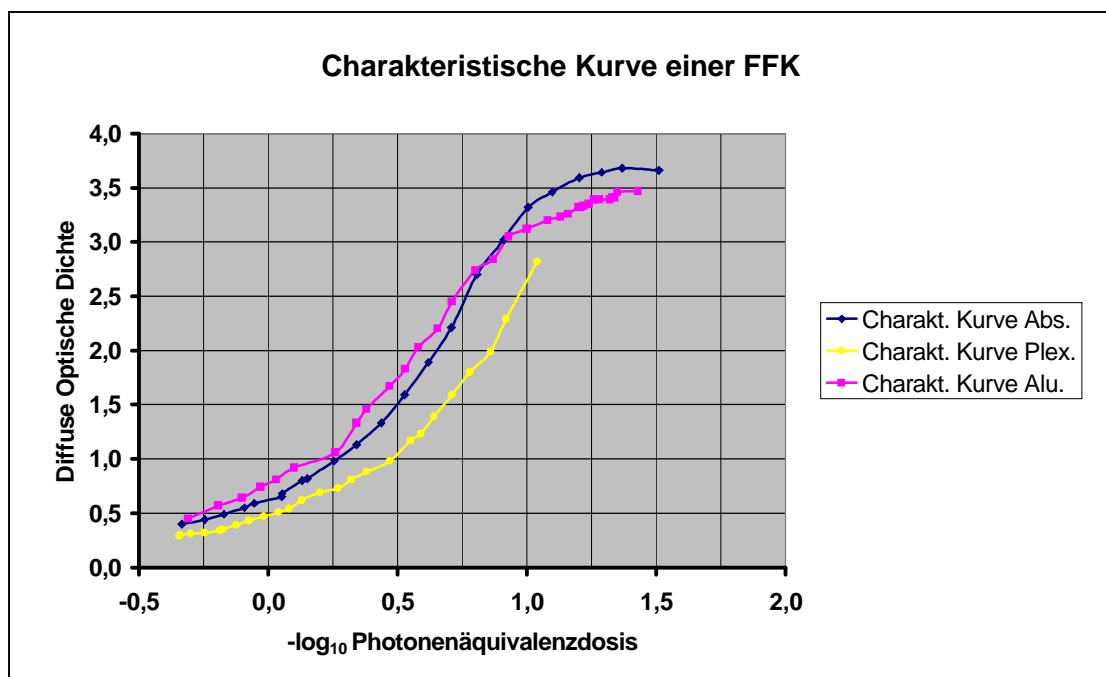


Abb. 6.1: Charakteristische Kurven der FFK Kodak INSIGHT VHC Thoracic Imagin Film/4138 gemessen nach DIN 6867-1 (Abstand, Abs.), unter Verwendung von Aluminium als Knochenäquivalent (Alu.) und unter Verwendung von Plexiglas als Fettäquivalent (Plex.) zur Abschätzung des maximalen Fehlers der optischen Dichte für die Bereiche Schleier, linearen Anteil und Schulter

Photonenäquivalenzdosis [Sv]	Optische Dichte		Maximaler Fehler [%]
	Charakteristische Kurve (Abstand)	Äquivalentkurve f. Knöch. Strukturen	
$-\log_{10} H_x$			
-0,25	0,44	0,48	9,09
0,5	1,59	1,76	10,7
1,0	3,3	3,19	3,33

Tab. 6.1: Maximaler Fehler der optischen Dichte für knöcherne Strukturen für die Bereiche Schleier, linearen Anteil und Schulter

Photonenäquivalenzdosis [Sv]	Optische Dichte		Maximaler Fehler [%]
	Charakteristische Kurve (Abstand)	Äquivalentkurve f. fetttr. Strukturen	
$-\log_{10} H_x$			
-0,25	0,44	0,39	11,36
0,5	1,59	1,21	23,9
1,0	3,3	2,85	13,63

Tab. 6.2: Maximaler Fehler der optischen Dichte für fettreiche Strukturen für die Bereiche Schleier, linearen Anteil und Schulter

Die maximale Abweichung der OD für knöcherne Strukturen und fettreiche Strukturen liegt sowohl für knöcherne als auch fettreiche Strukturen im linearen Anteil der charakteristischen Kurve der FFK. Dabei berechnete sich ein maximaler Fehler für knöcherne Struktur von 10,7 Prozent und für fettreiche Strukturen von 23,9 Prozent. Die Korrektur entspricht somit nicht der optimal möglichen Korrektur. Je nach Gewebe kann bis zu 24% über- oder 11% unterkorrigiert werden.

6.4 Gesamtbetrachtung

Mit Hilfe des im Rahmen dieser Arbeit vorgestellten und klinisch getesteten Nachbearbeitungsverfahrens kann die Korrektur von unter- und überexponierten Röntgenthoraxaufnahmen erfolgen. Bei diesem Optimierungsverfahren werden die Grauwerte in den mittleren Bereich der charakteristischen Kurve der FFK transferiert. Im Gegensatz zu anderen Korrekturverfahren bleibt der Dynamikumfang im Prinzip erhalten und die Bildschwärzung wird in den optimalen Bereich der Gradationskurve verschoben und es kommt zudem bis zu definierten Dosiswerten zu einer Kontrastanhebung.

Die Bildgüte der konventionellen Röntgenthoraxaufnahme wird durch das Verfahren für die Parameter „Absorptionsumfang“, „Gesamthelligkeit“, „Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger und hoher optischer Dichte“, „Kontrast hochaufgelöster Strukturen“ und die „Visuelle Strukturerkennbarkeit“ verbessert. Die visuelle Darstellbarkeit pathologischer Strukturen kann durch das Verfahren in einem breiten Dosisbereich verbessert werden.

Die Korrektur kann sowohl für anatomische als auch pathologische Strukturen bis zu einer minimalen Belichtungsstufe von 0,71 mAs erfolgen. Dies würde einer Dosisersparung von 50 % pro Röntgenaufnahme (Empfehlung Bundesärztekammer: 125 kV, 1,0-1,5 mAs für Röntgenthoraxaufnahmen [Bun95]) entsprechen. Für die Beantwortung klinischer Fragestellungen zur Beurteilung knöcherner Strukturen, z.B. Stellung von Frakturenden, könnten wahrscheinlich Röntgenaufnahmen von einer minimalen Belichtungsstufe bis zu 0,5 mAs korrigiert werden. Die Optimierung überexponierter Röntgenthoraxaufnahmen kann bis zu einer maximalen Belichtungsstufe von 3,6 mAs erfolgen, was es ermöglichen würde, Aufnahmen zu korrigieren, die bis zu 260 % überbelichtet sind.

Der im einleitenden Teil der Arbeit diskutierte Beitrag zur Senkung der Strahlenexposition kann demnach durch dieses Verfahren geleistet werden.

7 Zusammenfassung

Der Anteil projektionsradiographischer Untersuchungen unter Verwendung von Film-Folien-Systemen wird in Deutschland mit 50 % - 60 % angegeben. Eine Erhöhung der Strahlenbelastung für die Bevölkerung ergibt sich dabei aus dem wiederholten Röntgen der etwa 5 bis 10% fehlbelichteten Aufnahmen.

In der vorliegenden Arbeit wird ein neues Verfahren zur nichtlinearen Korrektur über- und unterexponierter konventioneller Röntgenaufnahmen vorgestellt. Die Anwendbarkeit dieses Korrekturverfahrens wird klinisch überprüft. Dazu wird ein anthropomorphes Thoraxphantom, dem zusätzlich pathologische Lungenparenchymveränderungen überlagert wurden, geröntgt. Die Strahlendosis wird dabei durch Variation des Röhrenstroms, bei konstanter Röhrenspannung, im Sinne einer Über- und Unterexposition nach einem vorab festgelegten Schema verändert. Alle Röntgenaufnahmen werden dann mit einem hochauflösenden Trommelscanner so digitalisiert, dass Ortsfrequenzen bis zu 5 mm^{-1} verlustfrei dargestellt werden. Die digitalisierten Aufnahmen werden dann mit einer neu entwickelten Software belichtungskorrigiert. Dabei wird über die Antwortfunktion des Scanners und über die im Rahmen dieser Arbeit experimentell bestimmte charakteristische Kurve der verwendeten Film-Folien-Kombination jeder Grauwert in einen Dosiswert umgerechnet. Anschließend erfolgt eine Korrektur aller Dosiswerte mit einem Multiplikator, der sich aus dem Fehler der Belichtung ergibt. Die korrigierten Dosiswerte werden dann in optische Dichten rücktransformiert. Dabei bleibt im Gegensatz zu anderen Korrekturverfahren der Dynamikumfang erhalten und die Bildschwärzung wird in den optimalen Bereich der Gradationskurve verschoben. Anschließend werden die belichtungskorrigierten Aufnahmen ausgedruckt.

7 konventionelle Aufnahmen des anthropomorphen Thoraxphantom mit überlagerten pathologischen Lungenparenchymveränderungen wurden mit 7 Dosisstufen zwischen 0,5 mAs und 5,0 mAs geröntgt und die Bildgüteparameter Absorptionsumfang, Gesamthelligkeit, Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger und hoher optischer Dichte, Kontrast für hochaufgelöste Strukturen sowie visuelle Strukturerkennbarkeit anhand festgelegter anatomischer Strukturen in den belichtungskorrigierten Bilder von

Radiologen bewertet und mit dem korrekt belichteten Originalbild (Normbild 1,0 mAs) verglichen. Für die Bewertung pathologischer Strukturen wurden 80 konventionelle Röntgenaufnahmen des anthropomorphen Thoraxphantom mit überlagerten Lungenparenchymveränderungen erneut geröntgt. 8 Dosisstufen zwischen 0,5 mAs und 4,5 mAs wurden ebenso neu festgelegt. Die belichtungskorrigierten Bilder wurden dann von 6 Radiologen hinsichtlich der Erkennbarkeit der pathologischer Strukturen bewertet und mit der korrekt belichteten Originalaufnahme (Normbild 1,4 mAs) verglichen.

Die Ergebnisse zeigen, dass Röntgenaufnahmen des Thorax mit überlagerten pathologischen Lungenparenchymveränderungen in einem Dosisbereich von 0,71 mAs bis 3,6 mAs durch das vorgestellte Korrekturverfahren so optimiert werden, dass anatomischen und pathologische Strukturen durch den Radiologen sicher bewertet werden konnten. Damit war es möglich Röntgenaufnahmen des Thorax mit einer um 50% reduzierten Dosis oder einer bis zu 260 % erhöhten Dosis für die radiologische Befundung nutzbar zu machen.

Anhang

Anhang 1: Kommentierte Auszüge aus dem IDL-Softwareprogramm zur Belichtungskorrektur fehlbelichteter Röntgenaufnahmen

Die Kommentare sind jeweils durch „;“ gekennzeichnet

```
pro fehlbelichtete_bilder_optimieren_39441_n
```

```
; Abfrage der Zeit
```

```
zeit1 = systime ()
```

```
; Auswahl des umzurechnenden Bildes
```

```
name = dialog_pickfile (get_path = pfad)
```

```
; Einlesen des Bildes
```

```
bild_e = read_tiff(name)
```

```
bild_e = uint(bild_e)
```

```
; Bestimmen Bildgröße
```

```
s_e = size (bild_e)
```

```
; Array für Zwischenbild
```

```
bild_g = uintarr(s_e(1),s_e(2))
```

```
; Abfrage Verschiebungsfaktor
```

```
vers = 0.0
```

```
read, prompt ='Verschiebungsfaktor?', vers
```

```
; Eingabe charakteristische Kurve der FFK
```

```
daten = fltarr(2,24)
```

```
daten(0:1,23)=[ 3.69, 1147.1 * 0.0282348]
```

```
daten(0:1,22)=[ 3.68, 825.9 * 0.0282348]
```

```
daten(0:1,21)=[ 3.64, 686.7 * 0.0282348]
```

```
daten(0:1,20)=[ 3.59, 564.2 * 0.0282348]
```

```
daten(0:1,19)=[ 3.46, 444.1 * 0.0282348]
```

```
daten(0:1,18)=[ 3.32, 358.0 * 0.0282348]
```

```
daten(0:1,17)=[ 3.02, 288.2 * 0.0282348]
```

```
daten(0:1,16)=[ 2.70, 227.3 * 0.0282348]
```

```

daten(0:1,15)=[ 2.21, 180.7 * 0.0282348]
daten(0:1,14)=[ 1.89, 147.2 * 0.0282348]
daten(0:1,13)=[ 1.56, 119.2 * 0.0282348]
daten(0:1,12)=[ 1.33, 96.81 * 0.0282348]
daten(0:1,11)=[ 1.13, 77.62 * 0.0282348]
daten(0:1,10)=[ 0.98, 63.80 * 0.0282348]
daten(0:1, 9)=[ 0.82, 50.10 * 0.0282348]
daten(0:1, 8)=[ 0.80, 47.87 * 0.0282348]
daten(0:1, 7)=[ 0.68, 40.02 * 0.0282348]
daten(0:1, 6)=[ 0.65, 35.84 * 0.0282348]
daten(0:1, 5)=[ 0.59, 31.21 * 0.0282348]
daten(0:1, 4)=[ 0.55, 28.61 * 0.0282348]
daten(0:1, 3)=[ 0.49, 23.83 * 0.0282348]
daten(0:1, 2)=[ 0.44, 20.11 * 0.0282348]
daten(0:1, 1)=[ 0.4, 16.35 * 0.0282348]
daten(0:1, 0)=[ 0.2, 0]

```

; Aufteilung Bild und Doppelschleife zur Berechnung

```

for t_x = 0, s_e(1)/512-1 do begin
  for t_y = 0, s_e(2)/512-1 do begin
    if (t_x EQ (s_e(1)/512-1)) then begin
      if (t_y EQ (s_e(2)/512-1)) then begin
        bild = bild_e(t_x*512:s_e(1)-1,t_y*512:s_e(2)-1)
      endif else begin
        bild = bild_e(t_x*512:s_e(1)-1,t_y*512:t_y*512+511)
      endelse
    endif else begin
      if (t_y EQ (s_e(2)/512-1)) then begin
        bild = bild_e(t_x*512:t_x*512+511,t_y*512:s_e(2)-1)
      endif else begin
        bild =
        bild_e(t_x*512:t_x*512+511,t_y*512:t_y*512+511)
      endelse
    endelse

    print, t_x, t_y

    a = max(bild)
    b = min(bild)

```

; Umrechnung der Grauwerte in Dosiswerte

; 1. Umrechnung in optische Dichten

```

;di = 3.68 - min_helligkeit
;log = 10^di
;w = 65535.0 * log/(log-1)
;v = w/log

```

```

bild_od = 4.3 - 0.9 * alog10(bild)
print, min(bild_od), max(bild_od)

```

; 2. Umrechnung in Dosis

```
x1 = fltarr(a-b+1)
x = fltarr(a-b+1)

s = size(bild)
bild_od_int = uintarr(s(1),s(2))

for i = 0L,a-b do begin
    x1(i) = 4.3 - 0.9 * alog10(b+i)
    x(a-b-i) = x1(i)
endfor

print, min(bild_od), max(bild_od)

top = where (bild_od LT 0, count)
if (count GT 0) then begin
    bild_od (top) = 0
endif

belegung = lonarr(2,a-b+1)

for i = 0L, a-b do begin
    if ((i mod 100) EQ 0) then print,i
    topb = where (bild_od EQ x(i),testa)
    if (testa GT 0) then begin
        bild_od_int (topb) = i
        belegung(0,i) = 1
        belegung(1,i) = topb(0)
    endif
endfor

print, total (belegung(0,*))
LUT_out_hin = (spline (daten(0,*), daten(1,*), x))

bild_dosis = lut_fb1(bild_od_int,lut_out_hin,0,300000)
```

; Verschiebung entlang der Kennlinie

```
bild_dosis = vers * bild_dosis
```

; Rücktransformation

```
bel =uint(total(belegung(0,*)))
xr = fltarr(bel)
l = 0

bild_dosis_int = uintarr(s(1),s(2))

top = where (bild_dosis LT 0, count)
if (count GT 0) then begin
```

```

        bild_dosis (top) = 0
    endif
    for i = 0L, a-b do begin

        if (belegung (0,i) EQ 1) then begin
            xr(l) = bild_dosis(belegung(1,i))
            topr = where (bild_dosis EQ xr(l),testa2)
            bild_dosis_int (topr) = 1
            l = l+1
        endif
    endfor

    print, l

    LUT_out_rueck = (spline (daten(1,*), daten(0,*), xr))

    bild_od = lut_fb1(bild_dosis_int,lut_out_rueck,0,300000)

    print, min(bild_od), max(bild_od)

    bild = 10^((4.3 - bild_od)/0.9)
    ;bild = 10^(min_helligkeit - bild_od)
    ;bild = bild*w - v
    print, min(bild), max(bild)

; Berechnung Ausgabebild

    bild = uint (bild)

    if (t_x EQ (s_e(1)/512-1)) then begin
        if (t_y EQ (s_e(2)/512-1)) then begin
            bild_g (t_x*512:s_e(1)-1,t_y*512:s_e(2)-1) = bild
        endif else begin
            bild_g (t_x*512:s_e(1)-1,t_y*512:t_y*512+511) = bild
        endelse
    endif else begin
        if (t_y EQ (s_e(2)/512-1)) then begin
            bild_g (t_x*512:t_x*512+511,t_y*512:s_e(2)-1) = bild
        endif else begin
            bild_g (t_x*512:t_x*512+511,t_y*512:t_y*512+511) =
bild
        endelse
    endelse

endfor
endfor

openr,1, 'g:/kdr/Tango/m_Cindy/nema3121_neu.dat'
anf=assoc(1,bytarr(1530))          ; Header hat 1530 Bytes
header = anf(0)                    ; lese Header ins RAM

```



```
close,1 ; schliesse Datei
s = size (bild_g)
```

;LUT_optimierte Dicom_darstellung

```
daten_mv = ftarr(2,14)
daten_mv(0:1,13)=[100, 100]
daten_mv(0:1,12)=[ 90, 95]
daten_mv(0:1,11)=[ 80, 90]
daten_mv(0:1,10)=[ 70, 85]
daten_mv(0:1, 9)=[ 60, 80]
daten_mv(0:1, 8)=[ 50, 75]
daten_mv(0:1, 7)=[ 40, 68]
daten_mv(0:1, 6)=[ 30, 60]
daten_mv(0:1, 5)=[ 20, 50]
daten_mv(0:1, 4)=[ 10, 37]
daten_mv(0:1, 3)=[ 6, 30]
daten_mv(0:1, 2)=[ 3, 20]
daten_mv(0:1, 1)=[ 1, 10]
daten_mv(0:1, 0)=[ 0, 0]

daten_mv(1,*) = round(daten_mv(1,*) * 40.95)
daten_mv(0,*) = round(daten_mv(0,*) * 40.95)
x_e = intarr(4096)
for i = 0,4095 do x_e(i) = i
LUT_out_mv = round(spline (daten_mv(0,*), daten_mv(1,*), x_e))

bild_g = rotate(bild_g/16,2)

bild_erg = lut(bild_g,lut_out_mv,0, 65535)
```

; Filterung bei zu hellen Bildern, da aufgrund der zu kurzen Belichtungszeit, Rasterstreifen

```
hell =''
read, prompt ='Bild zu hell (h) oder zu dunkel (d)', hell

if (strlowcase(hell) EQ 'h') then begin
    bild_erg = smooth(bild_erg,3)
endif

bild_erg = fix(bild_erg)

breite_1 = s(1) mod 256
breite_2 = s(1) / 256

hoehe_1 = s(2) mod 256
hoehe_2 = s(2) / 256

header (1354) = breite_1
```

```

header (1355) = breite_2
header (1344) = hoehe_1
header (1345) = hoehe_2

print, hoehe_1, hoehe_2, breite_1, breite_2

; Abfrage zweiter Zeitpunkt
zeit2 = systime ()

; Abfrage Dicom-Name
studien_name = "
read, prompt = 'Dicom-Name der Studie?', studien_name

stud_name = byte (studien_name)
header (498:505) = stud_name(0:7)

; Ausgabe tiff-File
bild1 = bild_erg/16
a = strpos (name, '.tif')
strput, name, '_dia', a
print, name
write_tiff, name + '.tif', bild1

; Ausgabe Dicom-File
openw, 1, name + '.dat'
writeu, 1, header
writeu, 1, bild_erg
close, 1

; Ausgabe Startzeit Berechnung und Ende der Berechnung
print, zeit1
print, zeit2

end

```

Anhang 2: Literaturverzeichnis

- [Ang85]** Angerstein W. Lexikon der Physik und Technik in der Medizin. Georg Thieme Verlag Leipzig (1985).
- [Ang05]** Angerstein W., Gursky S., Hegewald H. Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin, VEB Georg Thieme Verlag Leipzig (2005).
- [Ber99]** Bernhardt T.M., Otto D., Reichel G., Ludwig K., Seifert S., Kropf S., Rapp-Bernhardt U. Detection of simulated interstitial lung disease and catheters with selenium, storage phosphor, and film - based radiography. Radiology 213 (1999) 445-454.
- [Böh92]** Böhm M., Scharmann A.: Höhere Experimentalphysik: Eine Einführung in Theorie und Praxis, VHC-Verlag Weinheim - New York - Basel - Cambridge (1992).
- [Bui00]** Building IDL Applications, RESEARCH SYSTEMS Software–Vision, IDL Version 5.4, Teil 1 (Edition 2000) 13-16.
- [Bun95]** Bundesärztekammer: Leitlinien zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik. Dt. Ärztebl. 92 (1995) 2272-2285.
- [Bun04]** Bundesamt für Strahlenschutz: Jahresbericht 2004.
- [Bun04a]** Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit: Pressemitteilung Nr. 188/04 vom 24.06.2004.
- [Dat03]** Datenblatt, Kodak Medizin,: Kodak Insight. Kodak Aktiengesellschaft, Geschäftsbereich Medizin; Stuttgart (2003).

- [Dav84]** Wörterbuch der Medizin. David H. (Hrsg.). 12. Auflage S. 748. Verlag Volk und Gesundheit Berlin (1984).
- [DIN92]** DIN 6814- 20: Begriffe und Benennungen in der radiologische Technik (1992).
- [DIN97]** DIN 6867-1: Bildregistrierendes System, bestehend aus Röntgenfilm, Verstärkerfolien und Kassette zur Verwendung in der medizinischen Röntgendiagnostik (Bestimmung der sensitometrischen Kurve, der Empfindlichkeit und des mittleren Gradienten) (1997).
- [Eas99]** Eastmen Kodak Company, Kodak INSIGHT VHC: Thoracic Imaging Film/ 4138, Health Imaging Data Sheet TI 2098; Issued 4-99 (1999).
- [Eur99]** EUR 16260; European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images (1999).
- [Ewe98]** Ewen K.: Moderne Bildgebung: Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und Bildkommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle. Referenz Reihe Radiologische Diagnostik. Georg Thieme Verlag Stuttgart-New York (1998).
- [Hab91]** Haberäcker P.: Digitale Bildverarbeitung: Grundlagen und Anwendung. 4. Auflage. Carl Hanser Verlag München Wien (1991).
- [Hei98]** Heidelberger Druckmaschinen Aktiengesellschaft-Produktbeschreibung des Tango Trommelscanners (1998).
- [Hid94]** Hidajat N., Schröder R. J., Bergh B., Cordes M., Felix R.: Digitale Nachbearbeitung von unterbelichteten Röntgenaufnahmen: Untersuchungen mit einem Fluoreszenzlichtscanner. Fortschr. Röntgenstr. 161 (1994) 237-244.

- [Hoe97]** Hoeschen C., Buhr E., Hoeschen D.: Requirements for Scanners Used for Digitizing Medical Radiographs. Proceedings des 9. Aachener Kolloquiums „Signaltheorie“ (1997). B. Hill, M. Junggeburth, F. W. Vorhagen (Hrsg.), 87-90.
- [Hoe01]** Hoeschen C., Reißberg S., Effenberger O., Fessel A., Redlich U., Scherlach C., Döhring W.: Comparison of the image quality produced by two examination stands of thoracic imaging equipped with a CsI/a- Si flat panel detector respectively a transparent imaging plate with both- side reading using an ROC analysis. Proc. SPIE 4320 (2001) 24-34.
- [Hoe01a]** Hoeschen C.: Ermittlung der Bildqualität in der Röntgendiagnostik. Eine Methodenübersicht. Tagungsband; Medizinische Physik 2001.
- [Hoe02]** Hoeschen C.: Das reale Strahlenbild bei einer Röntgenthoraxaufnahme. Dissertation, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg; In: PTB- Opt-67, Braunschweig (2002).
- [Hoe03]** Hoeschen C., Bodamer A., Döhring W.: Nichtlineare Korrektur fehlbelichteter, konventioneller Röntgenaufnahmen nach Digitalisierung mit großem Dynamikumfang – Möglichkeiten zur Dosisreduktion. Fortschr. Röntgenstr. 175 (2003) S. 143.
- [Hol98]** Holst G.: Sampling, Aliasing and Data Fidelity for Electronic Imaging Systems, Communications, and Data Acquisition, SPIE Optical Engineering Press (1998).
- [Kal00]** Kalibrierschein Nr. 003804, PTW-Freiburg, Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH (2000).
- [Lau00]** Laubenberg Th., Laubenberg J.: Technik der medizinischen Radiologie: Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz. Dt. Ärzte Verlag, Köln, (1999).
- [Lei97]** Leibnitz G. W.: Das dyadische Zahlensystem (1697).

- [Mân00]** Månsson L.: Methods for the evaluation of image Quality: A Review. Radiation Protection Dosimetry; 89-99 (2000).
- [Mey00]** Meyer M.: Signalverarbeitung: Analoge und digitale Signale, Systeme und Filter. 13-15. Friedr. Vieweg & Sohn Verlagsgesellschaft mbH, Braunschweig/ Wiesbaden (2000).
- [Ott98]** Otto D., Bernhardt T.M., Rapp- Bernhardt U., Ludwig K., Kästner A., Liehr UB., Döhring W.: Subtle pulmonary abnormalities: detection on monitors with varying spatial resolutions and maximum luminance levels compared with detection on storage phosphor radiographic hard copies. Radiology 207 (1998) 237-242.
- [Pav94]** Pavlidis T., Laboratorien B.: Algorithmen zur Grafik und Bildverarbeitung. 5. Auflage, Verlag Heinz Heise, Hannover (1994).
- [Pee98]** Peer S., Walcher M., Peer R., Pohl M., Knaebel M., Jaschke W.: Vergleichende Analyse des verworfenen Bildmaterials in konventioneller und digitaler Radiologie. Fortsch. Röntgenstr. 168, Suppl. I (1998) S. 167.
- [Pot00]** Potter C. (www.itg.uiuc.edu/publications/forums/2000-03-02/2000-03-02.ppt).
- [Red03]** Redlich U., Reißberg S., Hoeschen C., Effenberger O., Fessel A., Preuß H., Scherlach C., Döhring W.: Thoraxübersichtsaufnahme: ROC-Phantomstudie an vier verschiedenen digitalen und einem konventionellen Röntgenaufnahmesystem. Fortschr. Röntgenstr. 175 (2003) 38-45.
- [Reg03]** Regulla D., Griebel J., Noßke D., Bauer B., Brix G.: Erfassung und Bewertung der Patientenexposition in der diagnostischen Radiologie und Nuklearmedizin. Z. Med. Phys. 13 (2003) 127-135.

- [Sch96]** Schaefer-Prokop CM., Prokop M., Schmidt A., Neitzel U., Galanski M.: Selenium Radiography versus storage phosphor and conventional radiography in the detection of simulated chest lesions. *Radiology* 201 (1996) 45-50.
- [Sch05]** Schwarz A.: Persönliche Mitteilungen (2005).
- [Sti92]** Stieve F.-E. und Stender H.-St. (Hrsg.): Strahlenschutz. Kurzlehrbuch für die in der medizinischen Röntgendiagnostik tätigen Personen. H. Hoffmann Verlag GmbH Berlin (1992).
- [Str99]** Strotzer M., Völk M., Feuerbach S.: Experimentelle Untersuchungen und erste klinische Erfahrungen mit Flachbilddetektoren in der Radiographie. *Electromedica* 67 (1999) 47-52.
- [Sun00]** Sund P., Hermann C., Tingberg A., Kheddache S., Månsson I., Além A., Mattson S.: Comparison of two methods for image quality of chest radiographs. *SPIE* 3977 (2000) 437-443.
- [Tin00]** Tingberg A., Herman C., Besjakov J., Rodenacker K., Além A., Sund P., Mattson S., Månsson L.: Evaluation of lumbar spine images with added pathology. *Proc. SPIE* 3981 (2000) 34-42.
- [Wen92]** Wenz W., Buirago-Tellez C., Blum U., Hauenstein K.-H., Gufler H., Meyer E., Rüdiger K.: Digitalisierung konventioneller Röntgenaufnahmen. *Radiologe* 32 (1992) 409-415.
- [Wen93]** Wenz W., Buirago-Tellez C., Mönig H., Niemeier R.: Auswertung fehlbelichteter konventioneller Röntgenaufnahmen nach Digitalisierung. *Radiologe* 33 (1993) 95-101.

Anhang 3: Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1: Charakteristische Kurve einer FFK mit Zuordnung der Kurvenanteile zu den optischen Dichten einer Thoraxaufnahme	S.12
Abb. 3.1: Schematische Darstellung der nichtlinearen Belichtungskorrektur fehlbelichteter Röntgenaufnahmen in Anlehnung an die Film-Folien-Charakteristik	S.16
Abb. 3.2: Einzelschritte des Verfahrens zur Korrektur fehlbelichteter Röntgenbilder	S.20
Abb. 4.1: Versuchsaufbau zur Bestimmung der Charakteristischen Kurve einer FFK nach DIN 6867-1	S.22
Abb. 4.2: Charakteristische Kurve der FFK Kodak INSIGHT VHC Thoracic Imaging Film/4128	S.23
Abb. 4.3: Charakteristische Kurve (Knochenäquivalent) der FFK Kodak INSIGHT VHC Thoracic Imaging Film/4128	S.24
Abb. 4.4: Charakteristische Kurve (Fettäquivalent) der FFK Kodak INSIGHT VHC Thoracic Imaging Film/4128	S.25
Abb. 4.5: Funktionsweise des Trommelscanners Tango T4 (schematisch)	S.26
Abb. 4.6: Modulationsübertragungsfaktor des Trommelscanners Tango T4 bei einem Abtastintervall von 635 dpi	S.27
Abb. 4.7: Anthropomorphes Thoraxphantom mit Fixierungsständer für einen Plexiglasplatte	S.28
Abb. 4.8: Röntgenbild des anthropomorphen Thoraxphantom (1,0 mAs, 121,0 kV) ohne simulierte Lungenparenchymveränderungen	S.29
Abb. 4.9: Plexiglasplatte mit simulierten pathologischen Strukturen	S.30
Abb. 4.10: (aus [36]): Materialien für die Darstellung der simulierten pathologischen Strukturen und die korrespondierenden Röntgenbilder	S.31

Abb. 4.11 (aus [36]): Röntgenaufnahme des Thoraxphantoms mit überlagerten Feldlinien	S.32
Abb. 5.1: VGAS für die Bewertung des Bildgüteparameters „Absorptionsumfang“	S.44
Abb. 5.2: VGAS für die Bewertung des Bildgüteparameters „Gesamthelligkeit	S.47
Abb. 5.3: VGAS für die Bewertung des Bildgüteparameters „Kontrastwiedergabe im Bereich niedriger optischer Dichte“	S.49
Abb. 5.4: VGAS für die Bewertung des Bildgüteparameters „Kontrastwiedergabe im Bereich hoher optischer Dichte“	S. 51
Abb. 5.5: VGAS für die Bewertung des Bildgüteparameters „Kontrast für hochaufgelöste Strukturen“	S. 53
Abb. 5.6: VGAS für die Bewertung des Bildgüteparameters „Visuelle Strukturerkennbarkeit“	S. 55
Abb. 5.7: VGAS für die Bewertung scharf berandeter simulierter pathologischer Lungenrundherde	S.62
Abb. 5.8 VGAS für die Bewertung unscharf berandeter simulierter pathologischer Lungenrundherde	S.64
Abb. 5.9 VGAS für die Bewertung feinnodulärer simulierter pathologischer Lungenrundherde	S.65
Abb. 5.10 VGAS für die Bewertung retikulärer simulierter pathologischer Lungenrundherde	S.67
Abb. 5.11 VGAS für die Bewertung linearer simulierter pathologischer Lungenrundherde	S.69
Abb. 5.12 VGAS für die Bewertung homogener simulierter pathologischer Lungenrundherde	S.71
Abb. 6.1 Charakteristische Kurven der FFK Kodak INSIGHT VHC Thoracic Imagin Film/4138 bestimmt nach DIN 6867-1 (Abstand, Abs.), unter Verwendung von Aluminium als Knochenäquivalent (Alu.) und unter Verwendung von Plexiglas als Fettäquivalent (Plex.) zur Abschätzung des maximalen Fehlers der optischen Dichte für die Bereiche Schleier, linearen Anteil und Schulter	S.74

Lebenslauf

Andres Bodamer

Anschrift:

Zeppelinstraße 9
39307 Genthin

Tel: 03933/824597

Persönliche Daten:

Geburtsdatum: 15.08.1975
Geburtsort: Calbe/Saale
Familienstand: Ledig, 2 Kinder
Staatsangehörigkeit: Deutsch

Ausbildung

1982-1990 Polytechnische Oberschule Tucheim
1990-1995 Thomas Müntzer Gesamtschule mit gymnasialer Oberstufe
Ziesar
Juni 1995 Abitur
1996-2003 Medizinstudium an der Otto-von-Guericke Universität
Magdeburg
Juli 2004 Approbation

Auslandsaufenthalte:

1992-1993 Austauschschüler in Californien/ USA

Beruflicher Werdegang

seit Januar 2004 Assistenzarzt in Weiterbildung zum Facharzt für
Allgemeinmedizin

Sprachkenntnisse:

Englisch fließend in Wort und Schrift
Russisch Gute Kenntnisse
Latein Kleines Latinum

Hobbies:

Fußballspielen, Klavierspielen

Genthin, 15.08.2009