

# **Das reale Strahlenbild bei einer Röntgenthoraxaufnahme**

**D i s s e r t a t i o n**

**zur Erlangung des akademischen Grades**

**doctor rerum naturalium  
(Dr. rer. nat.),**

**genehmigt durch**

**die Fakultät für Naturwissenschaften**

**der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg**

von **Diplom- Physiker Christoph Hoeschen**

geb. am 13. Januar 1971 in Braunschweig

Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. habil. Stefan C. Müller  
Prof. Dr. med. Wilfried Döhring  
Prof. Dr. rer. nat. Klaus Hohlfeld

Eingereicht am: 26.06.2001  
Verteidigung am: 16.05.2002

Für meine Eltern,  
meine Frau Annette  
und Anton

## Danksagungen

Als erstes möchte ich meiner Frau Annette und meinem Sohn Anton danken, dass Sie viel Verzicht geübt haben, damit diese Arbeit entstehen konnte.

Meinen Eltern danke ich sehr herzlich für die große Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit, insbesondere der unermüdliche Einsatz beider auch während der Krankheit meiner Mutter sei hier erwähnt.

Herrn Dr. Egbert Buhr, Fachlabor für Bildanalyse in der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt, danke ich für seine ständige Diskussionsbereitschaft, sein großes Engagement und die vielen wichtigen Hinweise während der ganzen Zeit der Anfertigung dieser Arbeit. Insbesondere seine Aufgabe als mein Diskussionspartner im Labor war sicher nicht immer leicht.

Herrn Prof. Dr. S. C. Müller danke ich für sein stetes Interesse am Fortkommen der Arbeit und für wichtige Diskussionen, wenn es um die Ausrichtung dieser Arbeit ging. Außerdem gab er mir die Möglichkeit, meine Ergebnisse im Rahmen seines Arbeitsgruppenseminars einem interessierten Publikum zur Diskussion zu stellen.

Herrn Prof. Dr. W. Döhring, Klinik für Diagnostische Radiologie der Otto-von-Guericke-Universität, Magdeburg möchte ich an dieser Stelle insbesondere danken für seine vielen hilfreichen Informationen über die Grenzen von Hochdosisaufnahmen, zum Beispiel an Verstorbenen, sowie die Lösung dieses Problems. Diese Arbeit wurde nur möglich dadurch, dass er das spezielle Lungenpräparat aus seinem Privatbesitz für diese Arbeit zur Verfügung gestellt hat. Außerdem stand er mir zur Beantwortung vieler Fragen, insbesondere aus dem klinischen Umfeld zur Verfügung. Die Durchführung der Freiwilligenaufnahme in seiner Klinik ermöglichte erst die Erweiterung der Aussage auf die Rippenstrukturen.

Ich möchte mich auch sehr bei der Salzgitter AG Stahl und Technologie, Salzgitter, Abteilung Werkstoffprüfung, und der Firma LVQ- WP Werkstoffprüfung GmbH, Magdeburg, dafür bedanken, dass sie die Entwicklung der industriellen Röntgenfilme ermöglicht haben.

Der Zweigniederlassung der Firma Heidelberger Druckmaschinen in Hamburg-Norderstedt gilt mein Dank, weil sie es mir ermöglicht hat, die für die Arbeit notwendigen Scans am Tango Trommelscanner durchzuführen. Ich habe dort sehr viel Unterstützung erfahren.

Dem Freiwilligen sei gedankt, dass er eine Aufnahme mit dieser ungewöhnlichen Aufnahmetechnik von sich hat durchführen lassen.

Herrn Detlef Bergmann, Fachlabor für Bildanalyse in der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt, gebührt mein Dank für seine ständige praktische Hilfe bei vielen technischen Fragen der Messungen.

Herr Alexander Diener, Fachlabor für Bildanalyse in der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt, half mir dadurch, dass er die Datensicherung für die sehr großen Datenfiles realisierte und alle computertechnischen Probleme lösen half.

Herrn Werner Mirandé als Laborleiter des Fachlabors für Bildanalyse in der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt danke ich für seine ständige Bereitschaft, Fragen insbesondere auch aus angrenzenden Themengebieten zu beantworten.

Herrn Günther Frede, Fachlabor für Bildanalyse in der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt, gebührt mein Dank für die schnelle Anfertigung der Präparathalterung und kleine konstruktive Verbesserungen an dem verwendeten Mikrodensitometer.

Dem ganzen Fachlabor für Bildanalyse in der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt möchte ich für seine freundliche Aufnahme und große Unterstützung danken.

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Konzeption der Arbeit	4
3	Theoretische Grundlagen der Detektion und Speicherung bildhafter Information	7
3.1	Bildgüteparameter analoger bildgebender Systeme	8
3.1.1	Die charakteristische Kurve	9
3.1.2	Die Modulationsübertragungsfunktion	11
3.1.3	Das Rauschleistungsspektrum	13
3.1.4	Der informationsbezogene Quantenwirkungsgrad	15
3.2	Bildgüteparameter digitaler bildgebender Systeme	16
3.2.1	Die Antwortfunktion	17
3.2.2	Die Ortsauflösung	17
3.2.3	Das Rauschen eines digitalen Detektors	21
3.2.4	Das Konzept von DQE und NEQ für digitale Detektoren	22
4	Vorüberlegungen und Vorversuche	26
4.1	Der Einfluss der Aufnahmetechnik auf das reale Strahlenbild bei einer Röntgenaufnahme des Thorax	27
4.1.1	Der Einfluss der geometrischen Bedingungen auf das Strahlenbild	27
4.1.2	Der Einfluss der Strahlenqualität auf das Strahlenbild	31
4.1.3	Der Einfluss der Homogenität der Dosisverteilung auf das Strahlenbild	32
4.2	Voraussetzungen für die Bestimmung des realen Strahlenbildes	34

5	Charakterisierung der verwendeten bildgebenden Kette	39
5.1	Die Messung der Übertragungseigenschaften der analogen Detektorsysteme	39
5.1.1	Die sensitometrischen Kurven	39
5.1.2	Die Modulationsübertragungsfunktionen des industriellen Röntgenfilms und des mammographischen Film-Folien-Systems	40
5.1.3	Die Rauschleistungsspektren des industriellen Röntgenfilms und des mammographischen Film-Folien-Systems	44
5.1.4	Die Bestimmung der informationsbezogenen Quantenwirkungsgrade des industriellen Röntgenfilms und des mammographischen Film-Folien-Systems	48
5.2	Der verwendete Trommelscanner	52
5.2.1	Die Antwortfunktion des Scanners	54
5.2.2	Die Ortsauflösung des verwendeten Scanners	56
5.2.3	Das Rauschen des Scanners	60
5.2.4	Die DQE des Scanners	61
6	Die zentralen Versuche zur Bestimmung des Strahlenbildes	64
6.1	Die Anfertigung der Röntgenaufnahmen	64
6.1.1	Die Aufnahmen des Lungenpräparates	64
6.1.2	Die Freiwilligenaufnahme	66
6.2	Die Bestimmung des Strahlenbildes	67
6.3	Die Auswertung des Strahlenbildes	68
6.4	Die Ergebnisse der zentralen Versuche	73
6.4.1	Das reale Strahlenbild	73
6.4.2	Die spektrale Analyse des Strahlenbildes	76
6.5	Einflüsse auf die Genauigkeit der Messergebnisse bei den durchgeführten Versuchen	85
6.5.1	Einflüsse auf die Bestimmung des Strahlenbildes	85
6.5.2	Einflüsse auf die Auswertung der Grenzfrequenzen in den Strukturen der Strahlenbilder	92
7	Schlussfolgerungen und Ausblick	96

**Anhang** I

Anhang 1: Kommentierte Auszüge aus dem  
Softwareprogramm zur Analyse der Grenzfrequenzen  
in den eindimensionalen Strukturen I

Anhang 2: Literaturverzeichnis XIV

Lebenslauf

## **Kapitel 1:**

### **Einleitung**

Die medizinische Röntgendiagnostik ist ein Bereich mit ständig zunehmender Bedeutung. Daher lässt sich erklären, warum trotz großer Anstrengungen, die benötigte Dosis pro Röntgenbild zu verringern [1], der Anteil der Röntgendiagnostik an der Gesamtexposition der Bevölkerung immer noch zunimmt [2]. Die Gesamtexposition beträgt mit regionalen Unterschieden heute in der Bundesrepublik Deutschland etwa 4 mSv pro Jahr, dabei liegt der Anteil der durch die Medizin verursachten Strahlenbelastung bei etwa 1,5 mSv [3]. Um den Anteil der Strahlenbelastung durch die diagnostische Radiologie zu senken oder - bei steigender Anzahl an Aufnahmen - zumindest nicht zu erhöhen, werden immer neue Systeme zur Erzeugung von Röntgenbildern entwickelt. Neben einem möglichst geringen Dosisbedarf sind weitere Aspekte für die Entwicklung der neuen Systeme von Bedeutung. Der Transport der Röntgenbilder auf elektronischem Wege, eine Möglichkeit zur Bildnachverarbeitung zur optimierten Darstellung der gewonnenen Information und die kompakte Massenspeicherung auf elektronischen Datenträgern sind dabei besonders wichtige Aspekte. Digitale Röntgenbild-Detektorsysteme vereinen alle diese Möglichkeiten in sich; an der Entwicklung dieser Systeme wird deshalb weltweit mit großem Einsatz gearbeitet.

Digitale Bilddetektoren unterscheiden sich von analogen vor allem in zwei Eigenschaften: Erstens ist die Bildinformation auf eine – im Allgemeinen rechteckige – Matrix von diskreten Bildpunkten verteilt („Abtastung“). Jedem Bildpunkt wird zweitens eine diskrete ganze Zahl zugeordnet, welche die Signalhöhe für diesen Bildpunkt repräsentiert. Die Signalhöhe ist daher nur in Stufen bekannt. Diese Stufung („Digitalisierung“) bringt prinzipiell eine Unsicherheit ( $\sqrt{1/12} \cdot \text{Stufenhöhe}$  [4]) mit sich und führt zu Artefakten und Informationsverlust im Bild, wenn die Stufung nicht fein genug ist.

Da die Bildinformation auf diskrete Bildpunkte verteilt ist, stellt sich die Frage, wie groß die Bildpunkte und der Abstand zwischen ihnen sein dürfen, damit alle Information, die für die Diagnostik notwendig ist, ohne Artefakte aufgezeichnet werden kann. Die Abmessungen eines Bildpunktes und der Abstand der Bildpunkte,

das sogenannte Sampling- oder Abtast-Intervall [5], müssen um so geringer sein, je kleiner die abzubildenden Strukturen sind. Stehen das Abtast-Intervall und die Größe der einzelnen Bildpunkte in einem ungünstigen Verhältnis, so können in Abhängigkeit von dem aufzunehmenden Strahlenbild, dem Eingangssignal für den Detektor, Scheininformationen („Aliasing“) in das Bild eingefügt werden. Anders als bei der Digitalisierung, bei der eine Erhöhung der Stufenzahl von 256 (8 Bit) auf 65536 (16 Bit) eine Verdopplung der zu speichernden Bytes bedeutet, führt eine Halbierung des Abstands zwischen zwei Bildpunkten zu einer Vervierfachung der Anzahl der Bildpunkte und damit der Datenmenge. Um die Datenmenge nicht zu groß werden zu lassen, versucht man, die Abstände der Pixel so groß zu dimensionieren, wie es möglich ist, und nur so klein, wie es notwendig ist.

Bei gegebener Geometrie (Größe und Abstand der Bildpunkte) eines digitalen Detektors hängt das entstehende Bild aufgrund des Aliasing unter Umständen nicht nur von den Übertragungseigenschaften des Systems, sondern auch davon ab, wie fein die abzubildenden Strukturen, die Eingangssignale, sind. Umgekehrt lassen sich aus der Kenntnis des Eingangssignals für einen digitalen Detektor Anforderungen für die Geometrie eines solchen Detektors ableiten.

Die Kenntnis des Eingangssignals kann auch hilfreich sein, um die Vor- und Nachteile digitaler und analoger Röntgendetektoren abwägen zu können. Die meisten digitalen Röntgenbilddetektoren haben aufgrund ihres Abtast-Intervalls eine deutlich geringere Auflösungsgrenze als analoge Detektorsysteme. Aufgrund ihres geringen Rauschens ist es aber möglich, die Kontrastübertragung in den digitalen Bildern bis zu dieser Auflösungsgrenze per elektronischer Datenverarbeitung zu erhöhen. Wenn die feinsten Strukturen im Eingangssignal unterhalb der Auflösungsgrenze der digitalen Detektoren lägen, könnte die Frage beantwortet werden, ob die höhere Grenzauflösung der analogen Systeme oder die bessere Kontrastübertragung für größere Strukturen und der größere Dynamikumfang der digitalen Detektoren für die Bildqualität wichtiger sind.

Das Strahlenbild einer Röntgenaufnahme (Eingangssignal) ist bis heute nicht hinreichend bekannt, weil bei den üblicherweise verwendeten analogen Detektoren hochempfindliche Film-Folien-Systeme eingesetzt werden und damit eine gewisse

Unschärfe in den Bildern in Kauf genommen wird, um Dosis für den Patienten einzusparen. Eine hohe Patientendosis ist sowohl aus Strahlenschutzgründen als auch zur Reduzierung von Bewegungsunschärfen zu vermeiden.

Daher ist das Ziel der vorliegenden Arbeit, anhand von Röntgenaufnahmen des Thorax ein Verfahren zu entwickeln, das es gestattet, das auf den Detektor auftreffende Strahlenbild zu bestimmen und hinsichtlich der enthaltenen Strukturen zu analysieren. Die Ergebnisse dieser Analyse sollen es ermöglichen, Anforderungen an digitale Röntgenbilddetektoren, mit denen Thoraxröntgenaufnahmen angefertigt werden, aus physikalischer Sicht zu formulieren. Das Beispiel einer Röntgenaufnahme eines Thorax wird gewählt, da diese Aufnahmeart heute die am häufigsten durchgeführte Röntgenuntersuchung ist [6] und hohe Anforderungen an die Abbildungsqualität stellt. Um das Strahlenbild zu bestimmen, ist es erforderlich, eine Mikrodosimetrie zu entwickeln, welche die Bestimmung des Strahlenbilds hinter dem Patienten mit einer Ortsauflösung ermöglicht, die mindestens so hoch ist wie diejenige, die durch Aufnahmegeometrie und Röntgenröhrenfokus begrenzt ist. Für die einzelnen Schritte dieser Mikrodosimetrie sind die Übertragungseigenschaften aller beteiligten Komponenten messtechnisch zu erfassen.

Für die Analyse des Strahlenbildes hinsichtlich der in ihm enthaltenen örtlich verteilten Informationen muss ein neues Verfahren gefunden werden. Die Ergebnisse dieser Analyse müssen anschließend interpretiert werden, um Anforderungen für die digitalen Detektorsysteme ableiten zu können.

Das Vorgehen, um die genannten Ziele zu erreichen, wird im folgenden Kapitel kurz beschrieben. Auf diese Weise soll die Motivation für die einzelnen Arbeitsschritte verdeutlicht werden.

## **Kapitel 2:**

### **Konzeption der Arbeit**

In der hier vorliegenden Arbeit sollte ein Verfahren entwickelt werden, mit dem das Strahlenbild einer großflächigen Röntgenaufnahme so, wie es auf einen medizinischen Röntgenbilddetektor trifft, gemessen werden kann. Dazu ist es wichtig zu wissen, welche grundlegenden Aspekte dieses Strahlenbild beeinflussen können. Nach einer ausführlichen Darstellung der theoretischen Grundlagen der Detektion und Speicherung bildhafter Information in Kapitel 3 wird diese Frage in Kapitel 4 diskutiert. Um das Strahlenbild zu messen, sollte es mit einem „industriellen Röntgenfilm“ (IR), der normalerweise für die zerstörungsfreie Materialprüfung mit Röntgenstrahlen verwendet wird, aufgezeichnet werden, da dieser Film ein sehr viel höheres Auflösungsvermögen und ein kleineres Eigenrauschen als medizinische Film-Folien-Kombinationen hat [7]. Mit diesem Film wurde ein Röntgenbild erzeugt, das im Folgenden als „Hybrid-Röntgenbild“ (zum Beispiel in Kapitel 4) bezeichnet wird.

Um aus einem Röntgenbild auf ein Strahlenbild zurückrechnen zu können, sollte das Röntgenbild in digitaler Form mit allen auf dem Film gespeicherten Informationen vorliegen. Denn dies erleichtert die Auswertung des Bildes und damit die Bestimmung des Spektrums des Signals erheblich. Das erzeugte Hybrid-Röntgenbild wurde deshalb durch Einscannen mit einem hochauflösenden Trommelscanner digitalisiert. Die Eigenschaften der beiden Teile des bildgebenden Prozesses für die durchgeführten Versuche (Film und Scanner) werden im Kapitel 5 untersucht, um zu zeigen, dass die durch die bildgebende Kette verursachten Verschlechterungen des Strahlenbilds für die Fragestellung der Arbeit in Kauf genommen werden können. Dabei werden die im Kapitel 3 beschriebenen Größen zur Beschreibung bildaufzeichnender Systeme verwendet.

Das vorgestellte Verfahren mit einer Aufnahme auf industriellem Röntgenfilm kann in dieser Form aufgrund der hohen Dosis, die benötigt wird, nicht an lebenden Menschen angewendet werden. Stattdessen wurde in dieser Arbeit eine präparierte Lunge als Modell eines Thorax untersucht. Die Lunge ist im beatmeten Zustand

fixiert worden [8], so dass alle Details in den Strukturen vorhanden sind. Das Strahlenbild der Lungenstrukturen sollte durch eine Röntgenaufnahme dieses Lungenpräparats mit sehr hoher Dosis auf industriellem Röntgenfilm bestimmt werden.

Aus den digitalen Daten des digitalisierten Hybrid-Röntgenbildes des Lungenpräparats sollte das Fourierspektrum berechnet werden (Kapitel 6). Da in diesem Spektrum aber mit großer Wahrscheinlichkeit die hochfrequenten Signalkomponenten im Rauschuntergrund verschwinden würden, musste ein neues Verfahren zur Analyse quasi eindimensionaler Strukturen entwickelt werden. Mit Hilfe dieses Verfahrens können die Signalanteile solcher Strukturen vom Rauschen getrennt werden. Da angenommen werden kann, dass eindimensionale Strukturen senkrecht zu ihrer Ausdehnung sehr scharfe Kanten und damit die höchsten Ortsfrequenzkomponenten im Bild haben, kann durch die Analyse dieser quasi eindimensionalen Strukturen die maximale Frequenz im Signalanteil des Spektrums bestimmt werden.

Um die erzielten Ergebnisse zu überprüfen, sollte eine Thoraxaufnahme eines Freiwilligen mit einem medizinischen Film-Folien-System für die Mammographie durchgeführt werden. Die für eine solche Aufnahme benötigte Dosis ist um Faktoren kleiner als die für eine Aufnahme auf industriellem Röntgenfilm. Die bessere Ortsauflösung als auf einem Film-Folien-System, welches normalerweise für die Thoraxradiographie verwendet wird, bedeutet allerdings eine im Vergleich zu einer normalen Thoraxradiographie erhöhte Dosis. Indem ansonsten optimale technische Parameter für die Aufnahme genutzt wurden, konnte allerdings der Grenzwert [1] für die Strahlenbelastung bei einer Thoraxaufnahme eingehalten werden. In dieser Freiwilligenaufnahme sollten sowohl eindimensionale Strukturen in den Lungenflügeln als auch die Rippen analysiert werden. Damit sollte die Frage beantwortet werden, ob die Rippen höherfrequente Signalanteile enthalten als die Strukturen in den Lungenflügeln. Die hochfrequenten Komponenten des Signalspektrums werden zwar mit dem Mammographie-System nicht so gut abgebildet wie mit dem industriellen Röntgenfilm [9], jedoch immer noch weit besser als mit den typischen für Thoraxaufnahmen verwendeten Film-Folien-Systemen [10]. Die abbildenden Eigenschaften dieses Detektorsystems sind ebenfalls in Kapitel 5 untersucht worden.

Aus den Ergebnissen der Auswertung der Strukturen sowohl in den Präparataufnahmen als auch in der Freiwilligenaufnahme (Kapitel 6) konnten unter Berücksichtigung der Messgenauigkeit die gewünschten Schlussfolgerungen, wie sie in der Einleitung angesprochen worden sind, für die Anforderungen an digitale Röntgenbilddetektorsysteme für die Thoraxradiographie gezogen werden. Die Diskussion der Ergebnisse und ihre Einordnung in einen Gesamtzusammenhang findet sich in Kapitel 7.

### **Kapitel 3:**

## **Theoretische Grundlagen der Detektion und Speicherung bildhafter Information**

Im Folgenden werden die Grundlagen der Detektion und Speicherung bildlicher Information mit analogen und digitalen Detektoren beschrieben. Exemplarisch werden ein medizinisches Röntgenfilm-Folien-System als analoger Detektor und ein Scanner für Durchsichtvorlagen als digitaler Detektor betrachtet. Der für die Aufnahmen des Lungenpräparats verwendete industrielle Röntgenfilm lässt sich mit denselben Parametern beschreiben wie ein medizinisches Film-Folien-System. Der Scanner wird betrachtet, weil ein derartiges System für die Versuche dieser Arbeit eingesetzt wird und deshalb in seinen Übertragungseigenschaften zu charakterisieren ist.

Der bildgebende Prozess besteht bei einem analogen Detektorsystem mindestens aus zwei, in der Regel aus drei Teilen. Zunächst wird das einfallende Signal detektiert, das detektierte Signal und die darin enthaltene Information werden im Anschluss daran zum Beispiel für Röntgenaufnahmen gemäß den Anforderungen aus der Röntgenverordnung [11] gespeichert. Drittens gilt für analoge Detektorsysteme im Allgemeinen, dass der Detektor auch für die Darstellung des aufgezeichneten Bildes verwendet wird. Dies ist zum Beispiel der Fall bei Diapositivfilmen oder bei medizinischen Röntgenfilmen. Für digitale Systeme dagegen ist diese dritte Komponente fast nie Aufgabe des Detektors. Als digitaler Detektor wird das System aus physikalischem Detektor, Elektronik und AD-Wandler verstanden. Dieses System liefert im Allgemeinen digitale Daten (Grauwerte oder Farbwerte für jeden einzelnen von drei oder vier Farbkanälen) in unterschiedlich feiner Abstufung für ein Bildfeld aus sogenannten Pixeln („picture elements“). Diese Pixel sind einzelne Bildpunkte eines Bildfeldes in einem für den Detektor oder die gewählten Einstellungen bei der Bilderzeugung charakteristischen Abstand voneinander. Dieses Bildfeld wird entweder über einen Monitor oder einen Drucker ausgegeben, die Darstellung des Bildes ist für digitale Systeme also typischerweise Aufgabe eines weiteren Gerätes. Häufig ist aber sogar die Speicherung der digitalen Bilddaten Aufgabe eines an den Detektor angeschlossenen Computers, wie zum Beispiel bei einem Scanner (siehe

Abbildung 3.1). Dies zeigt bereits, dass der gesamte bildgebende Prozess für analoge und digitale Systeme von Grund auf verschieden ist.

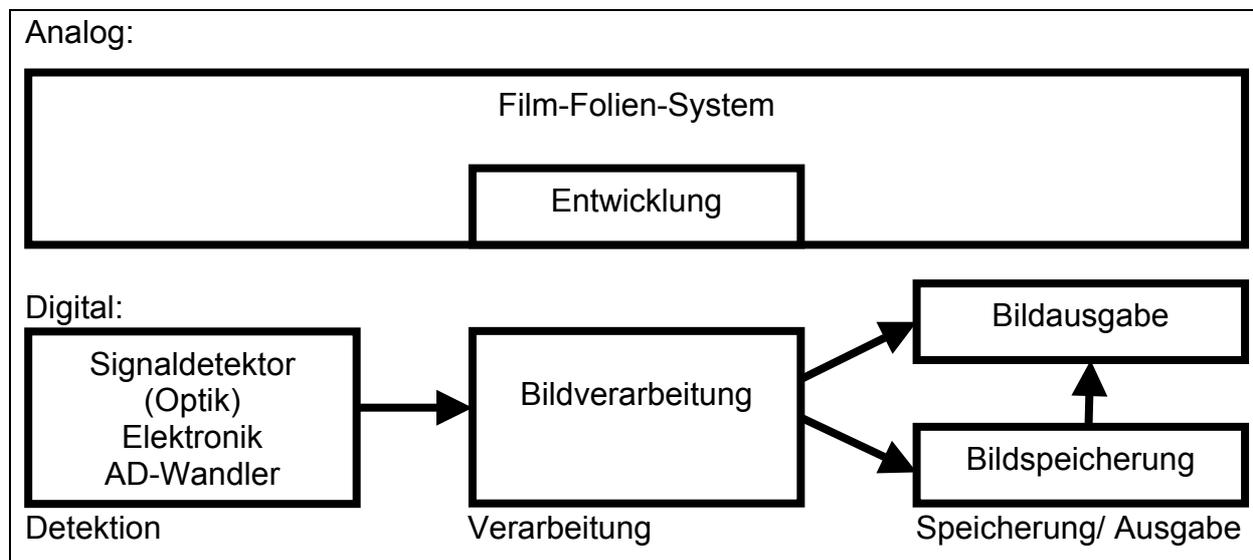


Abbildung 3.1: Unterschied des bilderzeugenden Prozesses für analoge (typischerweise ein Film-Folien-System) und digitale Röntgenbilddetektorsysteme.

Nur die Detektion eines einfallenden Signals zu betrachten, ist für analoge Systeme praktisch unmöglich, weil Detektion, Speicherung und Wiedergabe nicht voneinander zu trennen sind. Für digitale Systeme ist eine solche Trennung möglich. Aber es gibt in einer Beschreibung der Qualität digitaler Detektoren etliche zusätzliche Schwierigkeiten. Dies liegt daran, dass einige Annahmen für digitale Systeme nicht gelten, welche für die Definition der die Bildqualität beschreibenden Messgrößen vorausgesetzt werden. Es werden daher im Folgenden zunächst die Grundlagen zur Beschreibung analoger bildgebender Systeme dargestellt, bevor die Probleme bei der Beschreibung digitaler Detektoren genauer diskutiert werden.

### 3.1 Bildgüteparameter analoger bildgebender Systeme

Zur Charakterisierung analoger, bildgebender Systeme dienen mehrere Parameter: Zum einen stellt die charakteristische Kurve die Abhängigkeit des Ausgangssignals vom Eingangssignal dar. Häufig wird für analoge Röntgendetektoren als Eingangssignal der Zehnerlogarithmus der Dosis und als Ausgangssignal die optische Dichte gewählt; man spricht dann von der sensitometrischen Kurve. Die Modulationsübertragungsfunktion (MTF) beschreibt die Auflösungseigenschaften des

Detektors und das Rauschleistungs- oder Wiener-Spektrum (NPS) dessen Rauschen. Als kombinierte Angabe über die Effizienz des Detektors wird der Informationsbezogene Quantenwirkungsgrad (DQE) angegeben. Die erreichbare Bildqualität wird durch die rauschäquivalente Quantenzahl (NEQ) beschrieben, die sich als Produkt aus DQE und Eingangsquantenzahl ergibt.

Die charakteristische Kurve lässt sich für analoge bildgebende Systeme bestimmen, da es einen stetigen eindeutigen Zusammenhang zwischen Eingangssignal und Ausgangssignal gibt. Die MTF, das NPS und damit auch die DQE bzw. NEQ sind für ein Detektorsystem zunächst nur unter bestimmten Voraussetzungen definiert [12]. Die Antwort des Systems auf jedes beliebige Eingangssignal muss ortsinvariant sein, das heißt unabhängig davon, an welchem Ort und in welcher Lage der Detektorebene das Eingangssignal den Detektor trifft. Außerdem muss das System linear in dem Sinne sein, dass jede lineare Kombination von Fouriertransformierten von Einzelbildern gleich der Fouriertransformation einer linearen Kombination dieser Bilder ist.

### **3.1.1 Die charakteristische Kurve**

Das Ausgangssignal für einen fotografischen Film ist die optische Dichte des Films. Die optische Dichte (D) ist ein Maß für die Schwärzung des Films; sie ist definiert als der negative dekadische Logarithmus des Transmissionsgrades (T):

$$D = -\log T \quad (3.1).$$

Das Eingangssignal ist im Fall eines medizinischen Röntgenfilm-Folien-Systems aber die Röntgendosis, die auf die Verstärkungsfolien trifft. Der Zusammenhang zwischen optischer Dichte und Dosis wird gemessen, indem die Dosis, die auf die Film-Folien-Kombination fällt, durch Variation des Abstandes zwischen dem Fokus der Röntgenröhre und der Film-Folien-Kombination gemäß ISO 9236-1 bzw. DIN 6867-1 [13,14] geändert wird. Dadurch ist die Strahlenqualität der auf die Folie treffenden Strahlung immer gleich, es treten keine Aufhärtungen durch zusätzliche Absorber auf. Die Abschwächung der Strahlung durch den menschlichen Körper und damit einhergehend eine Änderung der Strahlenqualität wird sehr vereinfacht durch ein Phantom – je nach Strahlenqualität natürlich unterschiedlich – simuliert. Der Zusammenhang Dosis / optische Dichte kann für alle vier unterschiedlichen ISO-

Strahlenqualitäten bestimmt werden. Als Kurve wird die optische Dichte des Films über dem dekadischen Logarithmus der Dosis aufgetragen.

Aus dieser sensitometrischen Kurve lässt sich ebenfalls nach ISO 9236-1 beziehungsweise nach DIN 6867-1 der sogenannte mittlere Gradient bestimmen. Dieser Gradient ist bestimmt als

$$\bar{G} = \frac{(2,00 - 0,25)}{(\lg K_{\text{netto } D = 2,00} - \lg K_{\text{netto } D = 0,25})} \quad (3.2),$$

wobei  $K_{\text{netto } D = 0,25}$  bzw.  $K_{\text{netto } D = 2,00}$  die Dosiswerte sind, die zu einer optischen Dichte von 0,25 bzw. von 2,00 über Schleier und Untergrund gehören. Der Buchstabe K wird verwendet, da als Dosiswerte die Luftkerma an der Stelle der Film-Folien-Kombination genommen werden.

Die Empfindlichkeit S eines Film-Folien-Systems ist nach ISO 9236-1 beziehungsweise DIN 6867-1 definiert gemäß dem folgenden Zusammenhang:

$$S = \frac{K_0}{K_{\text{FFS}}} \quad (3.3),$$

wobei  $K_0$  ein Referenzwert für die Luftkermadosis von 1000  $\mu\text{Gy}$  ist.  $K_{\text{FFS}}$  ist die einfallende Dosis (angegeben als Luftkermawert in  $\mu\text{Gy}$ ), die auf dem Film eine optische Dichte von 1,0 über der Dichte von Schleier und Unterlage hervorruft. Heute verwendete Film-Folien-Systeme haben typischerweise Empfindlichkeiten zwischen 10 (sehr feinzeichnende Mammographie-Systeme) und 1200 (für einzelne pädiatrische Untersuchungen). Bei analogen Röntgenbilddetektoren beobachtet man als Tendenz, dass die empfindlicheren Systeme höheres Rauschen und eine geringere Ortsauflösung zeigen. Diese Tendenz entsteht dadurch, dass die kleinere Anzahl der einfallenden Röntgenquanten durch größere Absorption, das heißt dickere Schichten der Verstärkungsfolie, oder eine größere Verstärkung der absorbierten Quanten durch die verwendete Verstärkungsfolie kompensiert wird. Auf diese Weise wird die gleiche optische Dichte auf dem Film erzielt. In dem Fall, dass eine größere Verstärkung die höhere Empfindlichkeit der Folie bewirkt, wird ein Röntgenquant durch eine größere Wolke von Lichtquanten wiedergegeben [15]. Das Rauschen wird für derartige Folien größer, weil das Rauschen der einfallenden Quanten ebenfalls mehr verstärkt wird [16]. Wenn eine Fläche mit Röntgenstrahlung homogen bestrahlt wird, treffen nicht auf jedem Punkt der Fläche gleich viele

Quanten auf; ihre Zahl variiert vielmehr von Punkt zu Punkt; die Anzahl der Quanten pro Einheitsfläche ergibt eine Poissonverteilung [17], das sogenannte Quantenrauschen. Verwendet man eine dickere Verstärkungsfolie und erhöht dadurch die Absorption, so wird die Abbildung von darzustellenden Strukturen unschärfer. Das Rauschen bleibt in erster Näherung jedoch konstant.

Um eine Röntgenfilm-Folien-Kombination komplett zu charakterisieren, muss man also neben den bisher beschriebenen Kenngrößen (sensitometrische Kurve, Empfindlichkeit und mittlerer Gradient) auch noch Angaben über das Auflösungsvermögen und die Rauscheigenschaften eines solchen Detektorsystems machen.

### **3.1.2 Die Modulationsübertragungsfunktion**

Zur Charakterisierung des Auflösungsvermögens isotroper und ortsinvarianter Abbildungssysteme wird die Modulationsübertragungsfunktion verwendet. Die Abkürzung MTF steht für den englischen Ausdruck „modulation transfer function“. Durch diese Funktion wird beschrieben, wie stark die Amplitude eines sinusförmigen Eingangssignals bei einer bestimmten Frequenz durch die Abbildung geschwächt wird. Für optische bildgebende Systeme ist die Frequenz eine Ortsfrequenz im Ortsfrequenzraum, genannt Ortsfrequenz ( $R$ ). Da das Konzept der MTF lineare Systeme voraussetzt, der Zusammenhang zwischen Eingangs- und Ausgangssignal (sensitometrische Kurve) bei photographischen Systemen aber im Allgemeinen nicht linear ist, wird das Ausgangssignal über die sensitometrische Kurve transferiert auf ein imaginäres Eingangssignal („effektive Dosisverteilung“). Dieses wird verglichen mit dem tatsächlichen Eingangssignal, welches auf den Detektor getroffen ist. Daraus lässt sich ein Modulationsübertragungsfaktor ( $T$ ) für jede Ortsfrequenz, die im Eingangssignal enthalten ist, bestimmen. Die Auftragung der Übertragungsfaktoren über den entsprechenden Ortsfrequenzen nennt man MTF. Diese MTF kann auch bestimmt werden als der Betrag der Fouriertransformierten der sogenannten Linienverwaschungsfunktion (LSF: Abkürzung für englisch: „line spread function“), die das Bild einer unendlich feinen Linienstruktur ist. Je verwaschener diese Linie abgebildet wird, desto niedriger verläuft die MTF [18]. Die Grenzauflösung des Systems ist dann niedriger.

In verschiedenen Veröffentlichungen [19,20] werden unterschiedliche Definitionen für die Grenzauflösung eines analogen Detektors, zum Beispiel einer Film-Folien-Kombination, verwendet. Als Grenzauflösung wird zum Beispiel die Frequenz angegeben, bei der die MTF auf einen Wert von 0,1 abgefallen ist. Häufiger wird jedoch die Frequenz als Grenzauflösung definiert, bei der die MTF nur noch 0,04 beträgt. Die alleinige Angabe einer Grenzauflösung ist aber zur Charakterisierung eines Detektorsystems nicht ausreichend, da auch die Übertragungseigenschaften für niedrigere Ortsfrequenzen entscheidend sind. Die MTFs zweier Film-Folien-Systeme [21] mit gleicher Grenzauflösung, aber dennoch unterschiedlichen Übertragungseigenschaften sind in Abbildung 3.2 gezeigt. Abbildung 3.3a zeigt ein per Computer erzeugtes Rechteckraster. Bildet man dieses Raster mit dem System ab, welches die in Abbildung 3.2 rot wiedergegebene Übertragungsfunktion hat, so erhält man das in Abbildung 3.3b dargestellte Bild. In Abbildung 3.3c sind die Profilschnitte durch die mit den beiden in Abbildung 3.2 gezeigten MTFs gefilterten Rechteckraster dargestellt. Es wird deutlich, dass die Darstellung gerade der mittleren Strukturen durch das „rote“ System wesentlich besser gelingt als durch die andere Kombination, obwohl die Grenzfrequenzen der beiden Systeme gleich sind. Diese bessere Darstellung solcher Strukturen kann dazu führen, dass diagnostisch relevante Strukturen besser erkannt werden.

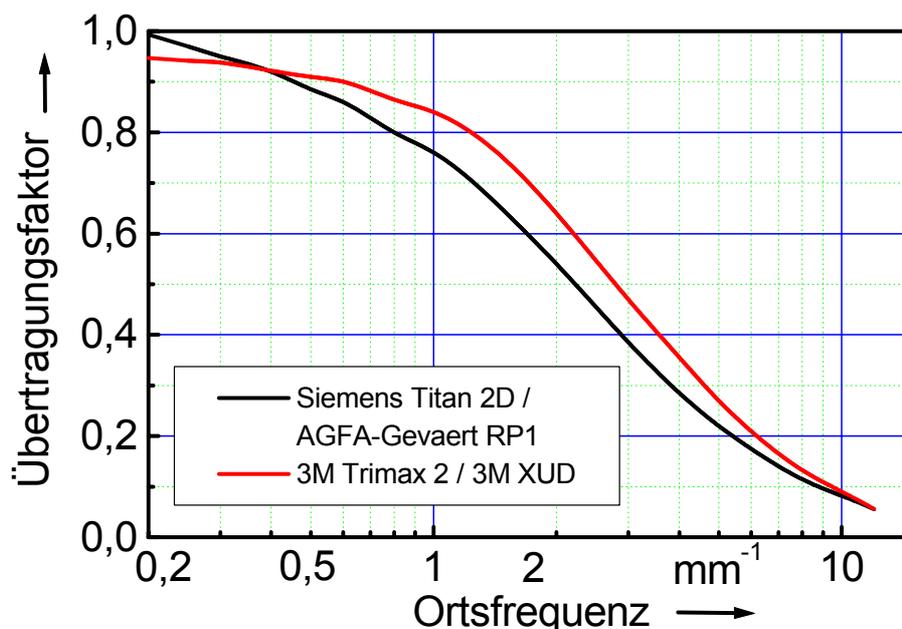


Abbildung 3.2: gemessene Modulationsübertragungsfunktionen zweier Film-Folien-Systeme,  $T = 0,04$  jeweils bei etwa  $13 \text{ mm}^{-1}$ .

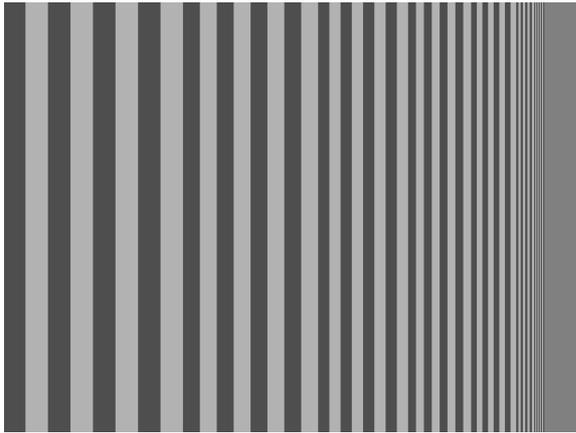


Abbildung 3.3a: Rechteckraster als 8Bit-Bild mit gleicher Modulation von  $\pm 50$  Grauwerten für alle Frequenzgruppen, mittlerer Grauwert: 128, rechnerisch erzeugt.

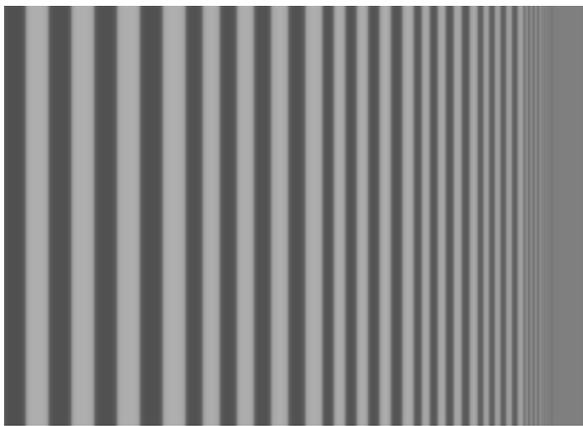


Abbildung 3.3b: Darstellung des Rechteckrasters aus Abbildung 3.3a durch das System mit der rot wiedergegebenen MTF in Abbildung 3.2.

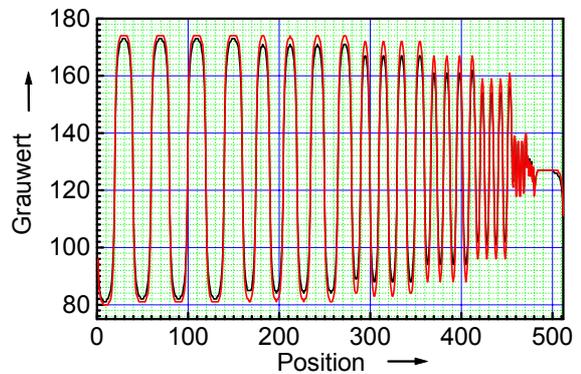


Abbildung 3.3c: Profilschnitte durch die beiden Rechteckraster, die aus dem Raster (Abbildung 3.3a) durch Filterung mit den MTFs aus Abbildung 3.2 gewonnen worden sind.

### 3.1.3 Das Rauschleistungsspektrum

Das Rauschleistungsspektrum oder Wienerspektrum (NPS – englisch: „noise power spectrum“) dient zur Beschreibung des Rauschens des Ausgangssignals (z.B. der optischen Dichte bei Filmen) analoger bildgebender Systeme. Es gibt für isotrope, ortsinvariante Systeme die Leistung des Rauschens (NP) in einem zweidimensionalen Ortsfrequenzintervall über der Ortsfrequenz an. Es gibt zwei zueinander äquivalente Beschreibungen für das Rauschleistungsspektrum. Definiert

ist das Rauschleistungsspektrum als die Fouriertransformierte der Autocovarianzfunktion über die Schwankungen der optischen Dichte:

$$\text{NPS}(R_1, R_2) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} C(\xi_1, \xi_2) \exp(-2\pi i (R_1 \xi_1 + R_2 \xi_2)) d\xi_1 d\xi_2 \quad (3.4a) \text{ mit}$$

$$C(\xi_1, \xi_2) = \lim_{X_1, X_2 \rightarrow \infty} \frac{1}{2X_1} \frac{1}{2X_2} \int_{-X_2}^{+X_2} \int_{-X_1}^{+X_1} \Delta D(x_1, x_2) \Delta D(x_1 + \xi_1, x_2 + \xi_2) dx_1 dx_2. \quad (3.4b).$$

Dieser Definition ist nach dem Wiener-Khintschin-Theorem [22] die folgende Beschreibung gleichwertig:

$$\text{NPS}(R_1, R_2) = \lim_{X_1, X_2 \rightarrow \infty} \left\langle \frac{1}{2X_1} \frac{1}{2X_2} \left| \int_{-X_2}^{+X_2} \int_{-X_1}^{+X_1} \Delta D(x_1, x_2) \exp(-2\pi i (R_1 x_1 + R_2 x_2)) dx_1 dx_2 \right|^2 \right\rangle \quad (3.5),$$

wobei  $\left\langle \frac{1}{2X_1} \frac{1}{2X_2} \left| \int_{-X_2}^{+X_2} \int_{-X_1}^{+X_1} \Delta D(x_1, x_2) \exp(-2\pi i (R_1 x_1 + R_2 x_2)) dx_1 dx_2 \right|^2 \right\rangle$  den Ensemble-

mittelwert markiert. Diese Fouriertransformation aus den Signalunterschieden von Ort zu Ort in mehreren Proben wird häufig zur Bestimmung des Rauschleistungsspektrums in der praktischen Messtechnik verwendet.

Das Rauschleistungsspektrum medizinischer Film-Folien-Systeme setzt sich aus drei Anteilen zusammen [23]. Der größte Anteil für niedrige Ortsfrequenzen resultiert aus dem übertragenen Quantenrauschen. Die statistische Verteilung der einfallenden Röntgenquanten wird durch die Verstärkungsfolien übertragen. Dabei entstehen durch die in der Verstärkungsfolie erzeugten Lichtquantenwolken Verwaschungen; die Leistung dieses Rauschanteils nimmt mit dem Quadrat der Modulationsübertragungsfunktion der Folie ab. Zum Quantenrauschen kommen das Rauschen der Folie aufgrund nicht exakt gleichmäßiger Schichten und vor allem der körnigen Struktur in der Verstärkungsfolie und das Rauschen des Films hinzu, welches durch die Körnung der photographischen Schicht hervorgerufen wird.

### 3.1.4 Der informationsbezogene Quantenwirkungsgrad

Der informationsbezogene Quantenwirkungsgrad DQE (im Englischen: „detective quantum efficiency“) beschreibt in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz den Anteil der eingehenden Bildinformation, die vom zu untersuchenden Detektor in verwertbare Bildinformation umgesetzt wird. Die DQE ist definiert [12] als das Rauschleistungsspektrum am Eingang des Detektors ( $NPS_{in}$ ) geteilt durch das Rauschleistungsspektrum am Ausgang des Detektors transferiert auf Eingangsgrößen ( $NPS_{out,r.b.}$ ):

$$DQE(R_1, R_2) = \frac{NPS_{in}(R_1, R_2)}{NPS_{out,r.b.}(R_1, R_2)} \quad (3.6).$$

Unter der Voraussetzung, dass die Quanten am Eingang poissonverteilt sind und die charakteristische Kurve des Detektors im Dynamikbereich, in dem das Rauschen wiedergegeben wird, linear ist, entspricht dies dem Verhältnis aus dem Quadrat des frequenzabhängigen Signal-Rausch-Verhältnisses am Ausgang des Detektors zurückgerechnet auf die Eingangsgrößen  $\left(\frac{S}{N}\right)_{out,r.b.}(R_1, R_2)$  und dem Quadrat des frequenzabhängigen Signal-Rausch-Verhältnisses am Eingang des Detektors  $\left(\frac{S}{N}\right)_{in}(R_1, R_2)$ :

$$DQE(R_1, R_2) = \frac{\left(\frac{S}{N}\right)_{out,r.b.}^2(R_1, R_2)}{\left(\frac{S}{N}\right)_{in}^2(R_1, R_2)} \quad (3.7).$$

Aus (3.6) lässt sich für ein medizinisches Röntgenfilm-Folien-System mit Hilfe der Gleichungen

$$NPS_{out,r.b.}(R) = \frac{NPS_{out}(R)}{G^2 \cdot MTF^2(R)} = \frac{NPS_{out}(R)}{\gamma^2 \cdot (\log(e))^2 \cdot MTF^2(R)} \quad (3.8a) \quad \text{und}$$

(wegen der Poissonverteilung der einfallenden Röntgenquanten)

$$NPS_{in}(R) = \bar{Q} \quad (3.8b)$$

die Formel

$$DQE(R) = \frac{MTF^2(R) \cdot \gamma^2 \cdot (\log(e))^2}{NPS_{out}(R) \cdot \bar{Q}} \quad (3.9)$$

herleiten. Ab Gleichung (3.8) ist dabei von der Darstellung im zweidimensionalen Ortsfrequenzraum auf die Darstellung im eindimensionalen Ortsfrequenzraum

übergegangen worden, weil ein medizinisches Film-Folien-System als rotations-symmetrisch angesehen werden kann.

In den Formeln (3.8) und (3.9) ist  $\gamma$  der lokale Gradient der sensitometrischen Kurve und  $\bar{Q}$  ist die mittlere Anzahl der einfallenden Röntgenquanten, die auf dem Film die Dichte hervorruft, bei der die Auswertung von MTF und NPS durchgeführt worden ist. Alle Größen in dieser Formel sind mit den Messgrößen aus den vorherigen Kapiteln bekannt oder können Tabellen entnommen werden. Daher eignet sich diese Formel sehr gut zur Bestimmung der frequenzabhängigen DQE eines medizinischen Film-Folien-Systems.

Die sogenannte rauschäquivalente Quantenzahl NEQ (englisch: „noise equivalent quanta“) gibt ortsfrequenzabhängig die Zahl der Quanten an, die ein idealer Detektor benötigen würde, um ein genauso viel oder wenig verrauschtes Bild wie der reale Detektor zu erzeugen. Je geringer NEQ ist, desto verrauschter ist das vom realen Detektor erzeugte Bild. Je größer NEQ ist, desto geringer rauscht das erzeugte Bild, desto besser ist die erreichbare Bildgüte. Die NEQ kann man als Maß für die Bildgüte zum Beispiel eines Röntgenbildes betrachten. Die NEQ berechnet sich für einen analogen Detektor sehr einfach aus der DQE:

$$\text{NEQ}(R) = \text{DQE}(R) \cdot \bar{Q} \quad (3.10).$$

Der Verlauf mit der Ortsfrequenz ist also derselbe wie der Verlauf der DQE.

## 3.2 Bildgüteparameter digitaler bildgebender Systeme

Für digitale, bildgebende Systeme ist die Beschreibung der Bildgüteparameter deutlich komplizierter als für analoge Systeme, da etliche Voraussetzungen für die Beschreibung der Systeme nicht mehr gelten. Die Übertragung von Bildern durch solche Systeme ist zum Beispiel auch in kleinen Dynamikbereichen aufgrund der Digitalisierung nicht mehr linear. Ebenso gilt keine Ortsinvarianz und keine Isotropie mehr. Das heißt, dass die in Kapitel 3.1 eingeführten Kenngrößen wie zum Beispiel die charakteristische Kurve, die MTF, das NPS, die DQE und die NEQ neu definiert oder interpretiert werden müssen.

### **3.2.1 Die Antwortfunktion**

Die charakteristische Kurve für analoge Systeme stellt für digitale Detektorsysteme keine kontinuierliche Funktion mehr dar und wird daher anders benannt. Sie trägt die Bezeichnung „Antwortfunktion“. Durch die Umsetzung analoger Werte in ganzzahlige Werte (meist 256 oder 65536, entsprechend 8 oder 16 Bit) entsteht eine Treppenfunktion. Diese ist nicht kontinuierlich und damit streng mathematisch auch nicht linear. Sie kann allerdings durch eine lineare Funktion angenähert werden, wenn die Digitalisierungsstufen fein genug sind, um alle messtechnisch unterscheidbaren Eingangssignale darzustellen.

Dies gilt zum Beispiel für die Digitalisierung medizinischer Röntgenfilme mit sehr guten Scannern bis zu einer mittleren optischen Dichte von etwa 2. Solche Scanner können im Allgemeinen 12 oder 16 Bit Graustufen auflösen. Aufgrund der erreichbaren Reproduzierbarkeit bei der Messung der optischen Dichte sind mehr Stufen, als diese Scanner bis Dichte 2 auflösen können, nicht unterscheidbar. Erst oberhalb dieser Dichte treten bei manchen Scannern Effekte aufgrund der Digitalisierungsstufen auf.

### **3.2.2 Die Ortsauflösung**

Es ist noch schwieriger die Ortsauflösung digitaler Systeme als die Antwort eines digitalen Detektors auf ein Eingangssignal adäquat zu beschreiben. Die Modulationsübertragungsfunktion ist nur definiert für ortsinvariante, isotrope, lineare Detektorsysteme. Alle diese Eigenschaften treffen auf digitale Detektorsysteme im Allgemeinen nicht zu. Die Form und die Anordnung der Pixel bedingen, dass fast jedes digitale System richtungsabhängig und ortsabhängig unterschiedlich auf Signale reagiert. Schmale Linien werden anders dargestellt, je nachdem ob sie auf eine Reihe von Pixeln fallen oder genau zwischen zwei Reihen (siehe Abbildung 3.4).

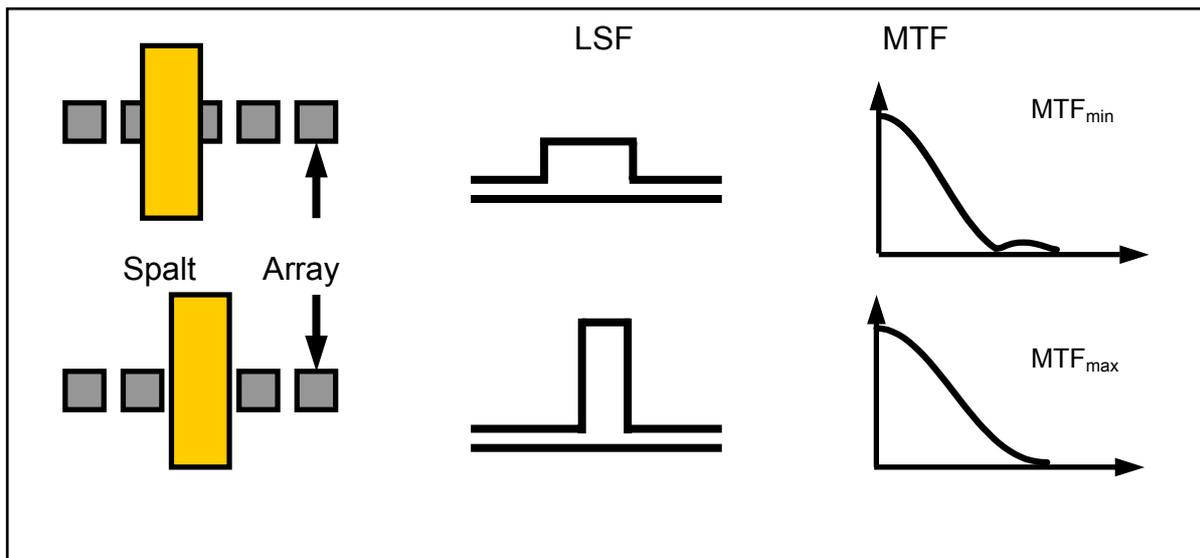


Abbildung 3.4 (aus [24]): Darstellung eines schmalen Spaltes durch ein Array mit einzelnen Detektoren, wie es bei der digitalen Bildgebung üblicherweise eingesetzt wird.

Die Übertragungseigenschaften des Detektors werden für digitale Systeme vom Eingangssignal mit beeinflusst. Ein Teil der Übertragungseigenschaften wird jedoch nur durch den Detektor bestimmt. Das Detektormaterial und die Form und Größe der einzelnen Pixel sind die bestimmenden Faktoren für die Übertragungseigenschaften, die allein dem Detektor zugeschrieben werden können. Um diese zu charakterisieren, wird die sogenannte „presampling MTF“ verwendet, die im Prinzip nur den analogen Teil des digitalen Detektorsystems beschreibt [25]. Die Bezeichnung presampling MTF deutet darauf hin, dass mit dieser Größe die Einflüsse der eigentlichen Abtastung nicht beschrieben werden. Die Form und die Größe der Pixel sollen aber berücksichtigt sein. Es muss daher ein Messverfahren zur Bestimmung der MTF angewandt werden, bei dem zwar die digitalen Daten ausgewertet werden, der Einfluss der Abtastung aber eliminiert wird.

Die Auflösungseigenschaften eines solchen Detektorsystems sind aber nicht nur durch diese presampling MTF beschrieben. Daneben werden die Auflösungseigenschaften bestimmt durch den Abstand der einzelnen Pixel bei der Abtastung des Signals ( $\Delta x_1$ ,  $\Delta x_2$ ). Es werden nur an bestimmten Positionen im Ortsraum, sogenannten Stützstellen, Werte für das Signal ermittelt. Auf diese Weise können aber nur solche Sinuswellen von einem digitalen Detektor richtig dargestellt werden bzw. richtig rekonstruiert werden, für die mindestens zwei Stützstellen pro Periode ausgewertet werden können. Daher gibt es eine Grenzfrequenz für jeden

digitalen Detektor, bis zu der im Eingangssignal enthaltene Frequenzanteile ohne Verfälschung wiedergegeben werden können. Diese Frequenz heißt Nyquist-Frequenz. Durch die Angabe der Nyquist-Frequenz, die sich gemäß der folgenden Formeln aus dem Abstand benachbarter Pixel ergibt, werden die Auflösungseigenschaften der Abtastung beschrieben.

$$R_{1,nyq} = \frac{1}{2\Delta x_1} \quad \text{und} \quad R_{2,nyq} = \frac{1}{2\Delta x_2} \quad (3.11).$$

Die Übertragung feiner Signale hängt also nicht mehr allein vom Detektor, sondern auch von der Position und dem Frequenzinhalt dieser Signale ab. In Abbildung 3.4 wurde die Phasenabhängigkeit des Bildes am Beispiel eines Spaltes verdeutlicht. Ein solcher Spalt ist schmal verglichen mit dem Abstand der Pixel im Detektorarray. Die Lage des Spaltes bezogen auf das Array erzeugt eine Phase der ortsfrequenzabhängigen Signalkomponenten zu den einzelnen Pixeln. Damit variiert die Wiedergabe der Information. Dieser Zusammenhang lässt sich mathematisch durch die folgende Formel beschreiben:

$$FT_{\text{Abtast}}(R) = \left\{ \sum_k [FT_{\text{ein}}(R - k/\Delta x) \exp(2\pi i \varphi(k/\Delta x))] \right\} \quad (3.12)[24].$$

Dabei bezeichnet  $FT_{\text{Abtast}}$  die Fouriertransformierte des abgetasteten Bildes eines Spaltes,  $FT_{\text{ein}}$  die Fouriertransformierte des durch den analogen Teil des Detektors erzeugten Bildes,  $\Delta x$  das Sampling-Intervall senkrecht zur Länge des Spaltes,  $k$  jede beliebige ganze Zahl sowie  $\varphi$  einen Phasenterm, der die relative Position zwischen Spalt und Detektorarray angibt. Die Fouriertransformierte des durch den analogen Teil des Detektors erzeugten Bildes ist gegeben durch die Fouriertransformierte des Spaltes multipliziert mit der presampling MTF des Detektors. Die Frequenzabhängigkeit ist im eindimensionalen Raum angegeben, da der Spalt als ein dimensionales Objekt senkrecht zu seiner Länge beschrieben werden kann.

Wenn die presampling MTF für Ortsfrequenzen oberhalb der Nyquist-Frequenz nicht verschwindet, können Scheininformationen in das Bild gelangen. Diese Artefakte – Aliasing genannt - treten aber nur auf, wenn im Eingangssignal Komponenten für Frequenzen oberhalb der Nyquist-Frequenz enthalten sind. Der Anteil der möglichen Scheininformationen des Aliasing ist ebenfalls abhängig vom Frequenzspektrum des Eingangssignals. Man kann solche Scheininformationen nicht von echter Information unterscheiden. Dies macht sie gerade für medizinische Anwendungen zu einer

gefährlichen Beeinflussung der übertragenen Bildinformation und damit auch der Bildqualität. Daher muss man neben den dem Detektor inhärenten Eigenschaften möglichst auch Informationen über das Frequenzspektrum des typischerweise auf ihn treffenden Eingangssignales haben. Es wird also zur Beschreibung der Ortsauflösung eines Detektors auch eine Angabe über mögliches Aliasing benötigt. Neben der Nyquist-Frequenz des Detektors wird gelegentlich auch ein sogenannter „Aliasing-Koeffizient“  $AK(R)$  [24] angegeben, der die ortsfrequenzabhängigen Anteile möglicher Artefakte im Bild für den vorliegenden Detektor beschreiben soll. Es wird die durch das Aliasing hervorgerufene Zusatzmodulation bei einem Rechteckraster gegen die Gesamtmodulation aufgetragen und der jeweiligen Grundfrequenz der Rastergruppe zugeordnet und daraus der Aliasing-Koeffizient  $AK(R)$  berechnet.

Der Effekt unterschiedlicher Nyquist-Frequenzen ist in den Abbildungen 3.5a und 3.5b verdeutlicht. Diese Abbildungen zeigen das Motiv aus Abbildung 3.3a (mit Bildanteilen mit hohen Frequenzkomponenten) für zwei digitale Detektoren mit gleicher presampling MTF, aber unterschiedlicher Nyquist-Frequenz. Im Bild 3.5a sind deutlich Artefakte zu sehen. Diese sind entstanden, weil die presampling MTF für den im Fall a) simulierten Detektor bei der für diesen Detektor angenommenen Nyquist-Frequenz noch deutlich größer als Null war.

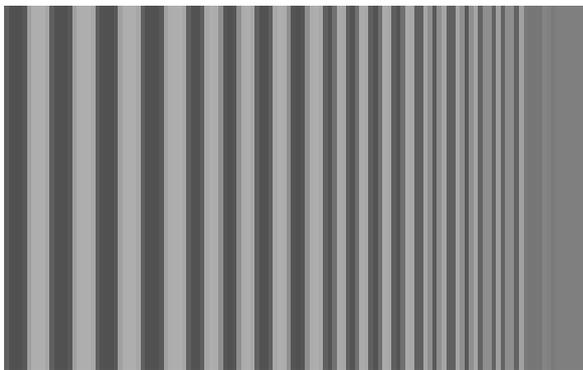


Abbildung 3.5a: Darstellung des Rechteckrasters aus 3.3a mit einem digitalen Detektor, dessen presampling MTF bei der Nyquist-Frequenz noch deutlich größer Null ist.

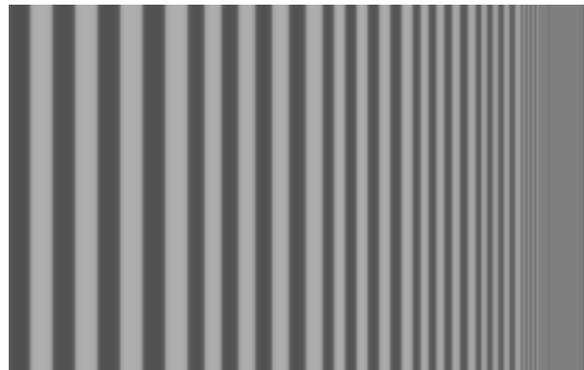


Abbildung 3.5b: Darstellung desselben Rechteckrasters für einen Detektor mit gleicher presampling MTF wie in Abbildung 3.5a, aber sehr viel höherer Nyquist-Frequenz.

Es gibt in der Literatur immer wieder Versuche, die Auflösungseigenschaften eines digitalen Röntgendetektors allein durch eine Messgröße zu beschreiben, welche die durch die Abtastung hervorgerufenen Artefakte nicht wiedergibt. Diese Versuche sind

in Frage zu stellen, solange das Spektrum des Eingangssignals nicht bekannt ist. Die Beschreibung der Signalübertragung sollte gerade für den medizinischen Bereich den schlimmsten möglichen Fall widerspiegeln, nämlich, dass diagnostisch relevante Informationen verloren gehen, überdeckt werden oder vorgetäuscht werden können. Denn nur dann wird angegeben, welche Information mit dem Detektor mit Sicherheit erkannt werden kann.

Diese Position widerspricht zum Beispiel dem von Dobbins et al. eingeführten Konzept der EMTF [26]. Mit dem Begriff EMTF wird der Erwartungswert der MTF bezeichnet, der sich durch Mittelwertbildung aller sich ergebenden digitalen MTFs, wenn alle möglichen Phasenlagen berücksichtigt werden, berechnet.

### **3.2.3 Das Rauschen eines digitalen Detektors**

Das Rauschen eines digitalen Detektors hat unterschiedliche Komponenten. Diese können in Analogie zu einem analogen Detektorsystem beschrieben werden als additive Anteile und als multiplikative Anteile. Ein Film-Folien-System moduliert das Rauschleistungsspektrum der einfallenden Quantenverteilung gemäß seiner MTF, dies ist der multiplikative Anteil. Additive Anteile sind das Rauschen der Folie und das Filmrauschen. Für ein digitales System sind die additiven Anteile vor allem durch das Eigenrauschen der Elektronik und anderer direkter Detektorkomponenten gegeben. Durch die Verstärkung, die presampling MTF und eventuelle optische Effekte (z.B. Streuung bei einem Scanner) entsteht ein multiplikativer Rauschanteil im detektierten Bild. Auch Rauschen im Frequenzbereich oberhalb der Nyquist-Frequenz kann in den Frequenzbereich unter dieser Grenze gespiegelt werden, wenn die presampling MTF über die Nyquist-Grenze hinaus reicht. Das heißt, für einen Detektor, der durch seine Auflösungseigenschaften Aliasing ermöglicht, kann kein sinnvoller multiplikativer Rauschanteil als Beitrag zum Rauschleistungsspektrum angegeben werden. Dies wird jedoch möglich, falls das Rauschen des Eingangssignals keine Frequenzanteile oberhalb der Nyquist-Frequenz enthält. In diesem Fall kann das Rauschen des digitalen Detektors wie das eines analogen Detektors durch einen additiven Rauschleistungsbeitrag und einen multiplikativen Beitrag beschrieben werden. Auf dieselbe Weise kann das Rauschen eines digitalen

Detektors grundsätzlich beschrieben werden, wenn die presampling MTF oberhalb der Nyquist-Frequenz auf Null abgefallen ist und so Aliasing vermieden wird.

Ein typischer zusätzlicher additiver Rauschbeitrag eines digitalen Detektors ergibt sich bereits aus der Stufung der Digitalisierung. Dabei gilt gemäß [4]:

$$\sigma_{\text{dig}} = \sqrt{1/12} \cdot \text{Stufenhöhe} \quad (3.13).$$

### 3.2.4 Das Konzept von DQE und NEQ für digitale Detektoren

In der einschlägigen Literatur, die sich mit den Übertragungseigenschaften digitaler Detektorsysteme befasst [27,28], werden unterschiedliche Ansätze für den informationsbezogenen Quantenwirkungsgrad bzw. die rauschäquivalente Quantenzahl digitaler Detektorsysteme verfolgt. Die meisten Arbeiten verwenden an das jeweils untersuchte Detektorsystem angepasste Konzepte aus der Theorie für die analogen Detektorsysteme (siehe Gl. 3.9). Die vor allem in Abschnitt 3.2.2 aufgeführten Probleme bleiben dabei jedoch meist unberücksichtigt. Zur Beschreibung der frequenzabhängigen Übertragung wird häufig nur die presampling MTF benutzt. Da in der medizinischen Bildgebung weder das Frequenzspektrum des Eingangssignals noch das Rauschen am Eingang für die Aufnahmesysteme bekannt sind, ist es naheliegend, dass die Konzepte für die Beschreibung der analogen Systeme für die digitalen übernommen werden.

Es gibt jedoch auch Arbeiten, die sich bemühen, neue Konzepte für die Beschreibung digitaler Detektorsysteme zu entwickeln [29, 30]. Diese neuen Konzepte benötigen jedoch eigentlich ebenfalls das Wissen über die Frequenzspektren von Signal und Rauschen am Eingang.

Die Notwendigkeit dieses bislang fehlenden Wissens wird zum Beispiel deutlich, wenn man den Ansatz von Spahn et al. [31] genauer betrachtet. Die Autoren versuchen, die Probleme der Normierung bei der Bestimmung der MTF zu umgehen, indem sie für die Bestimmung der DQE die Ausgangsmodulationen nicht auf die Ausgangsmodulation bei der Frequenz Null normieren. Es sollen auf diese Weise Fehler bei der Normierung, die gerade aufgrund verschiedener Effekte bei der tieffrequenten Übertragung durch digitale Detektoren auftreten können, vermieden

werden. Stattdessen wird bei jeder Ortsfrequenz das Verhältnis von Ausgangs- zu Eingangsmodulation berechnet. Dazu muss die Eingangsmodulation bekannt sein, die nicht gemessen, sondern nur berechnet werden kann. Die Ausgangsmodulation der Grundwelle jeder Frequenzgruppe wird durch Fourieranalyse des Ausgangssignals gewonnen. Bei der Aufnahme werden die Rasterlinien des verwendeten Rasters leicht verkippt gegen Zeilen oder Spalten der Pixel abgebildet. Dadurch wird ein „Oversampling“ (Abstand der Stützstellen kleiner als die Größe der Pixel) erreicht, so dass die Signalübertragung unabhängig von der Abtastung bestimmt wird. Es wird also eine Art selbstnormierende presampling MTF gemessen. Mögliche Artefakte durch Aliasing werden auch bei diesem Konzept vor allem in Bezug auf die Signalübertragung nicht ausreichend betrachtet. Wünschenswert wäre ein Konzept, bei dem erstens mögliche Artefakte bei der Beschreibung des Rauschens als auch bei der Beschreibung der Signalübertragung in gleicher Weise berücksichtigt werden und bei dem zweitens der Gefahr verfälschter Information bei der digitalen Signalübertragung für die zu übertragende, diagnoserelevante Information in geeigneter Weise Rechnung getragen wird. Diesem zweiten Punkt wird in dem Verfahren von Spahn et al. Rechnung getragen. Denn für die Bestimmung des Rauschleistungsspektrums wird bei diesem Verfahren kein Oversampling verwendet, so dass hier Aliasing mit betrachtet wird. Allerdings ist das Konzept nicht einheitlich in Bezug auf die berücksichtigten Artefakte in der Signal- beziehungsweise Rauschübertragung.

Das von Dobbins [26] vorgestellte Konzept, welches auf der oben erwähnten EMTF basiert, ist insofern in sich schlüssiger und beschreibt das Rauschen ähnlich wie die Signalübertragung, weil nicht die presampling MTF, sondern die EMTF verwendet wird. Allerdings werden digitale Detektorsysteme, deren Übertragungseigenschaften Aliasing ermöglichen, dabei unter Umständen trotz der möglichen Fehlinformationen sehr positiv bewertet. Eine Begründung für diese positive Bewertung liefert Cunningham [32], indem er zeigt, dass die Größe der empfindlichen Fläche eines Pixels im Vergleich zum Pixelabstand keinen Einfluss auf das Signal-Rausch-Verhältnis hat. Dies gilt aber nur, solange man die Fehlinformationen nicht zum Beispiel als Rauschbeitrag versteht.

An dieser Stelle der Arbeit soll versucht werden, einen Ansatz auf der Grundlage der Basisdefinition der DQE bei Dainty and Shaw [12] darzustellen, um die Probleme mit der Beschreibung der digitalen Systeme, wie sie oben im Einzelnen erläutert worden sind, in ein für analoge wie digitale Systeme geltendes Modell mit einzubinden [33]. Dieser Ansatz soll die oben aufgestellten Bedingungen der ähnlichen Beschreibung der Rausch- und der Signalübertragung beziehungsweise einer tatsächlich kritischen Bewertung digitaler Aufnahmesysteme erfüllen. In [12] wird die DQE als Quotient aus dem Schwankungsquadrat  $\Delta Q_{\text{ein}}^2$  eines Signals am Eingang des Detektors und dem eines Signals am Ausgang dieses Detektors  $\Delta Q_{\text{aus}}^2$  definiert:

$$\text{DQE} = \frac{\Delta Q_{\text{ein}}^2}{\Delta Q_{\text{aus}}^2} \quad (3.14):$$

Wendet man diese Beziehung unreflektiert auf digitale Systeme an, so treten die oben im Einzelnen dargestellten Schwierigkeiten wegen der Digitalisierungsstufung und der Abtastung auf. Für die DQE kann zum Beispiel eine zu grobe Digitalisierung bedeuten, dass das Ausgangssignal nicht schwankt, obwohl im Eingangssignal Schwankungen vorhanden sind, das hieße, die DQE würde unendlich groß. Dieses Problem ließe sich lösen, indem man den Term  $\Delta Q_{\text{aus}}$  nicht nur als statistische Schwankungen bzw. statistische Unsicherheiten des Ausgangssignals zum Beispiel als Standardabweichung, sondern als Gesamtunsicherheit, zusammengesetzt aus statistischen und systematischen Unsicherheiten [4], versteht. Systematische Unsicherheiten sind zum Beispiel für den digitalen Detektor auch Unsicherheiten, die sich aus der Digitalisierung ergeben, und solche, die sich eventuell aus dem Aliasing ergeben könnten. Die Unsicherheit durch die Digitalisierung ergibt sich bei der Annahme einer Rechteckverteilung aller möglichen analogen Signalwerte entsprechend der Formel (3.13) aus Kapitel 3.2.3.

Die ISO Norm 12232 [34] zur Ermittlung der Empfindlichkeit von digitalen elektronischen Kameras legt fest, dass die Digitalisierungsunsicherheit dann vernachlässigt werden kann, wenn die gemessene Varianz des Ausgangssignals größer als 25 Prozent der Höhe der Digitalisierungsstufe ist. Es ist also zu prüfen, wie groß die Varianz des Ausgangssignals im Vergleich zur Digitalisierungsstufe ist, um den Rauschbeitrag durch diese Komponente des Digitalisierungsprozesses beschreiben zu können.

Aliasing bewirkt ebenfalls eine Unsicherheit bei der Bestimmung des Ausgangssignals. Ob überhaupt Aliasing auftritt und gegebenenfalls wieviel beziehungsweise in welchem Frequenzbereich, hängt nicht nur vom Detektor, sondern auch vom Objekt selbst ab (vergleiche Kapitel 3.2.2). Damit wandelt sich die DQE digitaler Systeme von einer allein den Detektor kennzeichnenden Größe zu einer solchen, welche die Eignung eines Detektors für eine bestimmte Aufgabe beschreibt.

Grundsätzlich ist das Konzept der DQE für analoge wie für digitale Detektorsysteme nur dann anwendbar, wenn das Eingangssignal mit einer „natürlichen“ Schwankung wie etwa dem statistischen Rauschen der Röntgenquanten gekoppelt ist. Fehlt diese natürliche Rauschbegrenzung des Signals, könnte man also ein rauschfreies Signal dem Detektor anbieten, wäre die DQE nach der Formel (3.14) konstant Null. Eine Beschreibung eines Detektors mittels der DQE wäre nicht möglich. Einem Scanner könnte man zum Beispiel eine völlig gleichmäßig eingefärbte, semitransparente Schicht oder sogar gar kein Objekt (Transmissionsgrad 1) anbieten, das Rauschen am Eingang wäre Null. Bei einer „künstlich“ verrauschten Schicht, einem Röntgenfilm etwa, wäre die DQE eine Funktion eben dieses Rauschens und nicht mehr eine Größe, die den Detektor kennzeichnet. Daher ist das Konzept der DQE für einen Scanner allein nicht anwendbar.

Jedoch kann man eine „Gesamt-DQE“ für das aus Film und Folie sowie Scanner bestehende Gesamtsystem definieren: Die Schwankungen des Eingangssignals basieren auf „natürlichem“ Rauschen, die Schwankungen des Signals am Ausgang des Scanners kann man bestimmen. Kennt man dann die DQE des analogen Systems, lässt sich auf diese Weise formal auch eine DQE des Scanners berechnen, und zwar als Quotient aus der DQE des Gesamtsystems und der DQE des Filmsystems. Für den in dieser Arbeit verwendeten industriellen Röntgenfilm AGFA Strukturix D7, das verwendete mammographische Film-Folien-System Kodak Min-R 2000 / Kodak Min R DMA sowie die Gesamtsysteme aus diesen analogen Detektorsystemen und dem verwendeten Trommelscanner Tango T4 der Firma Heidelberger Druckmaschinen sind die DQEs gemessen worden (siehe Abschnitte 5.2.3 und 5.3.4) und daraus ist die Scanner-DQE berechnet worden.

**Kapitel 4:**  
**Vorüberlegungen und Vorversuche**

Aus den Betrachtungen zu den Übertragungseigenschaften digitaler Detektorsysteme ist deutlich geworden, dass zur Beschreibung eines solchen Systems die Kenntnis über das Frequenzspektrum des einfallenden Eingangssignals, insbesondere über dessen obere Frequenzgrenze, nötig ist. Ohne diese Kenntnis ist es nahezu unmöglich, einen optimierten digitalen Detektor für eine bestimmte Fragestellung zu konzipieren. Vergleichende Analysen unterschiedlicher Detektoren sind ebenfalls nicht sinnvoll möglich. Für die Anwendung in der medizinischen Radiographie, zum Beispiel des Thorax, sollte deswegen in dieser Arbeit das Frequenzspektrum des Eingangsstrahlenprofils für einen digitalen Detektor bestimmt werden. Dieses Eingangsstrahlenprofil wird im Folgenden auch als „reales Strahlenbild“ bezeichnet. In Abbildung 4.1. wird deutlich, was damit für eine Thoraxaufnahme eines Patienten gemeint ist:

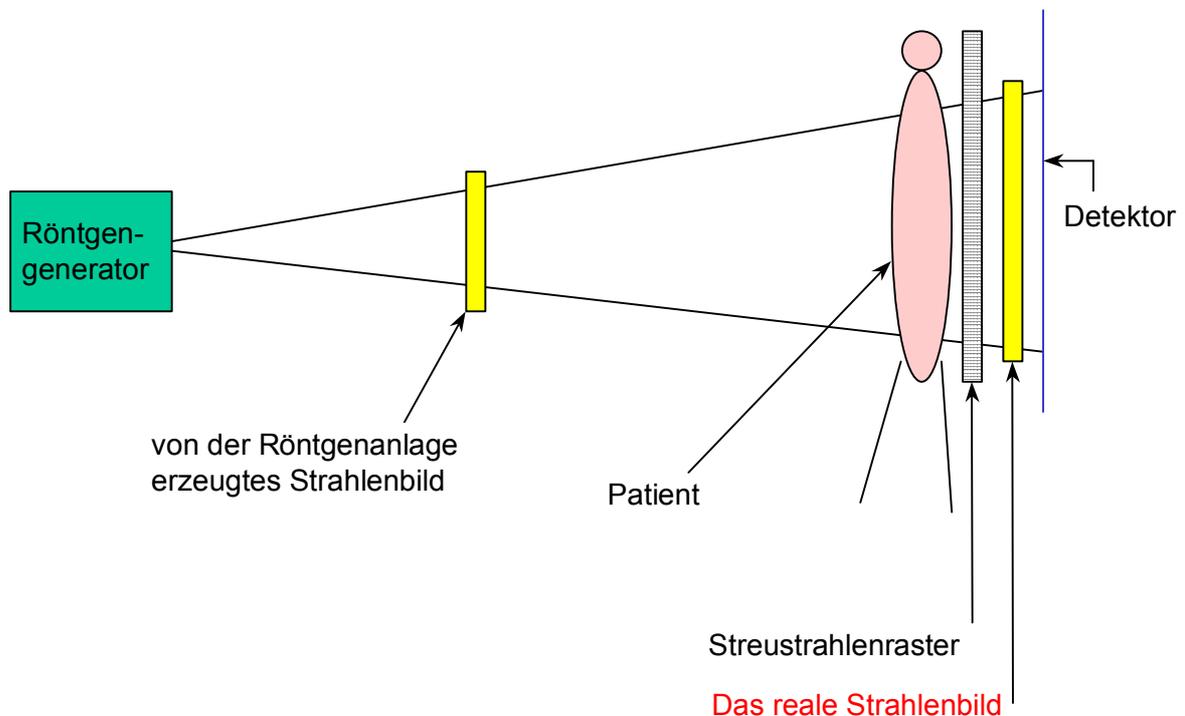


Abbildung 4.1: Das reale Strahlenbild einer Röntgen-thoraxaufnahme eines Patienten.

Das Strahlenbild für die digitalen Detektoren kann sich geringfügig von dem Strahlenbild für ein analoges Film-Folien-System unterscheiden, da die verwendeten Geometrien für die verschiedenen Aufnahmetechniken etwas unterschiedlich sind.

## **4.1 Der Einfluss der Aufnahmetechnik auf das reale Strahlenbild bei einer Röntgenaufnahme des Thorax**

Hinsichtlich der Aufnahmetechnik, die für eine Röntgenaufnahme verwendet wird, sind verschiedene Aspekte zu berücksichtigen:

- die geometrischen Bedingungen,
- die für die jeweilige Aufnahme verwendete Strahlenqualität und
- die Homogenität bei der Bestrahlung des eingeblendeten Strahlenfeldes.

Das reale Strahlenbild einer Thorax-Röntgenaufnahme hängt insbesondere sehr stark von den geometrischen Bedingungen bei der Aufnahme ab. Deshalb soll im folgenden Abschnitt zunächst der Einfluss der Geometrie auf den möglichen Informationsgehalt des realen Strahlenbilds verdeutlicht werden.

### **4.1.1 Der Einfluss der geometrischen Bedingungen auf das Strahlenbild**

Die Größe des Fokus ist ebenso für die Abbildung kleiner Strukturen bedeutsam wie die Abstände zwischen Fokus und Patient beziehungsweise Fokus und Detektor. Auch die Methode zur Streustrahlenreduktion (Raster oder Luftspalt) spielt eine wesentliche Rolle für den Informationsgehalt des realen Strahlenbildes.

In den zentralen Versuchen muss ein Standardaufnahmestand verwendet werden, um eine möglichst allgemein gültige Aussage über das reale Strahlenbild zu erhalten. Die Anordnung ist also geometrisch so aufzubauen, wie sie beim Einsatz heutiger moderner digitaler Röntgendetektoren (zum Beispiel Thoravision der Firma Philips Medical Systems) gebräuchlich ist. Es stellt sich die Frage, welche maximale Ortsfrequenz bei der verwendeten Geometrie überhaupt im Strahlenbild vorhanden sein kann. Diese Frequenz kann man anhand der Geometrie abschätzen, indem man betrachtet, welche Strukturen im Bild noch messtechnisch oder visuell getrennt werden können. Zur Veranschaulichung des Zusammenhangs zwischen der

Geometrie bei der Röntgenaufnahme und der getrennten Abbildung von Strukturen des Patientenkörpers dient die Abbildung 4.2. In dieser Abbildung sind schematisch der Fokus der Röntgenröhre und die Strahlen von seinen Rändern dargestellt, die an der dem Detektor zugewandten Seite des Patienten auf eine unendlich feine Struktur treffen und von dort zum Detektor weiterlaufen. An der Größe des Punktbildes  $\Delta z$  kann man erkennen, wie weit ein weiterer Punkt, der abgebildet werden soll, von dem ersten Punkt entfernt sein müsste, um getrennt abgebildet werden zu können.

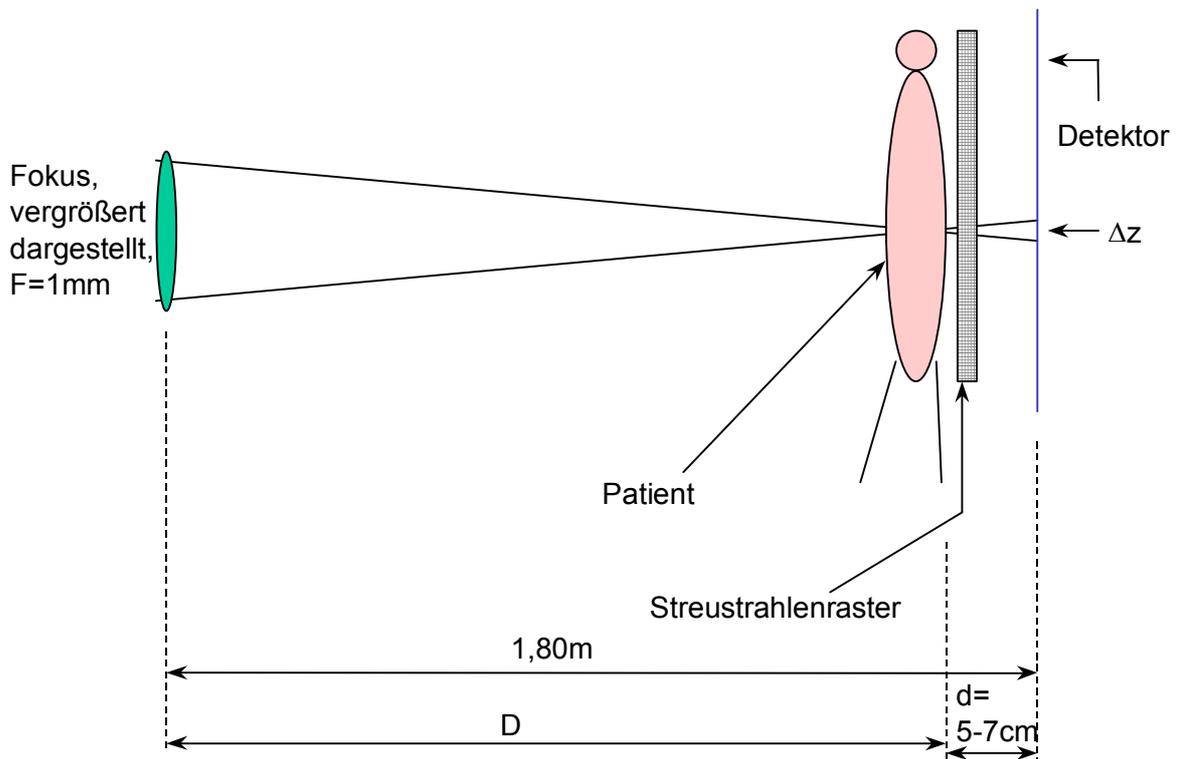


Abbildung 4.2: Eine typische Geometrie bei der Anfertigung einer Röntgenthoraxaufnahme und ihr Effekt auf die Darstellung eines unendlich feinen Details.

Die Größe des Punktbildes  $\Delta z$  gibt außerdem die Modulationsübertragungsfunktion der Geometrie als die Fouriertransformierte des Punktbildes oder im eindimensionalen Fall des Linienbildes an. Das heißt, die Grenzfrequenz  $R_{\text{geom. Gr.}}$ , die den Wert wiedergibt, bei dem die MTF der Geometrie endgültig unter 0,1 gefallen ist und der durch die Geometrie der Aufnahme gegeben ist, berechnet sich nach der folgenden Formel, wobei sich die Konstante aus der sinc- Funktion ergibt:

$$R_{\text{geom. Gr.}} \approx \frac{2,681}{\Delta z} = \frac{2,681 \cdot D}{F \cdot d} \quad (4.1).$$

Die Bezeichnungen entsprechen denen in Abbildung 4.2. Außerdem ist  $R_{\text{geom. Gr.}}$  die aus den geometrischen Aufnahmebedingungen abgeleitete Grenzfrequenz im Strahlenbild. Diese Formel berechnet sich aus der Betrachtung der sinc-Funktion als der theoretischen Übertragungsfunktion des rechteckigen Strahlenprofils der Breite  $\Delta z$  als dem Bild eines Absorptionpunktes aus der detektornächsten Ebene des Patienten in der Detektorebene. Die Grenzfrequenz ist die Frequenz, bei der die sinc-Funktion mit steigender Ortsfrequenz zum letzten Mal den Wert 0,1 erreicht.

Für Röntgenaufnahmen des Thorax verwendet man heute häufig einen Brennfleck mit einem Nennwert von 1,2. Dementsprechend betrug der Brennfleckennennwert der Röntgenröhre für die in dieser Arbeit durchgeführten Versuche ebenfalls 1,2. Der Brennfleck muss damit in der einen Richtung eine effektive Größe zwischen 1,2 mm und 1,7 mm haben; in der anderen Richtung darf der Durchmesser zwischen 1,7 mm und 2,4 mm liegen [35]. Der Film-Fokus-Abstand war 2000 mm und der Abstand zwischen Film und Patientenseite 150 mm. Die theoretische MTF dieser geometrischen Konstellation mit einer angenommenen Breite des Brennflecks von 1,6 mm ist in Abbildung 4.3 gezeigt. Hieraus berechnet sich mit dem oben genannten Kriterium eine Grenzauflösung für Strukturen der Thoraxanatomie von  $20,6 \text{ mm}^{-1}$ .

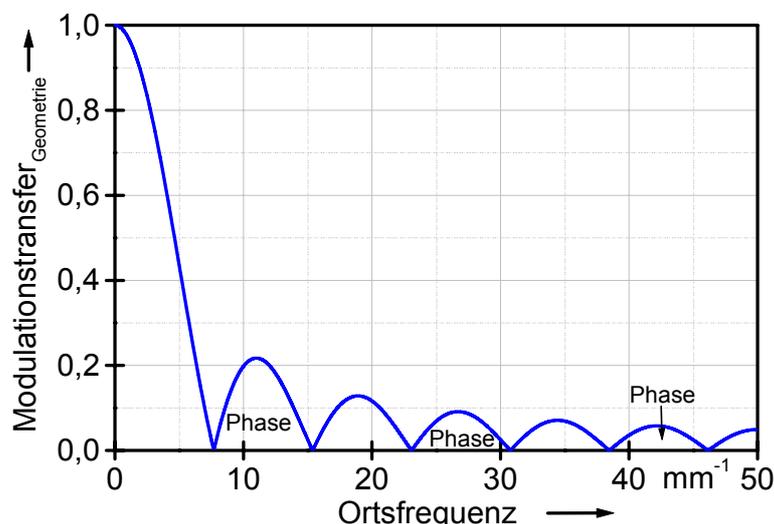


Abbildung 4.3: Berechnete MTF der verwendeten Aufnahmegeometrie. In den mit „Phase“ gekennzeichneten Frequenzbereichen wird die Information phasengedreht wiedergegeben.

Ausserdem wurde die Grenzfrequenz  $R_{\text{geom. Gr}}$  gemessen, indem an die Stelle, an der die präparierte Lunge am nächsten an den Film heranreichte, ein Bleiraster vom Typ 53 mit Rechteckstrukturen, deren Grundwellen Frequenzen zwischen  $0,25 \text{ mm}^{-1}$  und  $20 \text{ mm}^{-1}$  entsprachen (Hüttner, Deutschland), gebracht wurde. Dieses wurde mit Hilfe eines medizinischen Röntgenfilms ohne Folien abgebildet. Die entstandenen Bilder der Raster (Linien horizontal und vertikal) wurden eingescannt und dann je eine MTF für beide Richtungen des gesamten abbildenden Systems bestimmt. Die Kurven (Abbildungen 4.4a und 4.4b) sind deutlich unterschiedlich. Daraus ist zu schließen, dass der effektive Brennfleck nicht symmetrisch ist. In den Kurven treten Minima auf, die einer Brennfleckgröße von  $1,5 \text{ mm}$  beziehungsweise von  $2,0 \text{ mm}$  entsprechen.

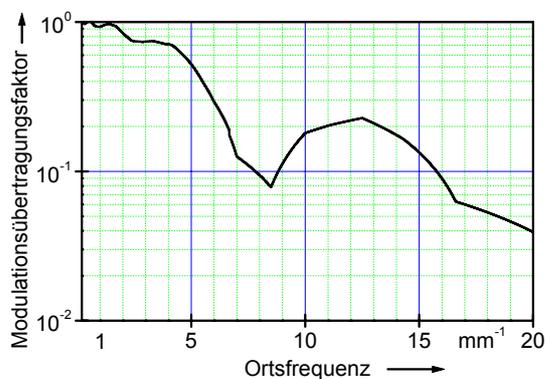


Abbildung 4.4a: Die MTF der geometrischen Aufnahmebedingungen. Die Linien des zur Messung verwendeten Bleirasters waren hier parallel zur längeren Achse der Fokuselipse ausgerichtet.

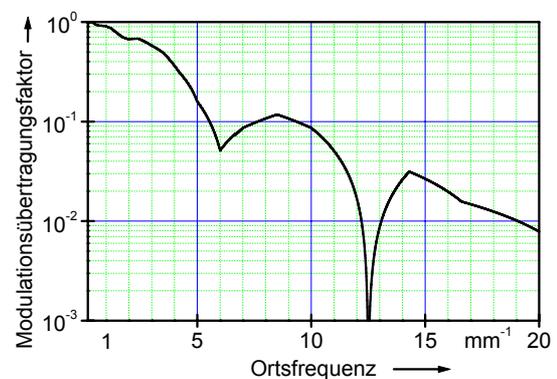


Abbildung 4.4b: Die MTF der geometrischen Aufnahmebedingungen. Die Linien des zur Messung verwendeten Bleirasters waren hier senkrecht zur längeren Achse der Fokuselipse ausgerichtet.

Die maximale Ortsfrequenz, die überhaupt im Strahlenbild vorhanden sein kann, ist also je nach Richtung unterschiedlich. Die insgesamt höchstmögliche Ortsfrequenz, die bei der Beschreibung eines Signalanteils auftreten kann, wird durch das Maximum aus den beiden maximalen Ortsfrequenzen für die beiden Richtungen bestimmt. Dabei ist zu berücksichtigen, dass auch Frequenzanteile nach der ersten Nullstelle der MTF noch Beiträge zum Gesamtspektrum liefern können. Daher ist als Wert für die höchstmögliche Ortsfrequenz, bei dem die MTF letztmalig größer als  $0,1$  ist,  $15,8 \text{ mm}^{-1}$  aus Abbildung 4.4a abzulesen. Dieser Wert beschreibt allein die physikalische Auflösungsgrenze durch die Geometrie; er bedeutet nicht, dass im

Strahlenbild der Lunge so hohe Frequenzen in den Signalen enthalten sind. Höhere Frequenzkomponenten können aber nicht vorkommen.

Neben der Geometrie beeinflusst auch die Qualität der Strahlung das Strahlenbild in der Detektorebene. Die zu beachtenden Aspekte bei der Wahl dieses Parameters werden im Folgenden beschrieben.

#### **4.1.2 Der Einfluss der Strahlenqualität auf das Strahlenbild**

Die Absorption der Röntgenstrahlung durch unterschiedliches Gewebe hängt von der Strahlenqualität ab. Für konventionelle Röntgenaufnahmen des Thorax mit medizinischen Film-Folien-Systemen wird heute im Allgemeinen die sogenannte Hartstrahltechnik verwendet. Dabei werden Strahlenqualitäten von Röhrensparnungen über 100 kV, zum Teil sogar bis 150 kV verwendet. Dies geschieht, da für diese Strahlung die entstehenden Röntgenbilder zwar etwas geringere Kontraste aufweisen, jedoch weniger Strahlungsenergie im Körper des Patienten verbleibt und die Empfindlichkeit der Film-Folien-Systeme für die harten Strahlenqualitäten höher ist, so dass korrekt belichtete Röntgenbilder bei geringerer Strahlenbelastung für die Patienten zu erzielen sind. Außerdem ist der Anteil der entstehenden Streustrahlung, wenn man Compton- Streuung und verlustfreie Streuung zusammennimmt bei der harten Strahlung kleiner.

Für digitale Detektorsysteme gelten die einfachen Zusammenhänge zwischen Dosis und Bildqualität, dass nämlich die Bildqualität mit höherer Dosis bei Verwendung feinzeichnenderer Film-Folien-Systeme zunimmt, nicht mehr. Dies liegt zum einen daran, dass die meisten digitalen Detektoren einen sehr viel größeren Dynamikumfang für die Detektion von Röntgenstrahlung ermöglichen als die gängigen Film-Folien-Systeme. Zum anderen lassen sich die gewonnenen Informationen mittels Bildverarbeitung auf dem Bildwiedergabemedium (Film oder Monitor) immer so darstellen, dass der Schwärzungseindruck optimal erscheint. Auch können die Kontraste so dargestellt werden, dass der Bildeindruck für jeden Betrachter optimiert wird. Allerdings nimmt das Signal- Rauschverhältnis im Bild mit der Dosis ab. Mit der Kontrastoptimierung wird es teilweise bei einer Thoraxaufnahme möglich, das bessere Kontrast-Rausch-Verhältnis bei einer weichen

Strahlenqualität für eine Dosisersparnis auszunutzen, ohne durch die sehr kontrastreiche Darstellung der Rippen diagnostisch notwendige Information über die Lungenstrukturen hinter den Rippenstrukturen zu verlieren. Selen als im Thoravision verwendetes Detektormaterial hat zudem für Strahlung, die mit 70 kV erzeugt wird, eine höhere Quantenabsorptionsrate als für härtere Strahlung, da die weiche Strahlung besser absorbiert wird aufgrund der Lage der K-Kante des Selens. Selen ist besonders empfindlich für Strahlenqualitäten, deren Schwerpunkt bei 13 keV liegt. Härtere Strahlung wird schlechter in Bildinformation umgesetzt. Dies haben Tests mit dem Thoravision-System von Philips bestätigt [36]. Dieses System zeigt für Strahlung einer Röhrenspannung von 70 kV bei gleicher oder sogar niedrigerer Dosis als bei Hartstrahltechnik wesentlich kontrastreichere Aufnahmen. Dies gilt jedoch nur bis zu einer bestimmten Patientenstärke. Die Kontraste können per Bildverarbeitung reduziert werden, wodurch auch der Rauscheindruck schwächer wird. Die Streustrahlung wird beim Thoravision-System durch einem Luftspalt reduziert, was für Streustrahlung bei Einstrahlung weicherer Röntgenstrahlen günstig ist. Um sowohl Systeme, die bei 70 kV ihren optimalen Arbeitspunkt haben, als auch solche, die bei 120 kV oder darüber eingesetzt werden, in die Untersuchungen einzubeziehen, sind die zentralen Versuche bei beiden Strahlenqualitäten durchzuführen.

Ein weiterer Gesichtspunkt, der zu beachten ist, ist die Inhomogenität der großflächigen Dosisverteilung, die bei jeder Röntgenröhre existiert. Diese Inhomogenität beeinflusst natürlich ebenfalls das Strahlenbild bei einer Röntgenaufnahme.

#### **4.1.3 Der Einfluss der Homogenität der Dosisverteilung auf das Strahlenbild**

Wenn nicht das reale Strahlenbild als solches interessiert, sondern nur die Abschwächung der Röntgenstrahlung durch ein Thoraxpräparat oder durch den Thorax eines Patienten einzeln betrachtet werden soll, so muss die erhaltene Dosisverteilung korrigiert werden um die Dosisverteilung des ungeschwächten Strahlenbildes. Damit ist gemeint, dass der Röntgengenerator vor dem abzubildenden Objekt keine vollständig homogene und gleichmäßige Dosisverteilung erzeugt, sondern dass vielmehr auf Grund von geometrischen Randbedingungen in der Röhre eine stärkere Ausleuchtung auf einer Seite zu verzeichnen ist (Heel- Effekt). Im

Allgemeines ist die Dosis im Zentrum des Bildfeldes am höchsten und nimmt aufgrund der Strahlgeometrie zu den Rändern hin ab. Solche Inhomogenitäten treten für jeden Aufnahmestand auf, so dass das Strahlenbild, welches angegeben und analysiert werden soll, diese Ungleichmäßigkeiten enthalten soll. Außerdem ist die Verteilung von Aufnahme zu Aufnahme bei ein und derselben Röntgenröhre konstant, während das örtliche Rauschen, bedingt durch die Poissonverteilung der einfallenden Röntgenquanten, von Aufnahme zu Aufnahme variiert. Diese Inhomogenität in der großflächigen Dosisverteilung ist nicht vom Patienten bedingt und kann daher bei fest eingebauten digitalen Detektoren korrigiert werden, was für das Rauschen nicht möglich ist.

Die Inhomogenität des von der Röntgenröhre erzeugten Strahlenfeldes in der Patientenebene wurde mit Hilfe eines typischerweise für Thoraxaufnahmen verwendeten Film-Folien-Systems (Kodak Lanex Medium / Kodak T-Mat DG) gemessen. Sie darf nicht zu groß sein, um im Bildfeld nicht in ungünstige Dynamikbereiche des Films oder des Scanners zu gelangen. Das Ergebnis der Messung ist schematisch in Abbildung 4.5 dargestellt:

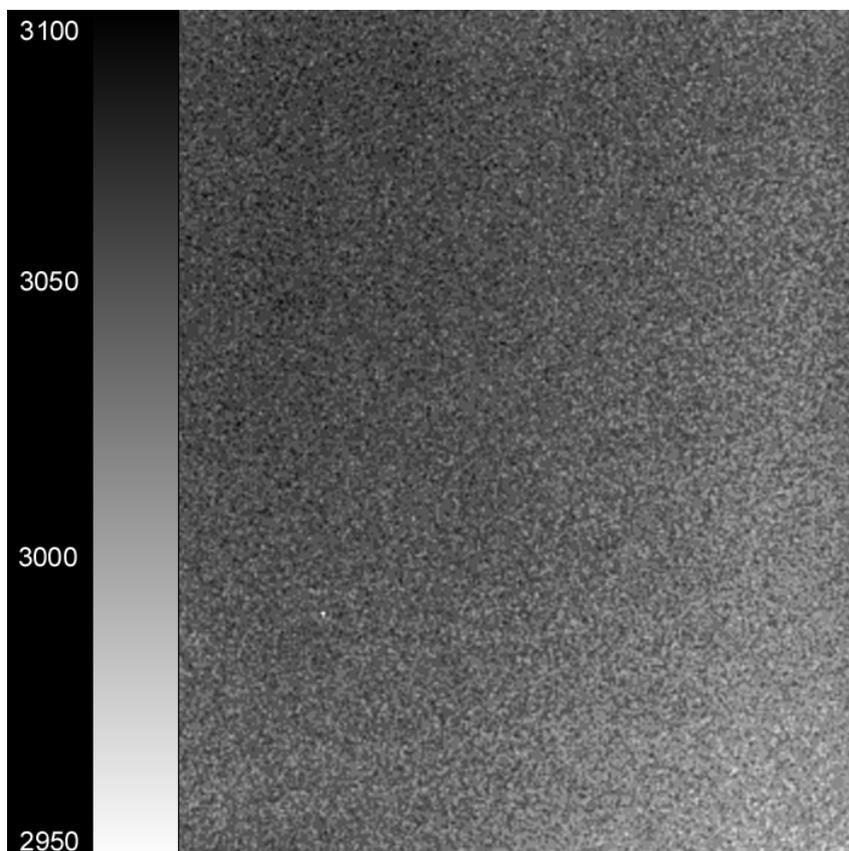


Abbildung 4.5:

Die großflächige Dosisverteilung bei der verwendeten Röntgenröhre für ein Feld von 24 cm mal 30 cm. Auf der linken Seite ist eine Grauwertskala mit der dazugehörigen Luftkermadosis in  $\mu\text{Gy}$  für die Präparataufnahme wiedergegeben.

(berechnet aus der Verteilung der Luftkermadosis auf dem konventionellen Röntgenfilm und den gemessenen Dosiswerten für die entsprechenden Schwärzungen auf dem industriellen Röntgenfilm und dem konventionellen Film).

Die Abbildung zeigt, dass die benutzte Röntgenröhre ein ausreichend homogenes Strahlenfeld in der Patientenebene erzeugt. Mit einer Abweichung von weniger als fünf Prozent zwischen dem Maximum der Luftkermadosis und dem Minimum zeigt die Röhre vergleichsweise geringe Abweichungen, die die Auswertung des Strahlenbildes nicht stören.

## **4.2 Voraussetzungen für die Bestimmung des realen Strahlenbildes**

Im Kapitel 4.1 über die geometrischen Bedingungen bei Thoraxaufnahmen ist eine maximale Grenzfrequenz für die Aufnahme einer Thoraxradiographie in einem Aufnahmezustand für digitale Detektorsysteme von  $15,8 \text{ mm}^{-1}$  bestimmt worden. Das heißt, um das reale Strahlenbild zu bestimmen, muss ein Detektorsystem gefunden werden, mit dem alle Informationen bis zu  $15,8 \text{ mm}^{-1}$  möglichst verlustfrei übertragen werden können. Detektorsysteme, die eine derart feine Auflösung bieten, werden standardmäßig in der zerstörungsfreien Werkstoffprüfung für die röntgentechnische Detektion feinsten Risse eingesetzt. Solche Detektorsysteme benötigen insbesondere für medizinische Strahlenqualitäten eine sehr hohe Dosis zur Erzeugung bildhafter Informationen aus dem Strahlenprofil. Voruntersuchungen, die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt worden sind, haben gezeigt, dass die benötigte Dosis für eine auswertbare Filmschwärzung etwa einen Faktor 300 bis 500 über dem einer Standardröntgenaufnahme mit Film-Folien-Radiographie liegen würde. Diese Dosis kann einem lebenden Menschen aus Strahlenschutzgründen nicht appliziert werden. Außerdem würden für die Applikation einer solchen Dosis mindestens ein bis fünf Sekunden Belichtungszeit mit medizinischen Röntgeneratoren erforderlich sein. In dieser Zeit bewegt sich ein Mensch aufgrund seines Herzschlages, so dass starke Bewegungsunschärfen das Auftreten hoher Ortsfrequenzen im Strahlenbild verhindern würden. Daher können die notwendigen Aufnahmen nur an einem Phantom gemacht werden. Als ein solches wurde ein Präparat aus der Lunge eines verstorbenen Menschen verwendet (siehe Abbildung 4.6). Diese Lunge wurde im beatmeten Zustand fixiert.



Abbildung 4.6: Die beatmet fixierte Lunge, die als Präparat für die Röntgenaufnahmen mit hoher Dosis verwendet wurde.

Die Rippenbögen und andere knöchernen Strukturen können mit einem solchen Phantom natürlich nicht dargestellt werden. Dies kann in Kauf genommen werden, da zu vermuten ist, dass die Frequenzanteile in den feinen Lungenstrukturen deutlich höhere Grenzfrequenzen beinhalten als die in den Knochen. Das bei einer Bestrahlung dieses Präparates entstehende Strahlenbild sollte mit Hilfe des IR-Films detektiert und aufgezeichnet werden. Filme dieser Art sind sehr empfindlich für weiche Röntgenstrahlen oder aber auf Elektronen. Deshalb verwendet man, falls harte Röntgenstrahlung benutzt werden soll, dünne Bleifolien als eine Art Wandler vor und hinter dem doppelseitigen Film, um die Absorptionsfähigkeit und damit die Quantenausbeute zu erhöhen. Mit und ohne diese Bleifolien ist die Ortsauflösung aller IR-Filme deutlich besser als die medizinischer Röntgenfilm-Folien-Systeme.

Die Ergebnisse aus den Präparataufnahmen sollten hinsichtlich der Eignung des Präparats überprüft werden, indem eine Thoraxaufnahme eines Freiwilligen auf einem Film-Folien-System für die Mammographie angefertigt wurde. Damit könnte außerdem untersucht werden, ob es tatsächlich Hinweise darauf gibt, dass die obere Frequenzgrenze der Knochenstrukturen unterhalb der Frequenzgrenze der feinen Lungenstrukturen liegt.

Um auf die Verteilung der Dosis am Eingang des Detektors zurückrechnen zu können, ist es notwendig, die aus den unterschiedlichen Aufnahmen entstandenen Röntgenbilder für die Auswertung in digitaler Form vorliegen zu haben. Deshalb müssen sie mit einem hochauflösenden Scanner digitalisiert werden. Der Scanner muss dazu folgende Voraussetzungen bieten:

Zum einen muss er die Bilder mit einer sehr hohen Ortsauflösung abtasten können, damit sichergestellt ist, dass keine Informationen des realen Strahlenbildes verloren gehen können. Das heißt, dass auch der Scanner Ortsfrequenzen bis  $15,8 \text{ mm}^{-1}$  möglichst verlustfrei wiedergeben können sollte. Außerdem darf er kein Aliasing in die Bilder bringen, denn es wäre denkbar, dass das Rauschen Frequenzkomponenten oberhalb der Grenze von  $15,8 \text{ mm}^{-1}$  enthält.

Zum anderen muss die Digitalisierung fein genug abgestuft sein, um messbare Dosisunterschiede im Strahlenbild auch tatsächlich darstellen zu können.

Das erhaltene Strahlenbild ist auch beeinflusst von den nicht unendlich fein auflösenden Detektoren, dem Film und dem Scanner. Diese haben zwar sehr gute Auflösungseigenschaften, ihre MTF bzw. presampling MTF ist jedoch nicht für alle Frequenzen bis  $15,8 \text{ mm}^{-1}$  gleich 1 (siehe Abschnitte 5.1.2 und 5.2.2). Deshalb ist überlegt worden, die Abschwächung der Modulation durch Film und Scanner zu korrigieren. Dazu müsste nach der Umrechnung der digitalen Grauwerte in optische Dichten das gesamte Bild mittels Fouriertransformation in ein zweidimensionales Bild im Ortsfrequenzraum umgerechnet werden. Das gesamte digitalisierte Bild hat eine Dateigröße von 2,8 GB (24000 mal 30000 Pixel, 4 Byte pro Pixel, da die optischen Dichten wie die Dosiswerte in Fließkommazahlen abgespeichert werden). Selbst moderne Softwareprogramme zur Bildanalyse sind mit der Fourieranalyse einer solchen Datei überfordert. Daher war das Gesamtbild in 4k mal 4k große Bildfelder zu zerteilen, die sich jeweils um 2k überlappten. Durch diesen Überlapp sollte sichergestellt werden, dass auch bei der Rekonstruktion keine Informationen aufgrund von Randeffekten bei der Transformation verloren gingen. Das zweidimensionale Bild im Ortsfrequenzraum wird durch die zweidimensionale digitale MTF des Scanners geteilt. Über die Fourier-Rücktransformation erhält man wieder ein Bild in optischen Dichten, diesmal jedoch eins ohne Dämpfung der hochfrequenten Modulationen durch den Scanner.

Für die Auswertung gilt aber zu bedenken, dass diese Korrektur zwei gravierende Nachteile hat. Zum einen wird das Rauschen im gesamten vom Scanner übertragenen Ortsfrequenzbereich (bei den gewählten Einstellungen bis  $50 \text{ mm}^{-1}$ ) ebenfalls verstärkt. Da nur bis zu einer Ortsfrequenz von  $15,8 \text{ mm}^{-1}$  Signalanteile vorkommen können, wird das Rauschen stärker verstärkt als das Signal, und das Bild wirkt nach dieser Korrektur viel verrauschter, was wiederum die weitere Auswertung beeinflussen kann. Außerdem wird eine gewisse Unsicherheit eingeführt, weil die Messung der zweidimensionalen digitalen MTF mit einer nicht geringen Unsicherheit behaftet ist. Da die Übertragung des Scanners sehr gut ist (vgl. Abbildung 5.16), wurde entschieden, die nicht korrigierten Bilder weiter auszuwerten.

Ebenso wurde erwogen, das Strahlenbild über die MTF des Film-Systems zu korrigieren. Dazu müssten zunächst die optischen Dichten des digitalen Bildes in Dosiswerte umgerechnet werden. Danach wird durch eine Fouriertransformation ein zweidimensionales Bild im Ortsfrequenzraum erzeugt. Dieses wird durch die rotationssymmetrische MTF des Film-Folien-Systems bzw. des Films dividiert. Anschließend wird auch in diesem Fall eine Rücktransformation vorgenommen. Die Probleme dieser Entfaltung sind jedoch dieselben wie bei der Korrektur mittels der MTF des Scanners. Dass bei diesen Entfaltungen kleinere Fehler auftreten können, wurde nachgewiesen, indem das Verfahren der Entfaltungen für die Scanner-MTF und die Film-MTF auf eine Rasteraufnahme angewendet wurde. Ein Rechteckraster, dessen Strukturen Grundfrequenzen von  $0,25$  bis  $20 \text{ mm}^{-1}$  entsprachen, wurde in Kontakt mit dem industriellen Röntgenfilm belichtet. Dieses Bild wurde mit denselben Parametern eingescannt, die zum Scannen der Präparataufnahmen verwendet werden sollten. Anschließend wurde die oben beschriebene Korrektur durchgeführt.

An dem Rasterbild konnten leichte Überschwinger nach der Korrektur festgestellt werden. Sie waren kleiner als 5%, wenn man keine Korrektur für Frequenzen oberhalb  $15,8 \text{ mm}^{-1}$  durchführte. Obwohl die Fehler aufgrund der Korrektur klein sind, wurde als Konsequenz aus diesem Vorversuch für die Auswertung der Strahlenbilder auf die Korrekturen der Übertragungsfunktionen der Detektormedien verzichtet, vor allem um das Rauschen im Vergleich zum Signal nicht unnötig zu verstärken. Das Rauschen beinhaltet nämlich im zweidimensionalen Frequenzraum gerade für hohe Ortsfrequenzen die höhere Leistung, da Signale in diesem Frequenzbereich meist nur in kleinen örtlichen Bereichen und häufig nur in einer Dimension zu finden sein sollten. Die Analyse der in den Signalen enthaltenen Frequenzkomponenten sollte durch die Erzeugung des in digitaler Form vorliegenden realen Strahlenbildes möglich werden. Die Art und Weise der Analyse der digitalen Daten wird in Abschnitt 6.3 ausführlich dargestellt.

## Kapitel 5:

### Charakterisierung der verwendeten bildgebenden Kette

Es muss nachgewiesen werden, dass das konzipierte Verfahren zur Messung des Strahlenbildes geeignet ist, alle *möglichen* Signalanteile im Strahlenprofil zu detektieren. Deshalb wurden die relevanten Eigenschaften der Komponenten, die im Verfahren eingesetzt wurden, untersucht und bestimmt.

#### **5.1 Die Messung der Übertragungseigenschaften der analogen Detektorsysteme**

Anhand der Röntgenaufnahme des Rasters, im Strahlengang an der Stelle positioniert, wo sich sonst Präparat oder Patient befinden, wurde gezeigt, dass Signalanteile bis  $15,8 \text{ mm}^{-1}$  im Strahlenbild vorhanden sein könnten (siehe Abbildung 4.4a). Also müssen die Übertragungseigenschaften der Detektoren mindestens bis zu dieser Frequenz hin bestimmt werden. Die Übertragungseigenschaften des analogen Teils der bildgebenden Kette, also des industriellen Röntgenfilms bzw. des mammographischen Film-Folien-Systems werden mit Hilfe der in Kapitel 3.1 eingeführten Parameter charakterisiert.

Es wurden zunächst die diffusen optischen Dichten, die auf dem industriellen Röntgenfilm (in den folgenden Kapiteln graue oder schwarze Kurven) beziehungsweise dem Mammographiefilm (im Folgenden rote Kurven) in Abhängigkeit von der Dosis erzeugt wurden, gemessen.

##### **5.1.1 Die sensitometrischen Kurven**

Die sensitometrischen Kurven für den industriellen Röntgenfilm und das mammographische Röntgenfilm-Folien-System wurden gemäß der Messmethode aus ISO 9236-1 beziehungsweise DIN 6867-1 [13,14] für die Strahlenqualität IV gemessen. Es genügt, diese Messung für eine Strahlenqualität vorzunehmen, da die Form der Kurven nicht von der Strahlenqualität abhängt [37]. Die Ergebnisse der Messungen sind in den Abbildungen 5.1 und 5.2 dargestellt:

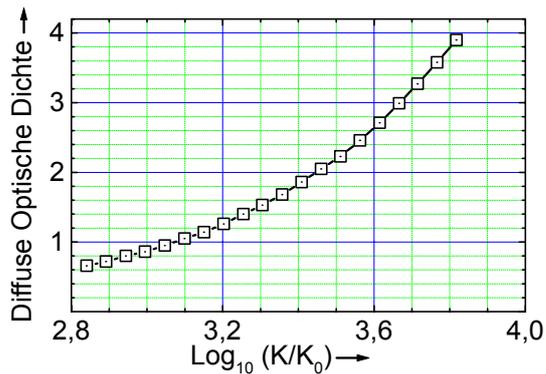


Abbildung 5.1: Die sensitometrische Kurve des industriellen Röntgenfilms für die Strahlenqualität IV nach ISO 9236 – 1 beziehungsweise DIN 6867 – 1,  $K_0 = 1 \mu\text{Gy}$ .

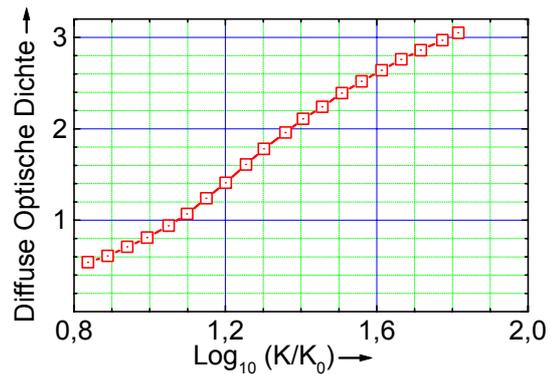


Abbildung 5.2: Die sensitometrische Kurve des mammographischen Film-Folien-Systems für die Strahlenqualität IV nach ISO 9236 – 1 beziehungsweise DIN 6867 - 1,  $K_0 = 1 \mu\text{Gy}$ .

### 5.1.2 Die Modulationsübertragungsfunktionen des industriellen Röntgenfilms und des mammographischen Film-Folien-Systems

Für Röntgenfilme und medizinische Röntgenfilm-Folien-Systeme gibt es verschiedene Methoden, die MTF zu bestimmen. Die einfachste Methode zur Auswertung ist die, ein auf dem Film aufbelichtetes Sinusraster auszuwerten. Diese Methode nutzt also im Prinzip direkt die Definition der MTF zu ihrer Bestimmung aus. Sie hat jedoch den Nachteil, dass es sehr schwierig ist, eine Sinusstruktur in der Dosisverteilung auf ein Film-Folien-System oder einen Röntgenfilm aufzubelichten. Deshalb wird diese Methode in der Praxis nicht verwendet.

Stattdessen benutzen viele Laboratorien [38,39] den Umweg über die sogenannte „SWRF“ (englisch: „square-wave-response function“, Rastermethode). Diese Funktion beschreibt dieselbe Übertragungsfunktion wie die MTF für Sinusraster für Rechteckraster. Diese Rechteckstrukturen werden zum Beispiel hergestellt, indem Rechteckstrukturen, die in Bleifolien geritzt sind, belichtet werden. Die Übertragungsfaktoren sind definiert als

$$\text{SWR}(R) = \frac{(\text{Signalantwort}_{\text{max}} - \text{Signalantwort}_{\text{min}})_{\text{r.b.}}(R)}{(\text{Eingangssignal}_{\text{max}} - \text{Eingangssignal}_{\text{min}})(R)} \quad (5.1),$$

wobei r.b. „referred back“, also „zurückgerechnet auf Eingangssignalgrößen“, heißt. Ist die Eingangssignaldifferenz für alle Ortsfrequenzen gleich, was für die geritzten

Bleifolien mit guter Näherung zutrifft, so lässt sich (5.1) umformen in folgende Formel:

$$\text{SWR}(R) = \frac{M(R)}{M(R \approx 0)} = \frac{\frac{10^{\Delta \lg K(R)} - 1}{10^{\Delta \lg K(R)} + 1}}{\frac{10^{\Delta \lg K(0,025)} - 1}{10^{\Delta \lg K(0,025)} + 1}} \quad (5.2).$$

Dabei erfolgt die Normierung auf die Modulation bei einer Frequenz möglichst nahe bei Null; für die Charakterisierung medizinischer Film-Folien-Systeme werden typischerweise Raster verwendet, die als größte Struktur einen Rechteckimpuls haben, dessen Grundfrequenz  $0,025 \text{ mm}^{-1}$  entspricht. Die Werte der SWRF sind im Allgemeinen höher als für Sinusraster. Dies liegt daran, dass durch die höheren Frequenzkomponenten die Amplitude der Grundwelle um ein Drittel erhöht ist. Da jedoch die höheren Frequenzkomponenten bei feineren Rechteckstrukturen schlechter übertragen werden, sieht man für die Strukturen mit den höheren Frequenzen vor allem die überhöhte Grundwelle. Die MTF kann mit Hilfe der Coltman-Formel [40] aus der SWRF berechnet werden:

$$T(R) = \frac{\pi}{4} \left[ \text{SWR}(R) + \frac{\text{SWR}(3R)}{3} - \frac{\text{SWR}(5R)}{5} + \dots + B_k \frac{\text{SWR}(kR)}{k} + \dots \right] \quad \text{mit}$$

$$B_k = (-1)^m \cdot (-1)^{\frac{k-1}{2}} \quad \text{für } l = m \quad \text{und}$$

$$B_k = 0 \quad \text{für } l \neq m \quad (5.3);$$

$m$  ist die Anzahl der Primzahlen, in die die ungerade Zahl  $k$  zerlegt werden kann, und  $l$  die Anzahl der verschiedenen Primzahlen, die bei der Zerlegung vorkommen.

Eine weitere Methode, die viel verwendet wird, ist die sogenannte Spaltmethode [41,42]. Dabei wird das System hinter einem sehr schmalen Spalt, der zum Beispiel aus zwei Tantalspaltbacken von 2 mm Dicke gebildet wird und dessen Breite genau bekannt ist, bestrahlt. Die Verteilung der optischen Dichte im Bild dieses Spaltes auf dem Film wird mit einem Mikrodensitometer ausgemessen. Daraus wird über die sensitometrische Kurve auf die effektive Verteilung der Dosis zurückgerechnet. Das Integral über diese Verteilung wird auf das Produkt aus Eingangsdosis und Spaltbreite normiert. Die Fouriertransformierte dieser Verteilung ist die Modulationsübertragungsfunktion. Dieses Verfahren nutzt also die Beschreibung der MTF als Fouriertransformierte der Linienverwaschungsfunktion aus. In der Praxis wird keine unendlich feine Linie, sondern ein Spalt verwendet. Dieser muss jedoch entweder

ausreichend schmal sein oder die endliche Breite muss in einer Korrektur berücksichtigt werden .

Die MTF des industriellen Röntgenfilms wurde mit der Rastermethode gemessen, wobei ein 0,03 mm dickes Bleiraster verwendet wurde. Die so bestimmte MTF des industriellen Röntgenfilms ist in Abbildung 5.3 gezeigt:

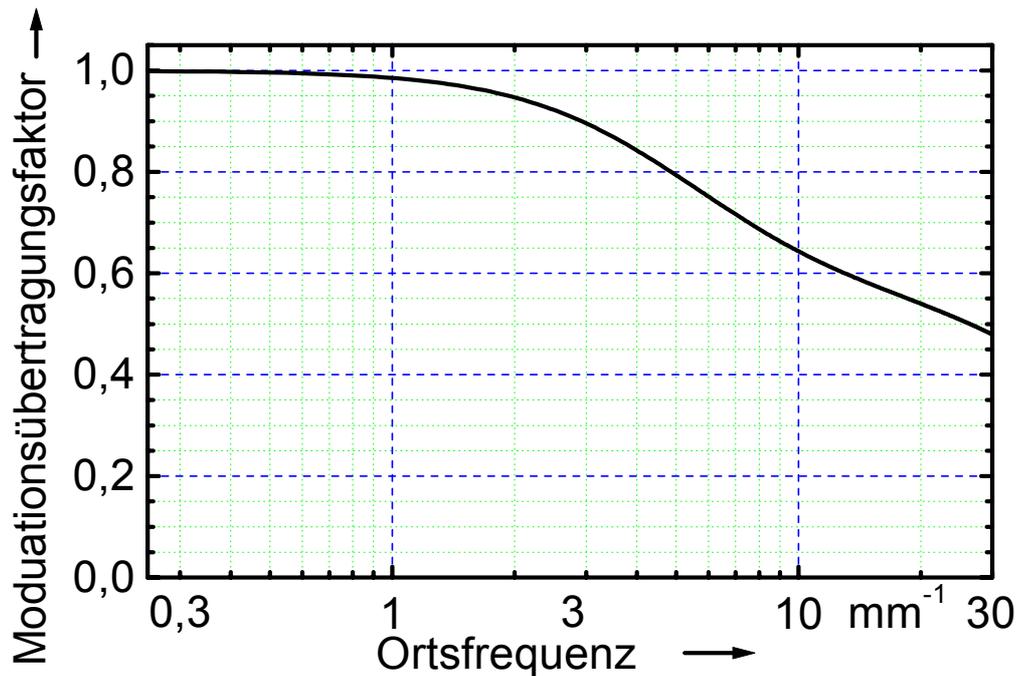


Abbildung 5.3: Die MTF des industriellen Röntgenfilms, gemessen mit der Rastermethode für die Strahlenqualität IV nach ISO 9236–1 beziehungsweise DIN 6867–1.

Das System weist bei 15,8 mm<sup>-1</sup> einen Modulationsübertragungsfaktor von 0,56 auf.

Die MTF des mammographischen Film-Folien-Systems ist bei dieser Frequenz bereits auf 0,08 abgefallen, wie in Abbildung 5.4 zu erkennen ist:

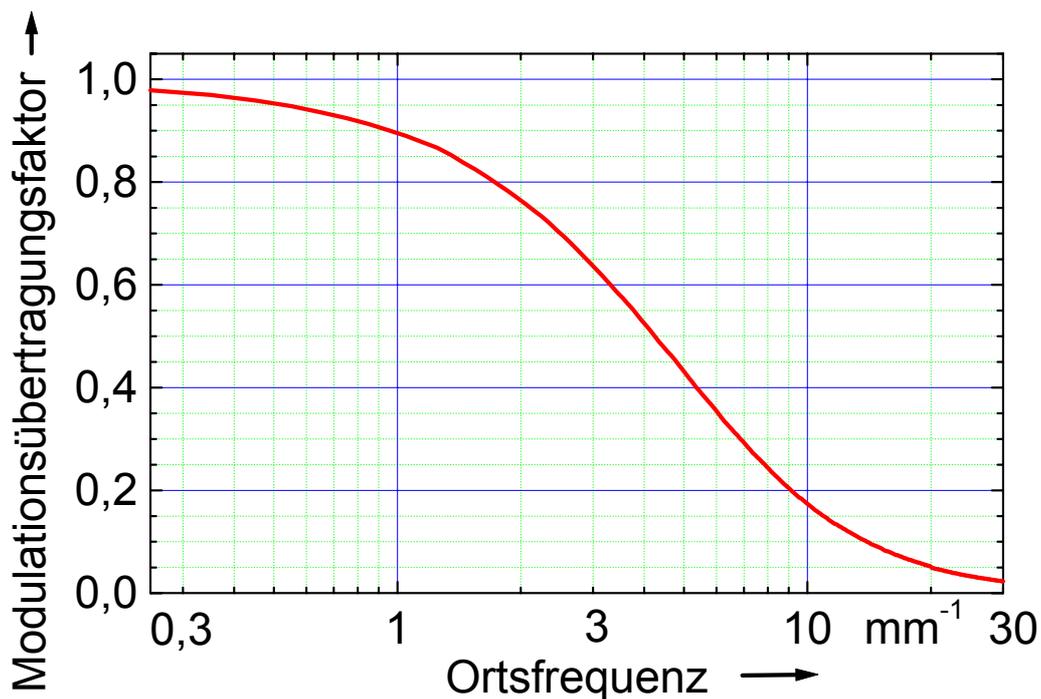


Abbildung 5.4: Die MTF des mammographischen Film-Folien-Systems, gemessen mit der Rastermethode für die Strahlenqualität IV nach ISO 9236–1 beziehungsweise DIN 6867-1.

Die MTF dieses Systems verläuft für fast alle Frequenzen unterhalb der Kurve für den industriellen Röntgenfilm. Das heißt, die Ortsauflösung des mammographischen Systems ist zwar deutlich besser als die eines typischerweise für Thoraxaufnahmen verwendeten Film-Folien-Systems (vgl. z.B. Bild A2-4 aus [43]), aber sie ist immer noch viel schlechter als die des hier verwendeten industriellen Röntgenfilms. Dies entspricht den Erwartungen an die verwendeten analogen Detektorsysteme in den zentralen Versuchen. Es ist aus diesen Messungen deutlich, dass zumindest mit den Aufnahmen auf industriellem Röntgenfilm tatsächlich Strukturen bis  $15,8 \text{ mm}^{-1}$  oder sogar darüber hinaus analysiert werden können. Für die Freiwilligenaufnahme auf dem mammographischen Film-Folien-System sind Frequenzen oberhalb von  $10 \text{ mm}^{-1}$  in den Strukturen kaum zu detektieren.

### 5.1.3 Die Rauschleistungsspektren des industriellen Röntgenfilms und des mammographischen Film-Folien-Systems

Um das Rauschleistungsspektrum medizinischer Film-Folien-Systeme zu bestimmen, wurden die optischen Dichten einer großen Anzahl (mehr als 10) großformatig homogen belichteter Filmflächen mit einem Mikrodensitometer ausgemessen. Eine Messreihe umfasst gewöhnlich  $2^N$  Messpunkte, wobei N zwischen 8 und 12 liegt. Aus jeder einzelnen Messung eines Bildes wurde mit Hilfe einer Fouriertransformation das Leistungsspektrum berechnet. Durch Mittelung vieler solcher Spektren erhält man das gemittelte Rauschleistungsspektrum der Film-Folien-Kombination gemäß Formel (3.5). Das Verfahren der Auswertung des Rauschleistungsspektrums mit einem Mikrodensitometer ist sehr aufwendig. Dieser Aspekt führt dazu, dass das Rauschleistungsspektrum sehr selten im klinischen Alltag bestimmt wird. Nur wenige Institute weltweit sind überhaupt in der Lage, diese Messgröße zu bestimmen.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Verfahren entwickelt, das Rauschleistungsspektrum nach (3.4) mit Hilfe eines Büros scanners zu messen. Eine mindestens 5 cm mal 5 cm große Fläche des zu untersuchenden Film-Folien-Systems wurde homogen belichtet. Diese Fläche wurde gescannt und die digitalen Daten über die Kennlinie des Scanners (siehe Kapitel 3.2.1) auf optische Dichten umgerechnet. Daraus konnte die zweidimensionale Autocovarianzfunktion (ACVF) berechnet werden. An eindimensionale Schnitte aus dieser zweidimensionalen ACVF wurde eine empirische Funktion (siehe (5.4)) für die Autocovarianz der optischen Dichte auf medizinischen Film-Folien-Kombinationen oder auf industriellem Röntgenfilm mit Hilfe des Least-Square-Algorithmus angepasst.

$$ACVF(l) = a_0 \cdot \exp(-a_1 \cdot l + a_2) + a_3 \cdot \exp(-a_4 \cdot l) \quad (5.4)$$

mit den Koeffizienten  $a_0$  bis  $a_4$  als den Koeffizienten für den Anpassungsalgorithmus.

Durch dieses Vorgehen konnte das Rauschen des Spektrums selber stark reduziert werden und es mussten nicht so viele Einzelmessungen ausgewertet werden.

Verschiedenste Kriterien dienten zur Analyse, ob die Anpassung der empirischen Funktion an die Daten ausreichend gut gelang:

- Die Differenz zwischen Originalwerten und angepasster Funktion durfte nicht für mehr als ein Prozent der Korrelationslängen größer als zehn Prozent des Betrags des Originalwertes sein,
- die angepasste Funktion durfte den Wert Null nicht unterschreiten,
- und außerdem wurde per Sichtprüfung entschieden, ob die beiden Kurven (Messwerte und angepasste Kurve) weitestgehend zur Deckung gelangten.

Erfüllte die Anpassung eine der genannten Kriterien nicht, so wurde eine rotationssymmetrische Mittelung aller Punkte im zweidimensionalen Feld der ACVF durchgeführt, um so deren Rauschen zu vermindern. Die rotationssymmetrische Mittelung war trotz der Anisotropie des Scanners möglich, da die Korrelationslängen kurz sind und so die Anisotropie des verwendeten Scanners bei den eingestellten Scanparametern (1000 dpi optische Auflösung, 12 Bit Grauwerte linear zur Transmission) bei der Bestimmung der ACVF praktisch ohne Wirkung bleibt. Aus der geglätteten Autocovarianz konnte dann das Rauschleistungsspektrum des Film-Folien-Systems berechnet werden. Dieses musste noch um das Quadrat der Modulationsübertragungsfunktion des Scanners korrigiert werden, wobei als Modulationsübertragungsfunktion des Scanners die rotationssymmetrische Mittelung der zweidimensionalen digitalen Scanner-MTF (siehe Kapitel 5.2.2) verwendet wurde. Die Notwendigkeit der Korrektur zeigt sich deutlich in Abbildung 5.5, in der das Rauschleistungsspektrum eines typischerweise für die Thoraxradiographie verwendeten Film-Folien-Systems (Kodak Lanex Medium / Kodak T-mat DL), gemessen mit den unterschiedlichen Verfahren, dargestellt ist.

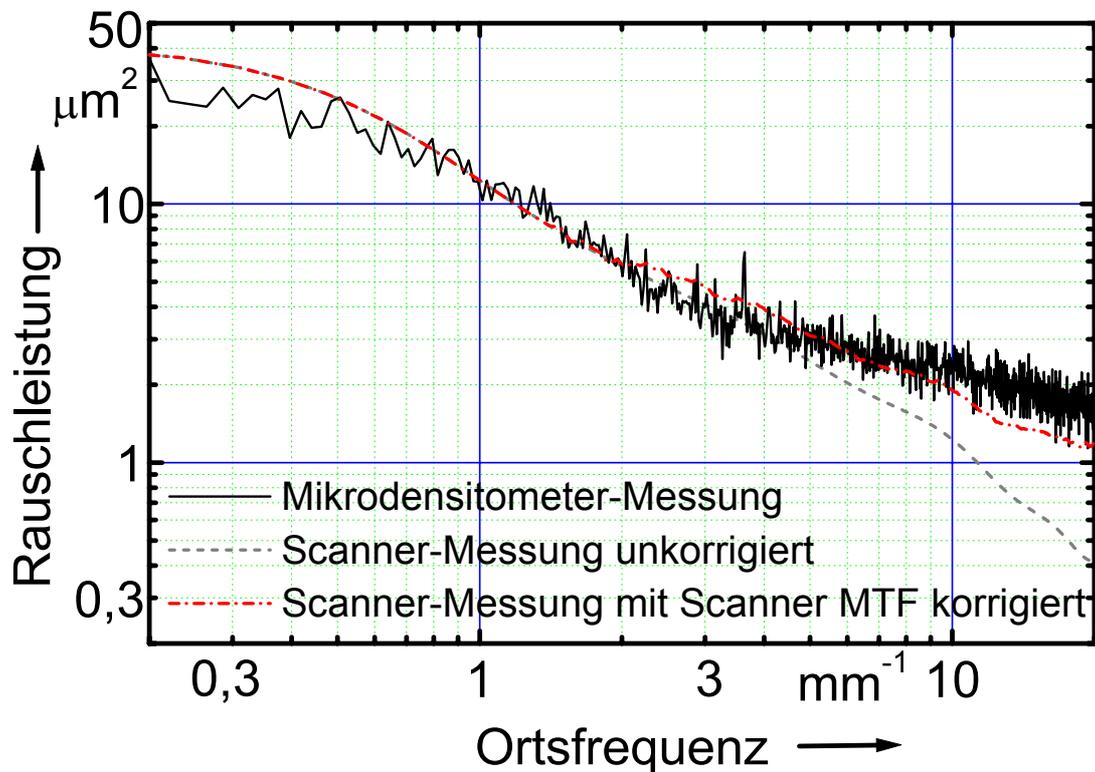


Abbildung 5.5: Das Rauschleistungsspektrum eines typischerweise für die Thoraxradiographie verwendeten Film-Folien-Systems (Kodak Lanex Regular / Kodak T mat DL), bestimmt mit unterschiedlichen Messverfahren bei Nettodichte 1,10 (Mikrodensitometermessung aus [43]).

Das Rauschleistungsspektrum des industriellen Röntgenfilms wurde mit dem Tango Scanner mit Hilfe des im Rahmen dieser Arbeit neu entwickelten Messverfahrens bestimmt. Die Rauschleistung dieses Films bei der gewählten Belichtung liegt für niedrige Ortsfrequenzen bei etwa  $3 \mu\text{m}^2$  und fällt für höhere Ortsfrequenzen auf etwa  $0,6 \mu\text{m}^2$  ab, wie in Abbildung 5.6 zu sehen ist. Damit liegt das Rauschen insbesondere für die niedrigen Ortsfrequenzen deutlich unter dem Rauschen medizinischer Film-Folien-Systeme.

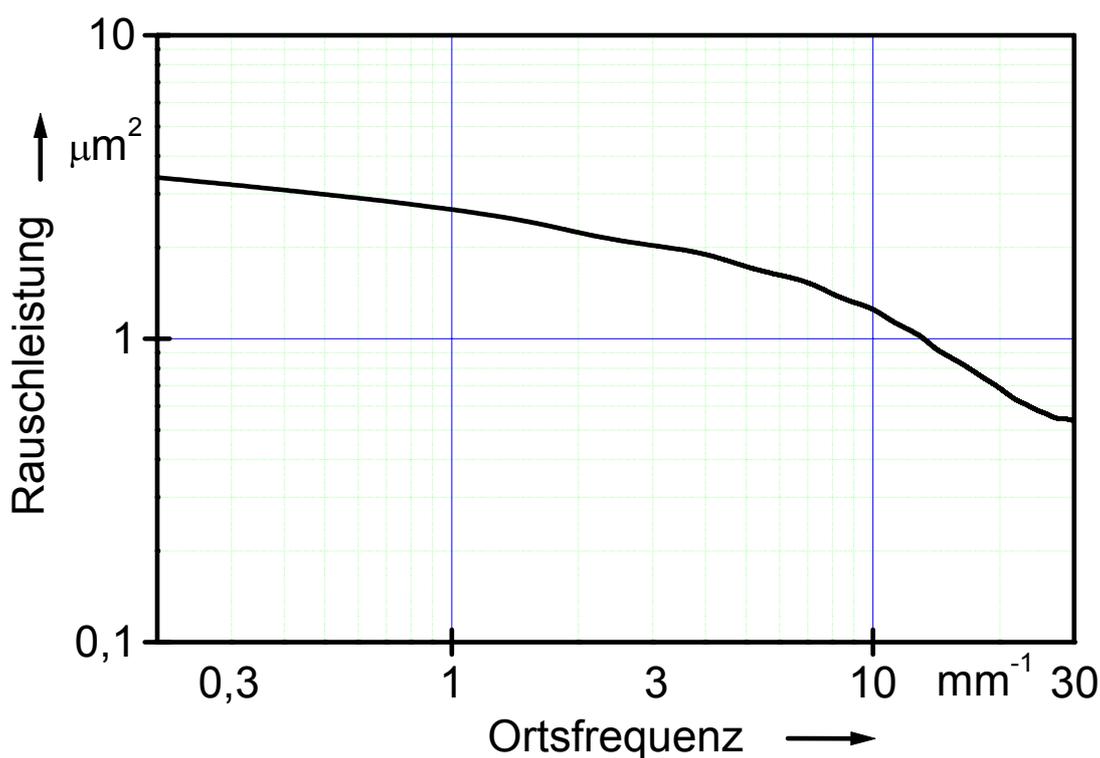


Abbildung 5.6: Das Rauschleistungsspektrum des für die Präparataufnahmen in dieser Arbeit verwendeten industriellen Röntgenfilms, gemessen mit dem neu entwickelten Messverfahren.

Das Rauschleistungsspektrum des mammographischen Film-Folien-Systems ist in Abbildung 5.7 dargestellt. Es stimmt sehr gut mit den von Bunch [44] veröffentlichten Daten für eine Messung bei einer mammographischen Strahlenqualität überein.

Das Rauschen dieses Detektors ist aufgrund der niedrigeren Dosis, die zur Belichtung verwendet wird, im tieffrequenten Bereich deutlich höher als das auf dem industriellen Röntgenfilm, jedoch immer noch etwas niedriger als das Rauschen auf genauso stark geschwärztem Film eines typischerweise für die Thoraxradiographie verwendeten Röntgenfilm-Folien-Systems [45]. Das heißt, aufgrund der Detektoren selbst ist das Rauschen auf der Freiwilligenaufnahme schon geringer als das auf einer normalen Thoraxradiographie. Das entsprechende Rauschen in den Präparataufnahmen ist im tieffrequenten Bereich (unter  $5 \text{ mm}^{-1}$ ) sogar noch wesentlich kleiner. Für höhere Ortsfrequenzen ist die Rauschleistung für alle Detektoren etwa gleich groß, da das vom industriellen Röntgenfilm übertragene Quantenrauschen in dem Bereich ungefähr so groß ist wie das Filmrauschen der

medizinischen Röntgenfilme. Die Standardabweichung  $\sigma_{\text{Det}}$  beträgt 21  $\mu\text{Gy}$  bei Werten um 2000  $\mu\text{Gy}$ , wobei  $\sigma_{\text{Det}}$  den durch den Detektor hervorgerufenen Rauschanteil inklusive des übertragenen Quantenrauschens beschreibt. Die analogen Detektoren sind also auch vom Gesichtspunkt des Rauschens her gut geeignet, die auf den Detektor treffenden Informationen zu detektieren.

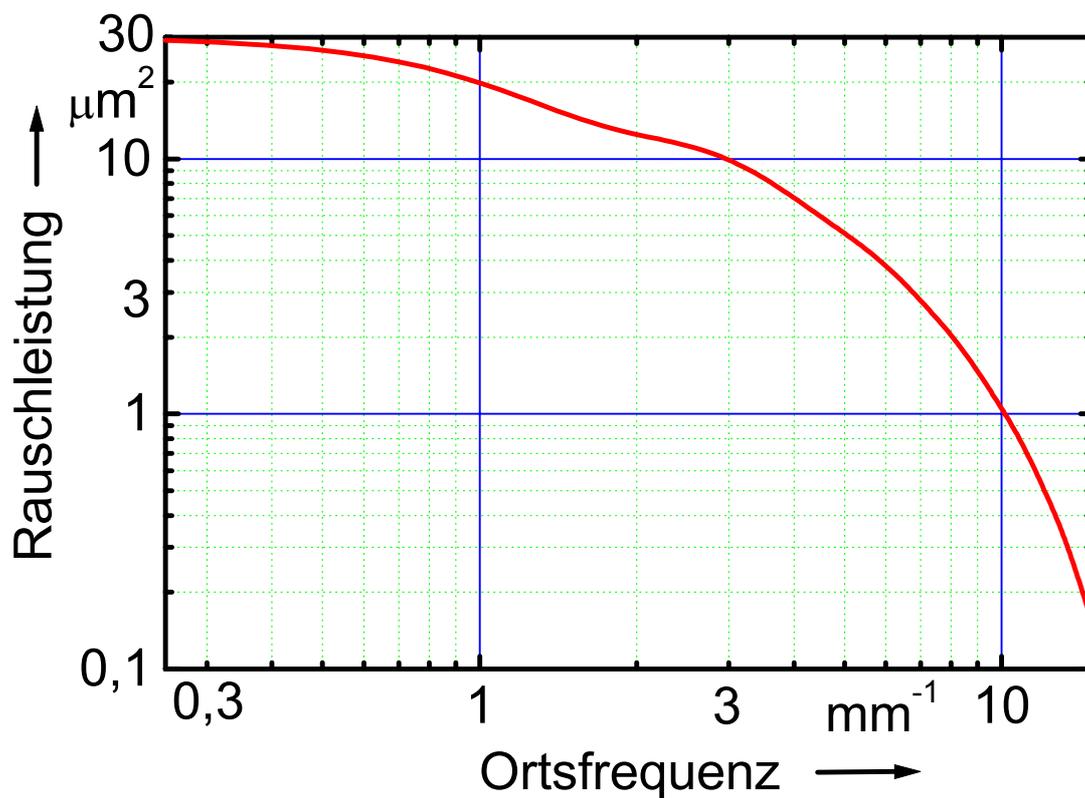


Abbildung 5.7: Das gemessene Rauschleistungsspektrum des mammographischen Film-Folien-Systems bei Nettodichte  $D_{\text{net}} = 1,08$  und der Strahlenqualität IV nach ISO 9236-1 beziehungsweise DIN 6867-1.

#### 5.1.4 Die Bestimmung der informationsbezogenen Quantenwirkungsgrade des industriellen Röntgenfilms und des mammographischen Film-Folien-Systems

Aus den oben angegebenen Messungen kann für die entsprechenden Strahlenqualitäten der informationsbezogene Quantenwirkungsgrad (DQE) der analogen Detektoren frequenzabhängig nach Gleichung (3.9) bestimmt werden. Für

die Strahlenqualität IV nach ISO 9236-1 [13] ist die so berechnete DQE des mammographischen Film-Folien-Systems in Abbildung 5.8 wiedergegeben.

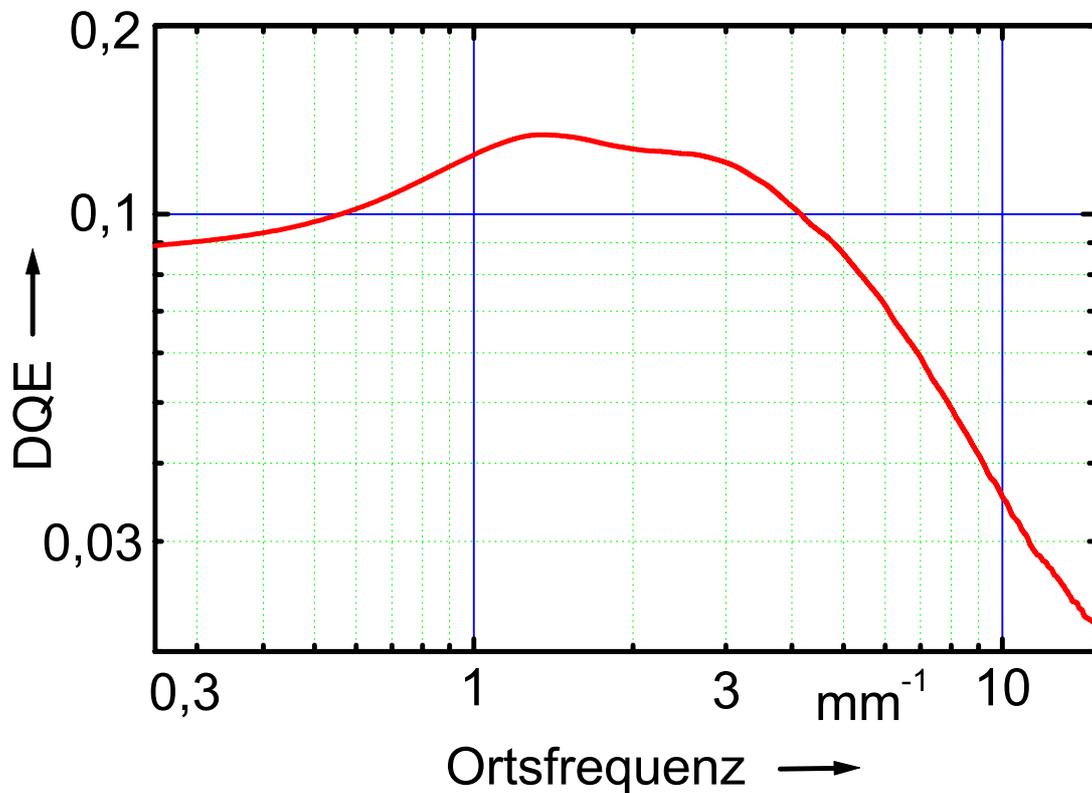


Abbildung 5.8: Die DQE des mammographischen Film-Folien-Systems in Abhängigkeit von der Frequenz für die Strahlenqualität IV nach ISO 9236–1.

Die DQE des IR-Films ist für dieselbe Strahlenqualität in Abbildung 5.9 dargestellt. Die DQEs des Mammographie-Systems und insbesondere des industriellen Röntgenfilms sind wesentlich geringer als 1. Sie sind sogar für einen weiten Frequenzbereich schlechter als die DQE medizinischer Röntgenfilm-Folien-Systeme für Thoraxaufnahmen [46], allerdings fallen sie nicht so schnell mit steigenden Frequenzen ab. Insbesondere die DQE des IR-Films ist über einen weiten Frequenzbereich nahezu konstant.

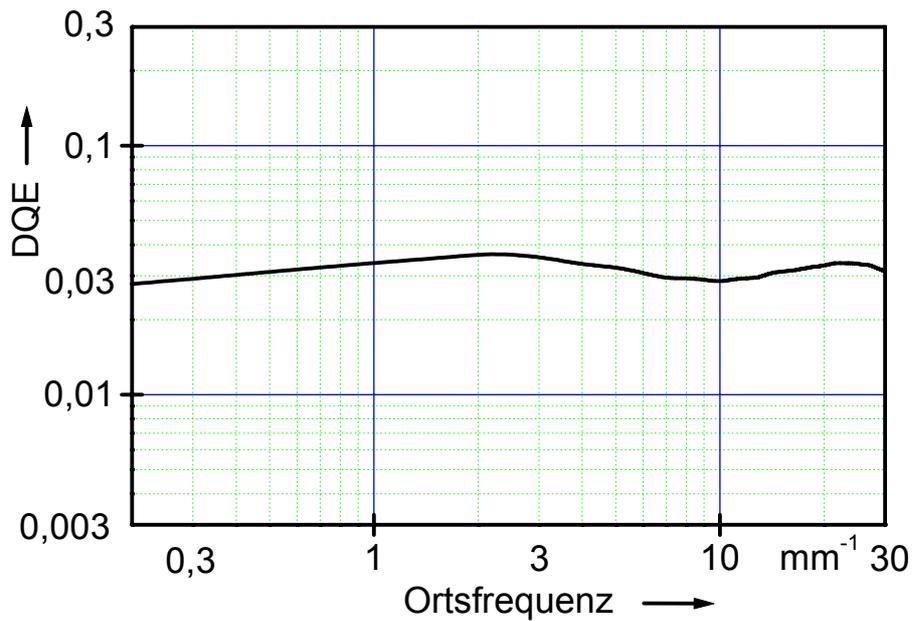


Abbildung 5.9: Die DQE des verwendeten industriellen Röntgenfilms in Abhängigkeit von der Frequenz für die Strahlenqualität IV nach ISO 9236 – 1.

Die DQE eines modernen medizinischen Film-Folien-Systems ist im Rahmen eines Forschungsprojektes der Europäischen Kommission [47] vom Autor dieser Arbeit bestimmt worden. Das Ergebnis dieser Messung ist in Abbildung 5.10 dargestellt.

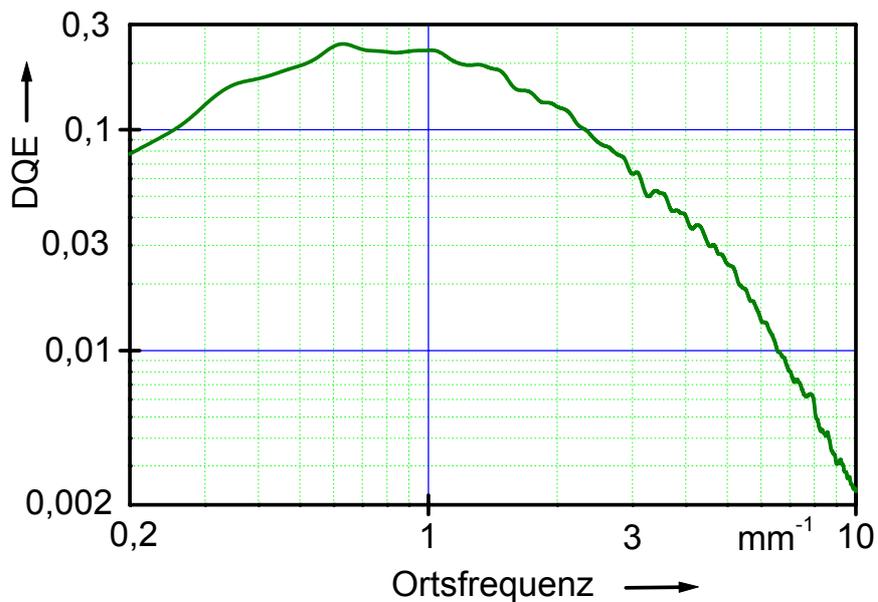


Abbildung 5.10: Die DQE eines typischerweise für die Thoraxradiographie verwendeten Film-Folien-Systems (Kodak Lanex Medium / Kodak Tmat DL) in Abhängigkeit von der Frequenz für die Strahlenqualität IV nach ISO 9236–1.

Der Abfall der DQE zu niedrigen Ortsfrequenzen liegt an der durch die Scannermessung mit dem Büros scanner überschätzten Leistung des Rauschens in diesem Frequenzbereich (vergleiche Abbildung 5.5). Entsprechendes gilt auch für die korrespondierende Kurve in Abbildung 5.11.

Die niedrige DQE ist aber nicht entscheidend für die Bildqualität und den Informationsgehalt der Präparataufnahmen, da die Aufnahmen mit sehr hoher Dosis, also sehr vielen Röntgenquanten angefertigt wurden. Die DQE, welche die Effizienz eines Detektors angibt, ist zwar klein, die NEQ aber, welche die eigentliche Bildqualität beschreibt, ist sehr gut (Abbildung 5.11). Diese Abbildung zeigt die im Rahmen dieser Arbeit gemessenen NEQs für ein gängiges medizinisches Röntgenfilm-Folien-System für Thoraxaufnahmen (Kodak Lanex Medium / Kodak Tmat DL), für das in dieser Arbeit verwendete mammographische Film-Folien-System (Kodak Min R / Kodak Min R 2000) und den verwendeten IR-Film, bestrahlt mit der jeweils für Nettodichte 1,0 benötigten Dosis.

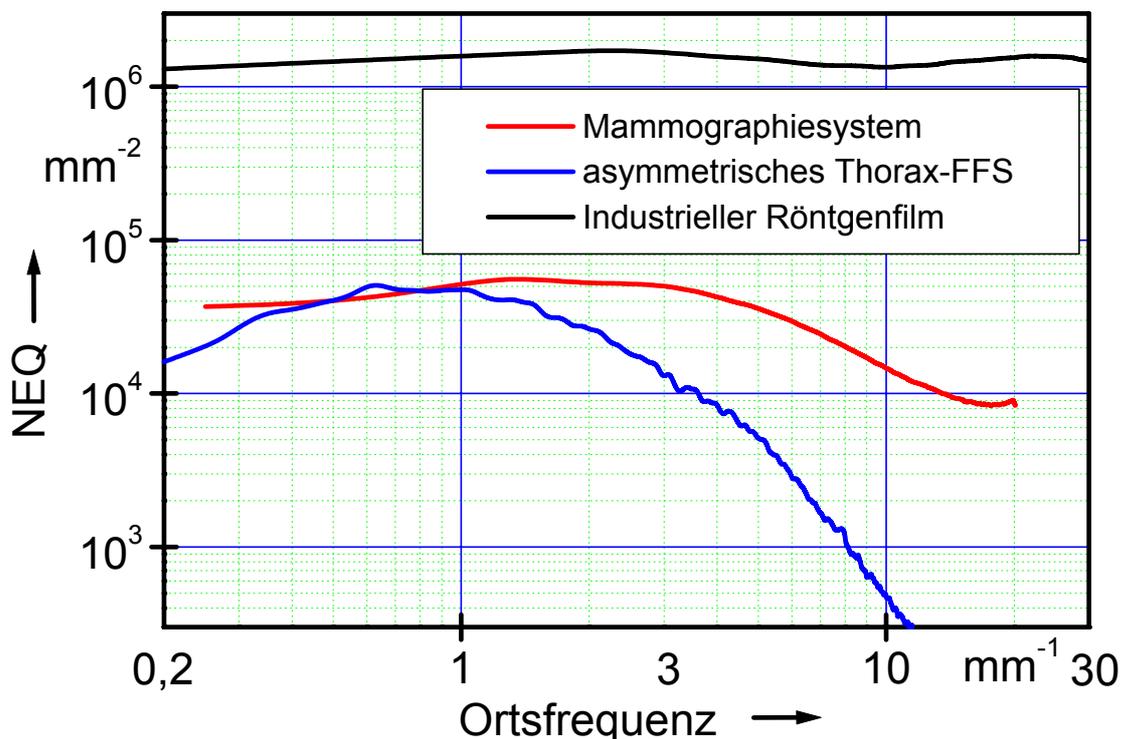


Abbildung 5.11: Die NEQs des industriellen Röntgenfilms, des verwendeten mammographischen Film-Folien-Systems und eines typischerweise für die Thoraxradiographie verwendeten Film-Folien-Systems (Kodak Lanex Medium / Kodak Tmat DL) in Abhängigkeit von der Frequenz für die Strahlenqualität IV nach ISO 9236-1.

Man sieht, dass die Bildqualität auf dem IR-Film am höchsten und für einen großen Ortsfrequenzbereich praktisch konstant ist. Die zweitbeste Bildqualität liefert das mammographische Film-Folien-System. Bei diesem fällt die NEQ über der Frequenz zwar merklich ab, dieser Effekt ist jedoch noch deutlich kleiner als bei dem für die Thoraxradiographie benutzten Film-Folien-System, welches ohnehin die geringste NEQ von diesen drei Systemen aufweist.

Für die Fragestellung dieser Arbeit war es entscheidend, eine möglichst hohe Bildqualität in den Aufnahmen für die Bestimmung des Strahlenbildes zu haben. Das Konzept, den industriellen Röntgenfilm für die Präparataufnahmen und das mammographische System für die Freiwilligenaufnahme zu verwenden, ist also durch die Messungen der NEQs bestätigt worden.

## **5.2 Der verwendete Trommelscanner**

Für die Digitalisierung der für diese Arbeit angefertigten Röntgenbilder wurde ein hochauflösender Trommelscanner Tango T4 (Heidelberger Druckmaschinen, Heidelberg, Deutschland) verwendet. Dieser Scanner wurde aufgrund der besonders hohen Anforderungen an den Digitalisierungsprozess, insbesondere hinsichtlich der Ortsauflösung, des Dynamikumfangs und des Rauschens ausgewählt.

Im Folgenden ist kurz die Funktionsweise dieses Scanners beschrieben: Das über eine Lichtleitfaser auf den Film, der auf eine spezielle, sich drehende Glastrommel aufgespannt ist, projizierte Licht wird hinter einer Blende von einem Photomultiplier wieder detektiert. Abbildung 5.12 zeigt schematisch den Aufbau der Optik des Scanners (vergleiche[48]).

Nach der Detektion des Lichtsignals durch den Photomultiplier wird das Signal über eine nahezu exponentielle Kennlinie verstärkt, dann in 4096 Stufen digitalisiert, bevor es über eine nahezu logarithmische Kennlinie in Grauwerte (16 Bit) umgerechnet wird. Das Ergebnis dessen ist, dass der Scanner Grauwerte fast linear zu den Werten der diffusen optischen Transmission, und zwar für optische Dichten kleiner 2,7 mit einer sehr feinen Abstufung, liefert. Dies gilt, wenn tatsächlich 16 Bit

Grauwerte aufgezeichnet werden, was nur mit einer speziellen Einstellung möglich ist. Durch das Einscannen eines Kalibrierstufenkeils, der extra für diese Zwecke auf dem gleichen Filmmaterial wie die zu digitalisierenden Präparataufnahmen angefertigt worden war, konnte eine Kalibrierkurve für den Scanner erzeugt werden. Für diesen speziellen Fall misst der Scanner diffuse optische Dichten.

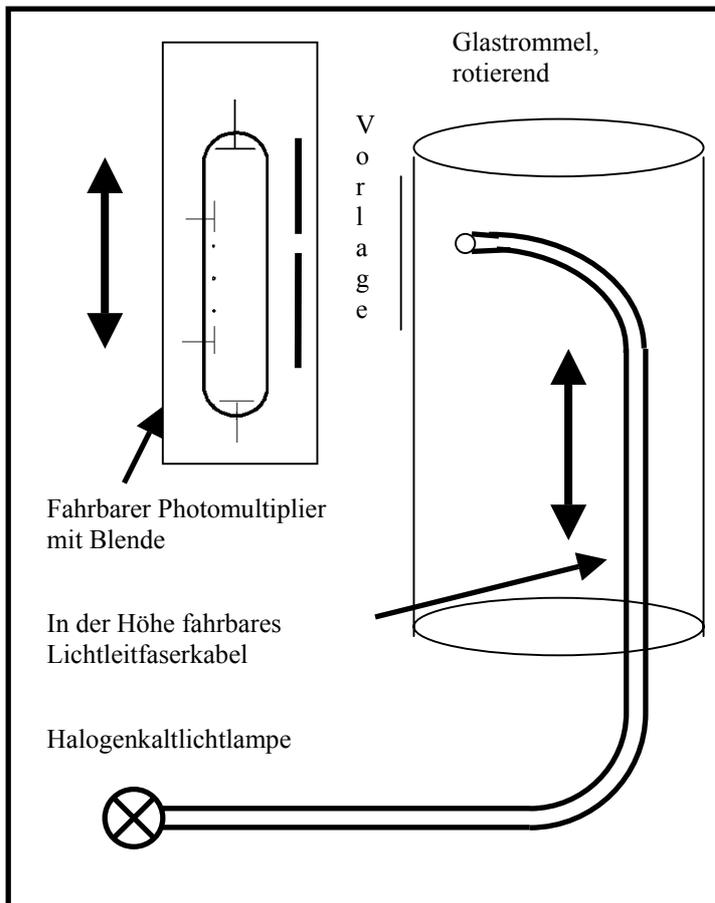


Abbildung 5.12: Schematische Darstellung des Tango T4 Trommelscanners.

Die Pixelgröße und der Abstand benachbarter Pixel können bei diesem Scanner in einem großen Bereich quasi separat eingestellt werden, so dass alle Informationen aus den Signalanteilen des Strahlenbildes (nach den Untersuchungen aus Kapitel 4.1.1 alle Frequenzen bis  $15,8 \text{ mm}^{-1}$ ) vom Scanner wiedergegeben werden können und auch Aliasing-Artefakte vermieden werden, wenn die Parameter so gewählt werden, dass für alle durch die presampling MTF noch übertragenen Frequenzen Oversampling (siehe Kapitel 3.2.2) sichergestellt ist. Für die Digitalisierung der Röntgenbilder wurden ein Pixelabstand von  $10 \text{ }\mu\text{m}$  und ein Pixeldurchmesser von  $21,6 \text{ }\mu\text{m}$  gewählt. Die Daten wurden im 16 Bit Modus als Tiff-Bilder abgespeichert, ohne dass vorher irgendeine Bildverarbeitung stattgefunden hatte. Dabei wurde ein Offset für die minimale optische Dichte von 0,15 eingestellt, damit nichts von dem

Dynamikbereich bei der Digitalisierung selbst verloren ging. Würde dieser Offset nicht eingestellt, würden Grauwerte für einen Dichtebereich verschenkt, in dem keine Information zu erwarten ist, da die Schleierdichte der Filme schon etwa 0,2 betrug.

Mit diesen Parametern wurden alle Scans an demselben Gerät in der Hamburger Filiale der Heidelberger Druckmaschinen GmbH durchgeführt. Beim Aufbringen der Filme auf die Trommel wurde die Trommel für jeden Film zunächst mit Spezialreiniger gesäubert. Anschließend wurde die Trommel mit fusselfreien Tüchern abgerieben. Beides wurde auf der Innen- wie der Außenseite der Trommel durchgeführt. Anschließend wurde der Film mit speziellem Klebeband an einer Seite auf der Trommel fixiert. Die letzten Staubpartikel auf der Trommel wurden mit Hilfe von Druckluft entfernt, bevor der Film mit Hilfe einer speziellen Montagehilfe blasenfrei auf die Trommel aufgebracht wurde. Dass unter dem Film tatsächlich nirgendwo Luft eingeschlossen war, wurde mit Hilfe eines Klopfestes auf den Film verifiziert. Jedes einzelne der eingescannten Bilder ergab eine Datei von etwa 1,4 GB Größe. Diese Datenmenge entstand aus 24000 mal 30000 Pixeln à 2 Byte.

Um zu beweisen, dass der Scanner mit den gewählten Parametern die angebotene Information auf den Hybrid-Röntgenbildern tatsächlich praktisch verlustfrei detektieren konnte, mussten seine Übertragungseigenschaften ermittelt werden. Es muss dabei auch ermittelt werden, ob nicht ein nicht tolerierbares zusätzliches Rauschen die Detektion der Bildinformationen erschwert. Darüber hinaus muss untersucht werden, ob bei dem Digitalisierungsprozess tatsächlich keine Fehlinformationen durch Aliasing in die Bilder kommen können, ob also die Überlegungen zur Wahl der Scanparameter zu den gewünschten Übertragungseigenschaften des Scanners geführt haben.

### **5.2.1 Die Antwortfunktion des Scanners**

Die Abbildung 5.13 zeigt die Antwort des Trommelscanners Tango T4 der Firma Heidelberger Druckmaschinen auf unterschiedlich stark geschwärtzten medizinischen Röntgenfilm. Abbildung 5.14 zeigt als Ausschnitt die Antwortfunktion für den höheren Dichtebereich.

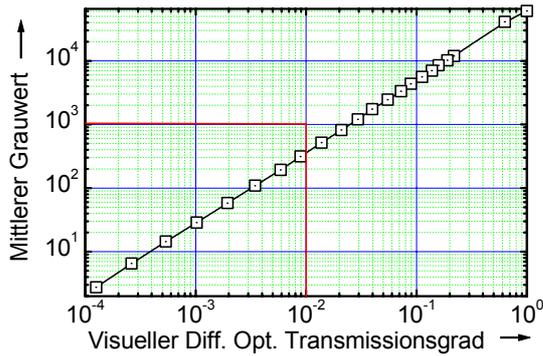


Abbildung 5.13: Die Antwortfunktion des in der Arbeit verwendeten Trommelscanners, aufgetragen in einer doppelt-logarithmischen Darstellung. Der Scanner arbeitet linear in Bezug auf die Transmission.

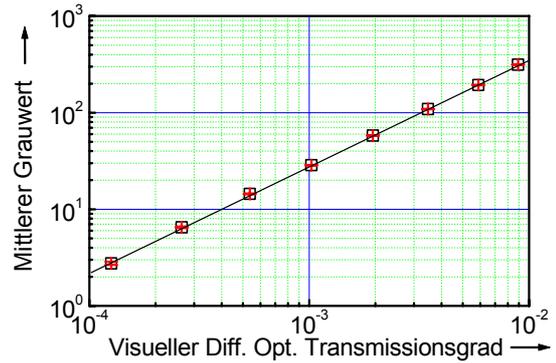


Abbildung 5.14: Ausschnitt aus Abbildung 5.13 für den Bereich ab Dichte 2. Es sind hier zusätzlich die zweifachen Standardabweichungen bei der Bestimmung der mittleren Grauwerte mit angegeben (rote Balken).

Wie man an der Abbildung 5.14 sieht, sind die Standardabweichungen bei der Bestimmung der Grauwerte sehr klein, solange die Vorlage selbst wenig verrauscht ist. Damit ergibt sich auch für hohe Dichten eine feine, durch den Scanner darstellbare Abstufung. Erst bei extrem feiner Abstufung zwischen den Dichtestufen auf dem Film ( $\Delta D < 0,01$  für  $D \approx 3$ ), ergäbe sich bei der Aufzeichnung der Antwortfunktion eine Stufenfunktion.

Auf jedem Film ist ein Rauschen schon aufgrund der Filmkörnigkeit vorhanden. Daher variiert auch bei homogener Belichtung die Schwärzung von Filmort zu Filmort. Dies führt dazu, dass auch die Grauwerte von Pixel zu Pixel schwanken. Mittelt man über viele Pixel, um die Schwärzung in einer Fläche von zum Beispiel 0,3 mm mal 0,3 mm (900 Pixel) zu bestimmen, so schwanken die Messwerte nur noch sehr wenig. Die für den Scanner bestimmte zweifache Standardabweichung bei der Messung solcher Flächen ist sehr klein und liegt in derselben Größenordnung wie die Unterschiede bei der Dichtemessung zwischen den Messungen der Physikalisch-Technischen-Bundesanstalt und dem National Institute of Standards and Technology, USA [49]. Das heißt, dass die vorgegebenen Bezugswerte der optischen Dichte nicht genauer bekannt sind als die zweifache Standardabweichung der mit dem Scanner ermittelten Werte und damit der Einfluss der Digitalisierungsstufen vernachlässigt werden kann.

Die Antwortfunktion ist im gezeigten Dichtebereich linear zur Transmission. Für die Umrechnung des Grauwertes jedes einzelnen Pixels in eine optische Dichte auf dem Film und dann in eine Dosis für das jeweilige Pixel im Strahlenbild ist die Auflösung für hohe optische Dichten mit einer größeren Unsicherheit behaftet als die Standardabweichungen für die großen Messflecken (siehe oben). Daher wurden die Bilder für die zentralen Versuche so belichtet, dass eine maximale optische Dichte von 2,5 auf den Filmen zu finden war.

### **5.2.2 Die Ortsauflösung des verwendeten Scanners**

Es gibt verschiedene Methoden zur Bestimmung der presampling MTF. Typischerweise wird dazu eine von Fujita vorgeschlagene Methode verwendet [50]. Bei dieser Methode wird ein schmaler Spalt auf den Detektor abgebildet, wobei er leicht verkippt (1 bis 2°) gegen eine der Hauptachsen des Detektors ist. Die Maxima und Minima jeder Spalte in der Pixelmatrix werden bestimmt. Durch Subpixelverschiebungen entsprechend der Extrema wird ein glattes Profil gewonnen. Die Fouriertransformierte dieses Profils ist die sogenannte „spatial frequency response“ (SFR). Sie gibt die presampling MTF wieder, wenn die Antwortfunktion im gesamten Bereich der Belichtung linear ist. Eine mögliche Beeinflussung der SFR durch die Abtastung ist ausgeschlossen, da der Spalt schräg steht und durch Oversampling jede Phasenlage des Objektes zu den Pixeln realisiert wird. Durch die Subpixelverschiebung wird die Phasenlage rekonstruiert, so dass tatsächlich nur das Detektormaterial und die Größe und Form der Pixel die SFR beeinflusst. Allerdings beschreibt die SFR die Übertragungseigenschaften des Detektors nur in einer Dimension.

Ein Verfahren, welches die Darstellung der Übertragungseigenschaften eines digitalen Detektors in zwei Dimensionen ermöglicht, beruht auf einem Vorschlag von Rossmann zur Bestimmung der MTF eines medizinischen Film-Folien Systems [51]. Es wurde im Detail zuerst von Daniels et al. beschrieben [52]. Dem Detektor wird ein isotropes, weißes Rauschen mit einer bekannten Amplitude angeboten ( $NPS_{\text{Ein, weiß}}(R_1, R_2)$ ). Das zweidimensionale, vom Detektor erzeugte Bild dieses Rauschens wird über die Antwortfunktion zurückgerechnet in ein zweidimensionales Rauschen des Eingangssignals ( $NPS_{\text{gem}}(R_1, R_2)$ ). Die digitale Modulationsüber-

tragungsfunktion dMTF des Detektors ergibt sich dann aus dem bekannten und dem mit dem Detektor gemessenen Rauschleistungsspektrum gemäß:

$$\text{dMTF}(R_1, R_2) = \sqrt{\frac{\text{NPS}_{\text{gem}}(R_1, R_2)}{\text{NPS}_{\text{Ein, weiß}}(R_1, R_2)}} \quad (5.5).$$

Dieses Verfahren ist nur dann anwendbar, wenn das digitale System kein Aliasing bei der Darstellung des angebotenen Rauschens hervorruft. Dazu muss entweder die presampling MTF des Detektors in allen Richtungen bei der jeweils zugehörigen Nyquist-Frequenz auf den Wert Null abgefallen sein oder das Spektrum des Eingangsräuschens bandbegrenzt sein mit einer oberen Grenze, die kleiner als die Nyquist-Frequenz des digitalen Detektors ist. Letzteres hat jedoch den Nachteil, dass nicht der gesamte nutzbare Frequenzbereich des Detektors untersucht werden kann. Man sollte also ein Rauschen mit einem nicht verschwindenden Spektrum bis zu einer Grenzfrequenz jenseits der Nyquist-Frequenz des Detektors wählen und sicherstellen, dass der Detektor kein Aliasing erzeugt. Ob diese Bedingung eingehalten wird, kann am Ergebnis der Messung kontrolliert werden: Ist die gemessene dMTF bei der Nyquist-Frequenz praktisch auf Null abgefallen, so kann kein Aliasing aufgetreten sein. Findet man jedoch im Spektrum des vom Detektor aufgenommenen Rauschbildes einen abknickenden Verlauf, der im Originalspektrum nicht enthalten gewesen ist, oder ist die dMTF bei der Nyquist-Frequenz nicht auf Null abgefallen, kann das Verfahren für den digitalen Detektor mit den gewählten Parametern nicht verwendet werden.

Damit diese Methode der Messung der dMTF angewendet werden kann, muss außerdem das Eingangsräuschen groß sein gegenüber dem Eigenrauschen des Detektors. Ist das Eigenrauschen des Detektors nämlich groß im Vergleich zum angebotenen Rauschen auf der Testvorlage oder etwa gleich groß, wird die Auswertung sehr viel schwieriger und ungenauer. Zwar kann das Eigenrauschen des Detektors abgezogen werden, bevor die Rauschspektren durcheinander geteilt werden. Es entstehen hierdurch aber große Unsicherheiten bei der Bestimmung der digitalen Modulationsübertragungsfunktion.

Für den Scanner wurde weißes Rauschen auf einem ohne Folien bestrahlten medizinischen Röntgenfilm erzeugt und als Eingangssignal verwendet. Die

Rauschleistung dieser Vorlage wurde in verschiedenen Richtungen mit Hilfe des schon erwähnten Mikrodensitometers [53] gemessen. Die Rauschleistungsspektren der folienlos bestrahlten Filme waren für alle Richtungen innerhalb der Reproduzierbarkeit identisch, so dass die Vermutungen der Rotationssymmetrie und Isotropie bestätigt worden sind. Aus dem gemessenen mittleren Rauschspektrum wurde anhand der Formel

$$\text{NPS}_{\text{Ein, weiß}}(R) = \frac{\text{NPS}_{\text{gemMD}}(R)}{\text{MTF}_{\text{MD}}^2(R)} \quad (5.6)$$

der Einfluss der Mikrodensitometer-MTF korrigiert. Denn bei einer Breite des Messspaltes von  $15 \mu\text{m}$  am Mikrodensitometer ist die Übertragungsfunktion bei  $50 \text{ mm}^{-1}$ , bis zu welcher Frequenz das Rauschleistungsspektrum für die Bestimmung der dMTF bekannt sein muss, schon deutlich kleiner als 1. Der Verlauf des um die MTF des Mikrodensitometers korrigierten, gemessenen Spektrums ist oberhalb einer Frequenz von  $0,6 \text{ mm}^{-1}$  nahezu weiß, wie in Abbildung 5.15 dargestellt wird.

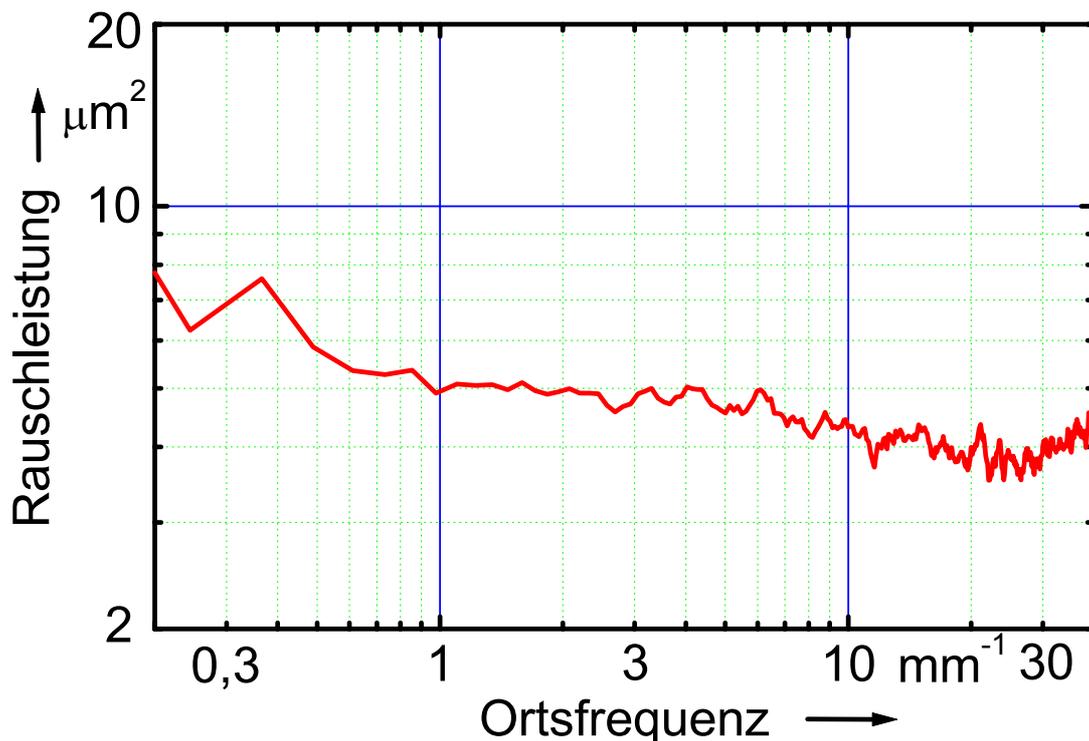


Abbildung 5.15: Das mit dem Mikrodensitometer gemessene und korrigierte Rauschleistungsspektrum des medizinischen Röntgenfilms, ohne Folien bestrahlt, bei Nettodichte 1.

Das Rauschen des folienlos belichteten medizinischen Röntgenfilms wird also praktisch nur durch die Filmkörnung bestimmt. Die Leistung dieses Rauschens ist aufgrund der stärkeren Körnung des Films größer (je nach Schwärzung des Films  $3 \mu\text{m}^2$  bis  $4 \mu\text{m}^2$ ) als die Rauschleistung des industriellen Röntgenfilms und das Eigenrauschen des Scanners (siehe Kapitel 5.2.3). Deshalb können diese Vorlagen zur Bestimmung der dMTF verwendet werden. Unsicherheiten für hohe Ortsfrequenzen bei der Bestimmung der dMTF werden vermieden, da aufgrund des weißen Spektrums der Vorlage auch für die hohen Frequenzen das Vorlagenrauschen groß im Vergleich zum Eigenrauschen des Scanners ist. Die zweidimensionale dMTF des Tango-Scanners mit den gewählten Scanparametern ist als Höhenlinienprofil in Abbildung 5.16 dargestellt:

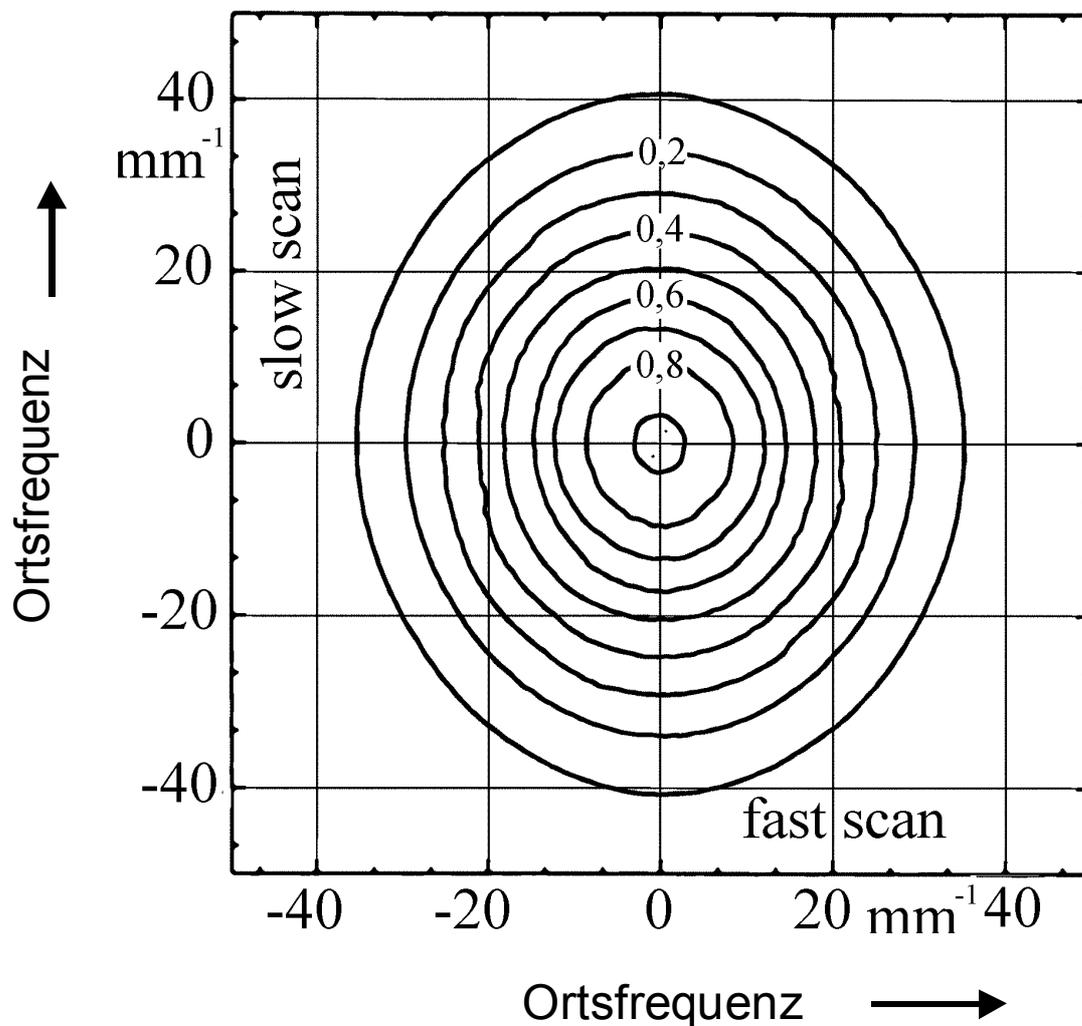


Abbildung 5.16: Das Höhenlinienprofil der zweidimensionalen digitalen Modulationsübertragungsfunktion des Tango T4 Trommelscanners.

Der Modulationsübertragungsfaktor des Scanners in der ungünstigsten Raumrichtung (fast scan) hat für  $15,8 \text{ mm}^{-1}$  den Wert 0,57. Damit können alle im analogen Röntgenbild enthaltenen Informationen sogar über diese Frequenz hinaus im digitalen Bild wiedergefunden werden. Die presampling MTF des Scanners ist bei jeder seiner Nyquist-Frequenzen (in allen Richtungen) bereits auf fast Null (maximal etwa 0,03) abgefallen, das heißt, dass das Messverfahren der dMTF angewendet werden kann. Der Scanner erzeugt in den Röntgenbildern, die für diese Arbeit digitalisiert werden, keine Artefakte aufgrund von Aliasing.

### **5.2.3 Das Rauschen des Scanners**

Das Eigenrauschen des Scanners wurde bestimmt, indem zunächst eine nahezu rauschfreie Vorlage auf einem grauen Gelatine-Filter (Wratten, Kodak [54]) mit denselben Scan-Parametern digitalisiert wurde, die auch bei der Digitalisierung der eigentlichen Röntgenbilder verwendet wurden. Dabei zeigte sich, dass auch für eine solche visuell fast rauschfreie Vorlage die vom Scanner gemessene Rauschleistung für niedrige Ortsfrequenzen nicht von der mit dem Mikrodensitometer gemessenen Leistung zu unterscheiden ist. Für höhere Frequenzen ist die gemessene Rauschleistung sogar kleiner als die mit dem Mikrodensitometer bestimmte, da das mit dem Scanner gemessene Rauschleistungsspektrum nicht mit der dMTF des Scanners korrigiert wurde, während das mit dem Mikrodensitometer gemessene Spektrum korrigiert wurde. Der Scanner fügt also keine messbaren additiven Rauschanteile, zum Beispiel durch elektronisches Rauschen, in die Bilder ein. Sein additives Eigenrauschen ist für alle Ortsfrequenzen, die kleiner als  $25 \text{ mm}^{-1}$  sind, geringer als  $0,3 \mu\text{m}^2$ . Die Scans von homogen belichteten Filmstücken aus den Filmsorten, die für die eigentlich zu digitalisierenden Röntgenbilder verwendet wurden, und ihre Auswertung zeigten, dass der Scanner das Rauschen auf diesen Filmproben mit einem Multiplikator von genau eins wiedergibt. Es gibt also keine optischen Effekte bei der Digitalisierung, die das Rauschen der Bilder multiplikativ erhöhen würden. Der Digitalisierungsfehler ist, wie bereits diskutiert, für diesen Scanner bis zu einer optischen Dichte von 2,5 zu vernachlässigen. Durch den Digitalisierungsprozess geht demnach keine Information, die messbar ist, verloren.

Der Scanner ist optimal zur Wiedergabe der Informationen in den analogen Röntgenbildern, die in dieser Arbeit untersucht wurden, geeignet. Er überträgt alle Informationen ohne messtechnisch nachweisbare Verluste, obwohl seine dMTF nicht im gesamten interessierenden Frequenzraum gleich 1,0 ist. Denn scheinbare Informationsverluste durch den Abfall der dMTF können verlustfrei aus den Bildern herauskorrigiert werden, wenn der Scanner kein Eigenrauschen hinzufügt. Das Rauschen des Eingangssignals ist genauso reduziert wie das eigentliche Signal, so dass über eine entsprechende Korrektur gemäß der Beschreibung in Kapitel 4.2 das Originaleingangsbild rekonstruiert werden kann. Es wird also alle Information nahezu verlustfrei wiedergegeben.

#### **5.2.4 Die DQE des Scanners**

Die verlustfreie Wiedergabe aller möglichen Information durch den Scanner für alle Informationen bis zu einer optischen Dichte von 2,5 sollte sich auch in einer „DQE“ widerspiegeln. Wie in Kapitel 3.2.4 dargestellt, ist eine DQE für einen Scanner an sich nicht definiert, da das Eingangssignal immer deterministisch zu beschreiben ist. Das im angegebenen Kapitel entworfene Konzept sah deshalb vor, eine DQE des Scanners als Quotient aus der DQE des Gesamtsystems (Film und Scanner) und der DQE nur des Films zu berechnen. Die DQE des industriellen Röntgenfilms wurde in Abbildung 5.9 dargestellt. Die entsprechend bestimmte DQE des Gesamtsystems findet sich in Abbildung 5.17. Die Kurven schwanken kaum abhängig von der Richtung im Ortsfrequenzraum, da der Film ortsinvariant und isotrop ist, das Eigenrauschen des Scanners praktisch zu vernachlässigen ist, so dass die Übertragung des Filmrauschens entsprechend der dMTF in alle Ortsfrequenzrichtungen geschieht.

Bildet man den Quotienten für jede Ortsfrequenz aus dieser Funktion und der Funktion aus Abbildung 5.9, so erhält man formal eine DQE des Scanners. Diese ist in Abbildung 5.18 dargestellt.

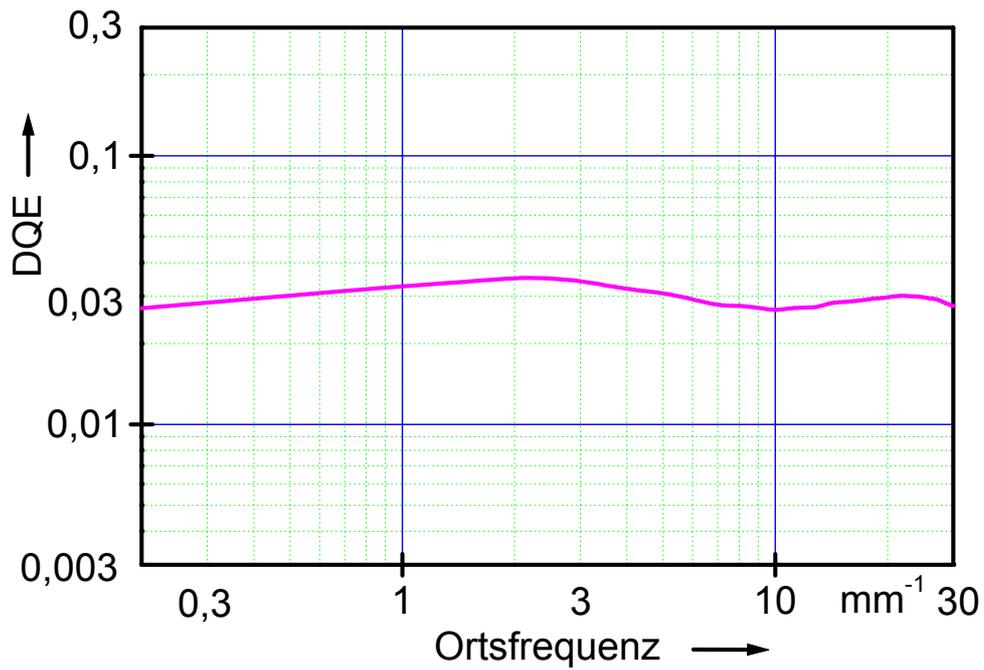


Abbildung 5.17: Die DQE des Gesamtsystems bestehend aus industriellem Röntgenfilm und Scanner entlang einer Ortsfrequenzrichtung.



Abbildung 5.18: Die formale DQE des Scanners entlang einer Ortsfrequenzrichtung. Glättet man die Kurven für die verschiedenen Richtungen im Ortsfrequenzraum, so ist deren Varianz kleiner als ein Prozent.

Man sieht, dass die formale DQE des Scanners im interessierenden Frequenzbereich bis  $15,8 \text{ mm}^{-1}$  größer als 0,9 ist. Diese Beschreibung entspricht der Feststellung aus dem vorhergehenden Abschnitt, dass der Scanner praktisch keinen Informationsverlust in die Bilder einbringt.

Dasselbe Verfahren ist auch für das Gesamtsystem aus mammographischem Film-Folien-System und Scanner angewendet worden. Allerdings lässt sich für diesen Fall nur eine formale DQE des Scanners bis zu einer Grenzfrequenz von etwa  $10 \text{ mm}^{-1}$  bestimmen, da danach die Meßwerte für die DQE des Film-Folien-Systems aufgrund der geringeren MTF bereits zu stark fehlerbehaftet sein können. Die nach einer Glättung resultierende Kurve für die Scanner-DQE ist in Abbildung 5.19 zu sehen. Sie zeigt praktisch die gleichen Werte wie die Kurve in Abbildung 5.18. Das Eigenrauschen des Scanners wird sogar noch unbedeutender, so dass die Werte für die DQE tatsächlich 1,0 erreichen.

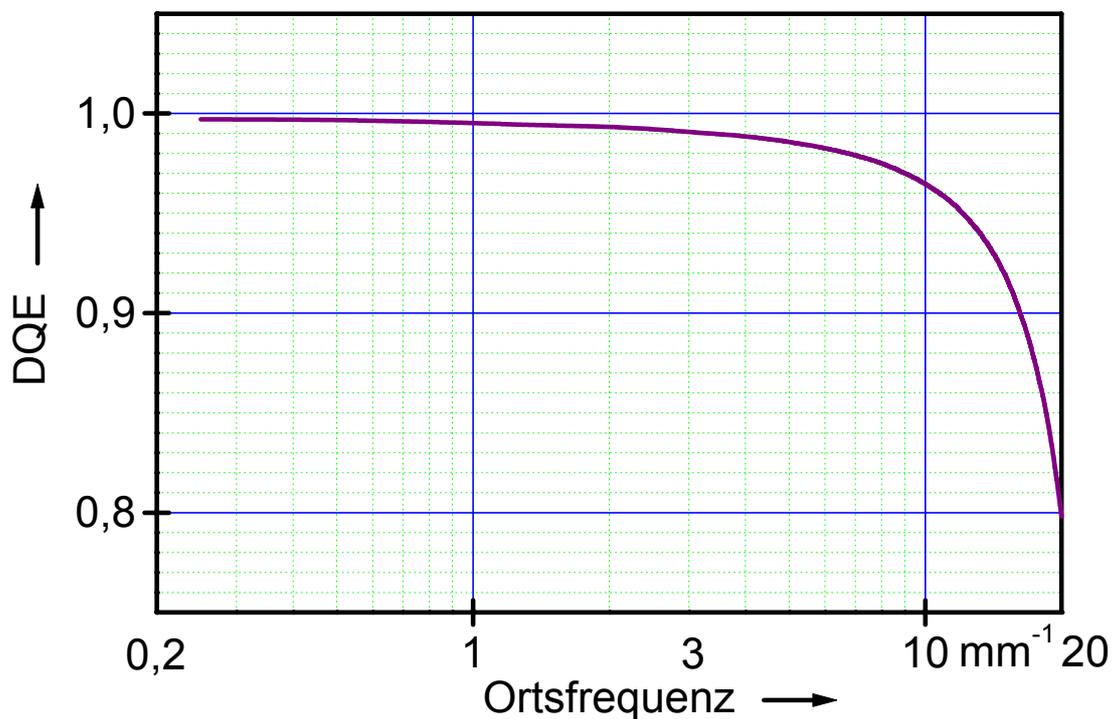


Abbildung 5.19: Die formale DQE des Scanners entlang einer Ortsfrequenzrichtung berechnet aus den DQE des Gesamtsystems Scanner und mammographisches Film-Folien-System. Die Varianz der Kurven für die verschiedenen Richtungen im Ortsfrequenzraum ist auch hier kleiner als ein Prozent.

## Kapitel 6:

### Die zentralen Versuche zur Bestimmung des Strahlenbildes

Die vorangegangenen Kapitel haben gezeigt, wie wichtig es ist, das auf den Detektor treffende Strahlenbild zu kennen (Kapitel 3.2 und 4). Zum anderen wurde gezeigt, dass es durch geeignete Kombination verschiedenster Detektorsysteme möglich ist, dieses Strahlenbild messtechnisch zu erfassen (Kapitel 5). Das beschriebene Mikrodosimetrieverfahren erfüllt die hohen Anforderungen für die Messung des realen Strahlenbildes. Im Folgenden werden die Durchführung der zentralen Versuche für diese Messung, deren Auswertung sowie die mit diesen Versuchen erzielten Ergebnisse beschrieben. Außerdem wird eine Unsicherheitsabschätzung durchgeführt.

#### **6.1 Die Anfertigung der Röntgenaufnahmen**

Die Ausführungen in Kapitel 4.2 zeigen, dass zur Beantwortung der Frage nach der Grenze der Frequenzkomponenten im realen Strahlenbild zwei unterschiedliche Objekte und Aufnahmetechniken angewandt werden mussten, da beide Verfahren Limitierungen haben: Zum einen sind nicht alle anatomischen Strukturen wie zum Beispiel die Rippen im Lungenpräparat vorhanden, zum anderen hat das bei der Freiwilligenaufnahme eingesetzte mammographische Film-Folien-System ein geringeres Auflösungsvermögen als der industrielle Röntgenfilm. Im Folgenden werden zunächst die Präparataufnahmen genauer beschrieben.

##### **6.1.1 Die Aufnahmen des Lungenpräparates**

Das Lungenpräparat wurde in einer speziell für diesen Zweck gefertigten Halterung im Strahlengang eines Standardaufnahmestandes positioniert. An dieser Halterung konnten zu beiden Seiten des Präparates Plexiglasscheiben (jeweils 30mm stark) angebracht werden zur Simulation des restlichen Körpergewebes. Die gesamte Anordnung ist in den Abbildungen 6.1a und 6.1b dargestellt:

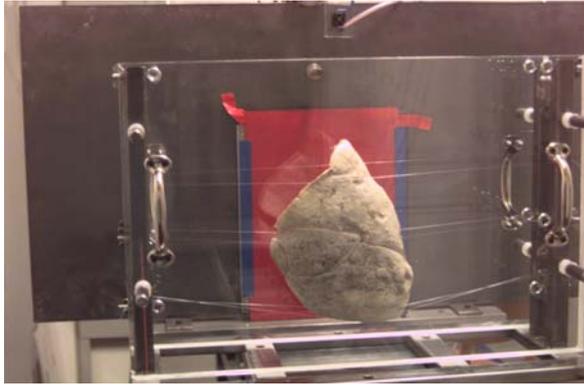


Abbildung 6.1a: Das Lungenpräparat zwischen den Plexiglasscheiben in der speziell gefertigten Halterung, befestigt mit drei Nylonfäden. Im Hintergrund der industrielle Röntgenfilm.



Abbildung 6.1b: Das Lungenpräparat in der speziell gefertigten Halterung, Ansicht von schräg oben.

Diese komplette Halterung wurde im Abstand von 1800 mm (Mitte des Präparates zum Fokus der Röntgenröhre (Siemens P 150/30/50-100)) in Höhe des Fokus platziert (Fokus-Objekt-Abstand: FOA). 150 mm hinter der zweiten Plexiglasscheibe (also 215 mm (Objekt-Detektor-Abstand: ODA) von der Mitte des Präparates) wurde in derselben Höhe der industrielle Röntgenfilm angebracht. Diese Anordnung entspricht im Wesentlichen den Anforderungen für eine Röntgenaufnahme des Thorax gemäß den „European Guidelines on Quality Criteria on Radiographic Diagnostic Images“ [55]. In diesen Guidelines wird jedoch empfohlen, ein Streustrahlenraster zur Reduktion der Streustrahlung aus dem menschlichen Körper zu verwenden. Dafür würde man jedoch eine noch höhere Röntgendosis benötigen. Auf dieses Streustrahlenraster wurde verzichtet und stattdessen wurde dieses Raster - wie auch in modernen digitalen Aufnahmeständen häufig zu sehen - durch einen die Streustrahlung reduzierenden Abstand zwischen Lungenpräparat/ Patient und Detektor ersetzt.

Das Präparat wurde mit verschiedenen Strahlenqualitäten geröntgt. Bei der Aufnahme mit 70 kV wurden die Plexiglasscheiben nicht verwendet, um eine bessere Auswertung des Strahlenprofils zu ermöglichen. Ohne Plexiglasplatten sind nämlich die Kontraste der Strukturen nicht durch Streustrahlung reduziert. Eine Aufnahme mit 120 kV stellt die heute üblichen Bedingungen bei der Thoraxradiographie dar. Für diese Strahlenqualität wurden die Plexiglasscheiben verwendet. Als Fokus wurde für

alle Aufnahmen der kleine Fokus der zur Verfügung stehenden Röntgenröhre mit einem Brennfleckennennwert von nominal 1,2 verwendet, der auch den Berechnungen und Messungen in Kapitel 4.1 zugrunde liegt. Dies ist nach den Guidelines für Thoraxaufnahmen möglich, nach den Richtlinien können Foki mit Nennwerten von 0,3 bis 1,3 verwendet werden. Für Aufnahmen mit verschiedenen Foki variiert natürlich auch die höchstmögliche Frequenzkomponente im Strahlenprofil. Der hier verwendete Fokus ist der heute normalerweise verwendete Fokus für Röntgenaufnahmen des Thorax. Die einzelnen Aufnahmeparameter für die verschiedenen Präparataufnahmen sind der Tabelle 6.1 zu entnehmen. Alle Aufnahmen auf dem industriellen Röntgenfilm, die ausgewertet wurden, wurden in einer speziellen Tankentwicklungsanlage entwickelt.

Aufnahme	Brennfleck-nennwert	Strahlenqualität	Plexiglas als Streukörper	FOA [mm]	ODA [mm]
1	1,2	70 kV	nein	1800	215
2	1,2	120 kV	ja	1800	215

Tabelle 6.1: Die Parameter für die Röntgenaufnahmen der beatmeten Lunge auf industriellem Röntgenfilm.

### 6.1.2 Die Freiwilligenaufnahme

Um den Freiwilligen zu röntgen, wurde ein Thoraxradiographiestand in der Klinik für Diagnostische Radiologie des Universitätsklinikums Magdeburg verwendet. Der verwendete Röntgengenerator ist ebenfalls ein Siemens Opti P 150/30/50-100. Auch für diese Aufnahme wurde auf ein Streustrahlenraster verzichtet und stattdessen ein Abstand zwischen Patient und Detektorsystem von etwa 150 mm eingehalten. Der Abstand zwischen Fokus und Patient betrug auch für diese Aufnahme 1800 mm. Es wurde auch hier der kleinere der zur Wahl stehenden Brennflecke (Nennwert war hier allerdings 0,6) gewählt. Die Belichtungsautomatik wurde abgeschaltet und anstelle der normalerweise verwendeten Röntgenfilm-Folien-Kombination wurde ein mammographisches Film-Folien-System verwendet. Die Empfindlichkeit dieses Systems für eine Strahlenqualität von 120 kV wurde vor der eigentlichen Aufnahme als  $S \approx 70$  bestimmt (siehe Kapitel 5.1.1). Durch den Verzicht auf das Streustrahlenraster und die Akzeptanz einer leicht unterbelichteten Röntgen-

aufnahme konnte erreicht werden, dass die Patientendosis nur um etwa einen Faktor 1,5 über der Patientendosis lag, die normalerweise an diesem Aufnahmezustand bei einer Thoraxaufnahme appliziert wird. Sie lag damit absolut im Bereich der von den Guidelines empfohlenen Strahlenbelastung. Das Bild zeichnete sich jedoch durch eine erheblich höhere Ortsauflösung als die einer normalen Thoraxradiographie aus. Allerdings ist die Ortsauflösung dieser Aufnahme geringer als die Ortsauflösung der Präparataufnahmen.

## **6.2 Die Bestimmung des Strahlenbildes**

Nach der Digitalisierung der Röntgenaufnahmen konnten diese ausgewertet werden. Zunächst wurden die Grauwerte in den Dateien in optische Dichten umgerechnet, die auf den Filmen vorhanden waren. Dazu wurde die charakteristische Kurve, also die Antwortfunktion des Scanners (siehe Kapitel 5.2.1), verwendet. Diese Umrechnung der Grauwerte in optische Dichten erfolgte für jeden einzelnen Bildpunkt. Anschließend wurden die optischen Dichten ebenfalls für jeden Bildpunkt in Dosiswerte umgerechnet, wobei die sensitometrische Kurve des jeweils verwendeten Films beziehungsweise Film-Folien-Systems (siehe Kapitel 5.1.1) benutzt wurde. Diese Vorgehensweise machte es möglich, dass man für jedes einzelne Pixel einen Wert für die Dosis am Eingang eines Detektors für die entsprechende Röntgenaufnahme erhielt. Das reale Strahlenbild einer Röntgenthoraxaufnahme konnte auf diese Weise in seiner intrinsischen Auflösung bestimmt werden. Der gesamte Weg zur Bestimmung der Strahlenbilder der Präparataufnahmen und der Freiwilligenaufnahme ist exemplarisch für die Aufnahme des Präparats als Schema in Abbildung 6.2 zusammengefasst.

Die Auswertung der hochfrequenten Frequenzkomponenten wird durch die Inhomogenitäten in der Dosisverteilung der von der Röhre abgestrahlten Strahlung nicht beeinflusst, da sie sich nur darstellt, wenn man das Bild als ganzes betrachtet.

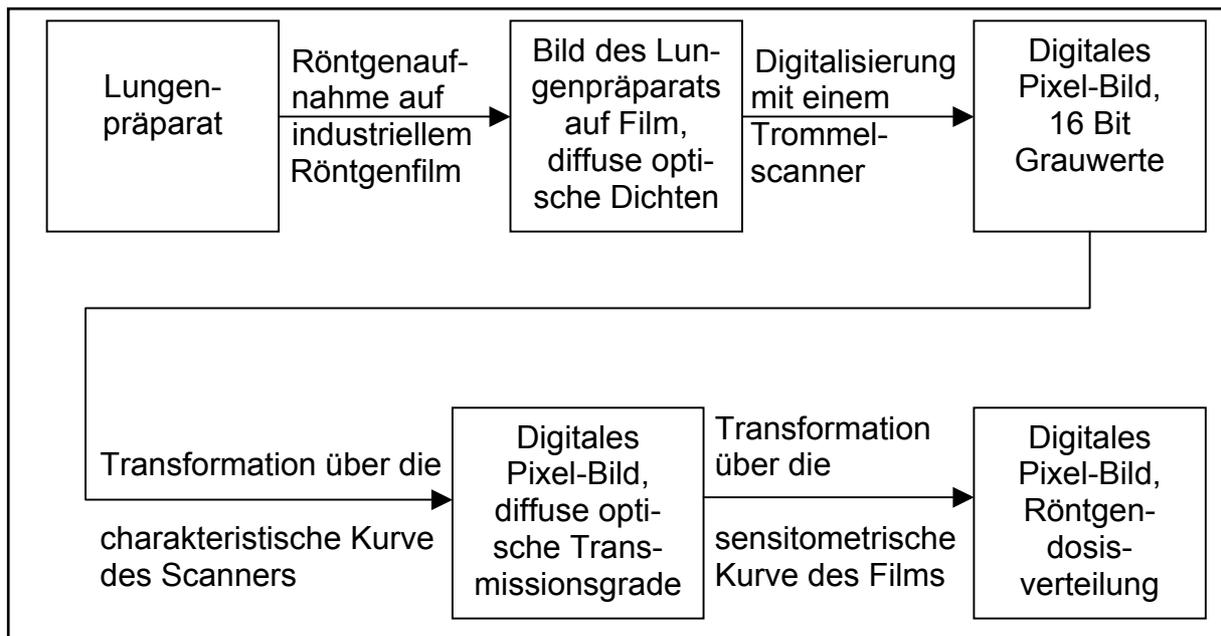


Abbildung 6.2: Schema zur Bestimmung des realen Strahlenbildes für die Röntgenaufnahme eines Lungenpräparates.

### 6.3 Die Auswertung des Strahlenbildes

Das erhaltene Strahlenbild der verschiedenen Aufnahmen wurde auf zwei Arten analysiert. Zunächst wurden vom gesamten Bild und von etwa 10mm mal 10mm (1024 mal 1024 Pixel) großen Bildfeldern Fourieranalysen durchgeführt. Dadurch wurde zunächst das gesamte Spektrum im Fourierraum (Signalanteile und Rauschen) des Bildes bestimmt.

Für hohe Ortsfrequenzen (ab  $3 \text{ mm}^{-1}$ ) ist die Leistung des Rauschens sehr dominant, da es überall im Bild vorhanden ist, so dass die hochfrequenten Spektralanteile echter Bildsignale, deren Leistung vergleichsweise gering ist, im Gesamtbild nicht detektiert werden können. Sie gehen im Rauschen des Spektrums selber unter. Daher wurden die mit 10 mm mal 10 mm verhältnismäßig kleinen Ausschnitte analysiert. Aber auch bei der Analyse dieser Ausschnitte verschwand der Signalanteil des Spektrums für höhere Ortsfrequenzen im Rauschen. Dies ist in den Abbildungen 6.3 und 6.4 verdeutlicht:

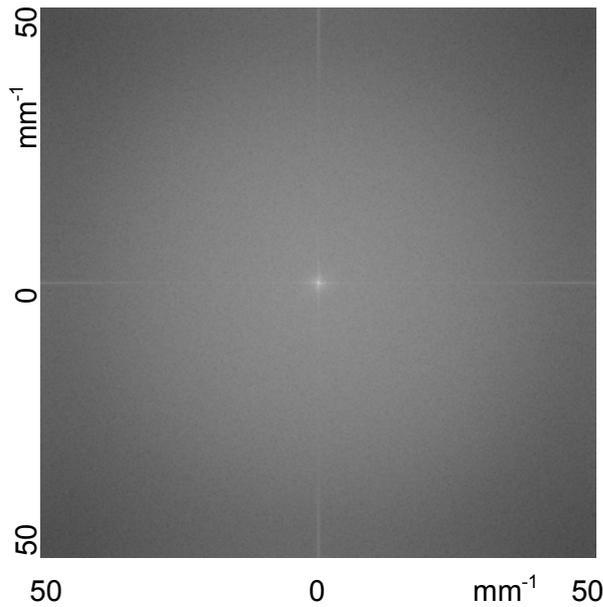


Abbildung 6.3: Das zweidimensionale Spektrum eines 1024 mal 1024 Punkte großen Bildausschnittes in einer logarithmischen Darstellung.

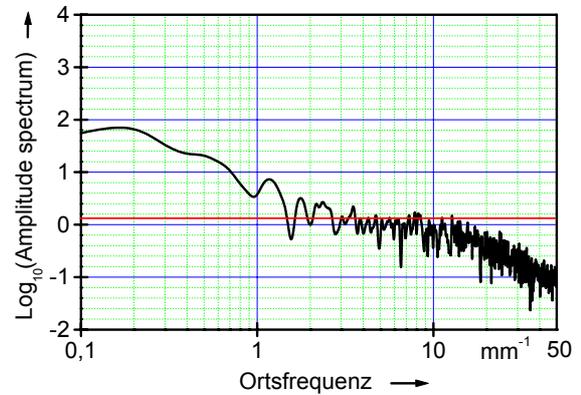


Abbildung 6.4: Eindimensionaler Schnitt durch das Spektrum aus Abbildung 6.3, ebenfalls eine logarithmische Darstellung.

In Abbildung 6.3 wird das zweidimensionale Spektrum eines Ausschnittes von 1024 mal 1024 Pixeln gezeigt; Abbildung 6.4 zeigt einen eindimensionalen Schnitt durch das Spektrum aus Abbildung 6.3. Auch in dieser Darstellung lässt sich kein hochfrequenter Signalanteil detektieren. Daher wurde ein neues Verfahren entwickelt, um die Signalanteile im Frequenzspektrum zu bestimmen.

Es wurden jeweils kleine Ausschnitte (512 mal 512 Pixel) in den Strahlenprofilen, die aus den verschiedenen Aufnahmen (Präparataufnahmen, Freiwilligenaufnahme) bestimmt wurden, auf einem 21-Zoll-Monitor dargestellt. Es wurde dann entschieden, ob in dem jeweils gezeigten Ausschnitt eindimensionale Strukturen wie Linien oder Kanten - möglichst senkrecht oder waagrecht zum Bild verlaufend – vorhanden waren. Das mit Hilfe der Programmiersprache IDL 5.2 (RSInc, USA) entwickelte Computerprogramm bestimmte anhand von vier eingefügten Markierungen ein Viereck mit jeweils zwei zueinander parallelen Kanten. Für jede Bildzeile wurde ein Mittelpunkt der Struktur bestimmt. Für eine Linienstruktur wurde als dieser Mittelpunkt der Mittelwert aus zwei Flankenpositionen (jeweils der 50-Prozent-Wert) vom Softwareprogramm festgelegt. Für eine Kantenstruktur bestimmte das Programm den Mittelpunkt als den Mittelwert aus dem 10-Prozent- und dem 90-

Prozentwert bei der Kante. Die von dem Computer durchgeführte Bestimmung der Mittelpunktswerte einer Struktur in einer Bildzeile ist in den Abbildungen 6.5a und 6.5b anhand von Beispielen verdeutlicht. Die Originalbildzeilen wurden anschließend durch das Auswerteprogramm so gegeneinander verschoben, dass die Mittelpunkte der jeweiligen Struktur zur Deckung kamen (siehe Abbildung 6.6). Dann wurde ein Mittelwert aller so verschobenen Zeilen gebildet. Das entstandene Profil der eindimensionalen Struktur wurde weiter analysiert, indem zunächst eine Fourieranalyse dieser eindimensionalen Wertereihe durchgeführt wurde.

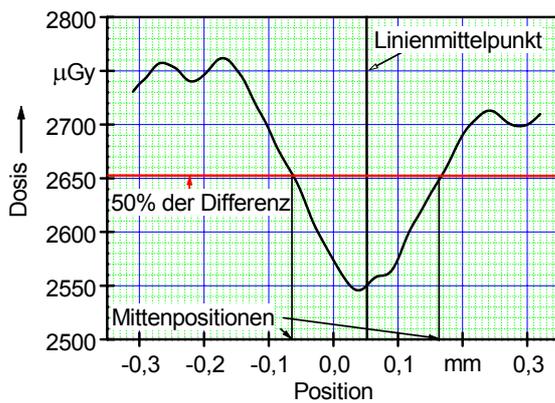


Abbildung 6.5a: Die Bestimmung des Mittelpunktes einer Linienstruktur am Beispiel einer einzelnen Profilzeile. Diese wurde zur genaueren Positionsbestimmung geglättet.

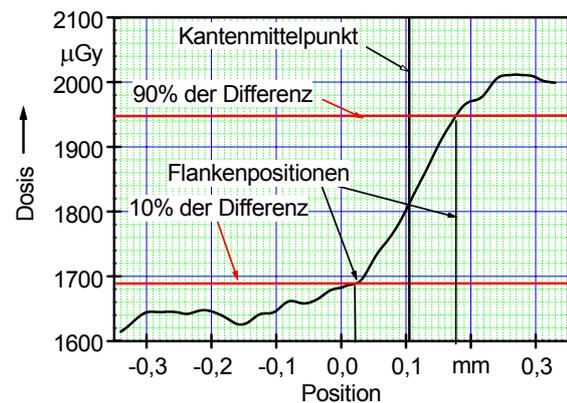


Abbildung 6.5b: Die Bestimmung des Mittelpunktes einer Kantenstruktur am Beispiel einer einzelnen Profilzeile. Diese wurde zur genaueren Positionsbestimmung geglättet.

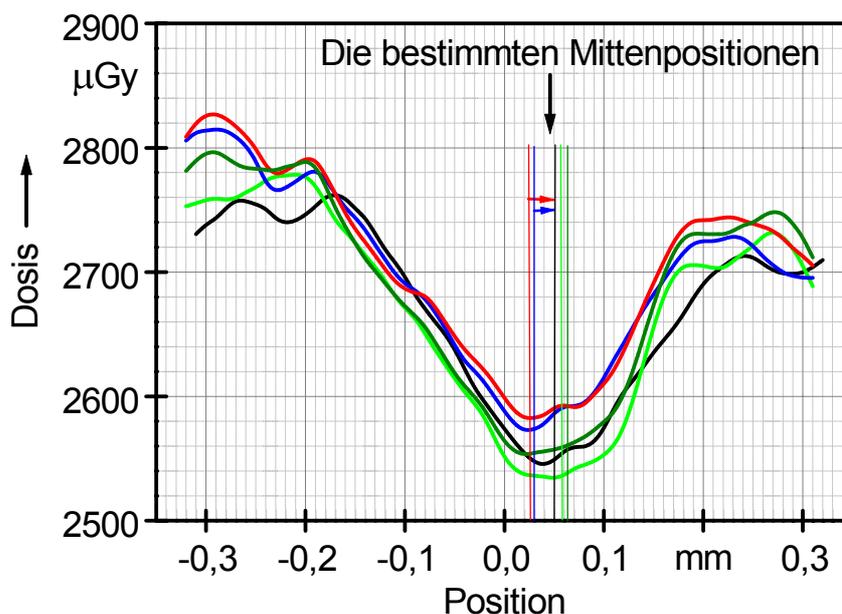


Abbildung 6.6: Fünf Einzelbildzeilen von einer Linienstruktur, deren bestimmte Mittelpunkte sind gekennzeichnet und für zwei Einzelbildzeilen sind die resultierenden Verschiebungen eingezeichnet.

In Gebieten der Lungenaufnahme, in denen keine Strukturen als solche zu erkennen waren, wurde das Rauschen bestimmt. Dieses ist deutlich höher als die Rauschanteile, die durch den Film und den Scanner im Zusammenspiel mit der Röntgenaufnahme-technik ohne Patient oder Präparat hervorgerufen werden (siehe Kapitel 5.1.3 und 5.2.3). Dies Ergebnis spricht dafür, dass in den Bildern sogenanntes „anatomisches Rauschen“ vorhanden ist, bei dem es sich gar nicht um Rauschen im eigentlichen Sinne handelt. Vielmehr überlagern sich viele einzelne Strukturen in der Lunge im Strahlenbild. Sind in diesem Strukturwirrwarr keine einzelnen Strukturen erkennbar, so spricht man von anatomischem Rauschen. Die Summe aus anatomischem Rauschen und dem vom Detektor ohne Präparat oder Patient abgebildeten Rauschen bildet den Hintergrund, in dem die eigentlichen Signale eingebettet sind. Diese Summe wird über die Standardabweichung  $\sigma_{\text{strukturfrei,2D}}$  in den strukturfreien Gebieten innerhalb der Lunge quantifiziert. Die dazugehörige Standardabweichung ist mit 82  $\mu\text{Gy}$  um einen Faktor 4 größer als die Standardabweichung  $\sigma_{\text{Det}}$ , die außerhalb der Lungenfelder gemessen wurde (siehe Kapitel 5.1.3). Aufgrund des hohen anatomischen Rauschanteils sind die Bilder nicht so rauscharm, wie es vor den zentralen Versuchen erhofft worden war.

Aus den Fourierkomponenten des Profils einer eindimensionalen Struktur wurde diese Struktur sukzessive wieder zusammengesetzt. Diese Rekonstruktion begann bei der Komponente mit der kleinsten Frequenz, die analysiert worden war. Anschließend wurden die höherfrequenten Fourierkomponenten aufsummiert, bis die Standardabweichung der Dosiswerte zwischen rekonstruiertem Profil und Originalprofil  $\sigma_{\text{Profil}}$  kleiner oder gleich  $\sigma_{\text{strukturfrei,1D}}$  geworden war. Dabei ist  $\sigma_{\text{strukturfrei,1D}}$  die Standardabweichung aus den wie oben beschrieben gegebenen Gebieten, bei der allerdings eine der Anzahl der Profilzeilen (etwa 50 bis 100) entsprechende Anzahl Bildzeilen gemittelt worden ist. Daher ist  $\sigma_{\text{strukturfrei,1D}}$  etwa um einen Faktor 6 bis 10 kleiner als  $\sigma_{\text{strukturfrei,2D}}$ . Eine weitere Aufsummierung von Fourierkomponenten mit höheren Frequenzen ergäbe keine genauere Beschreibung des Strukturprofils, da nicht mehr zwischen Signal- und Rauschanteil unterschieden werden kann. Die Frequenz, bis zu der die Rekonstruktion durchgeführt werden musste, wird als die Grenzfrequenz der eindimensionalen Struktur betrachtet. Diese Definition der Grenzfrequenz ist von zentraler Bedeutung für die vorliegende Arbeit. Für  $\sigma_{\text{Profil}}$  gilt:

$$\sigma_{\text{Profil}} = \sqrt{\sum_i (\text{Profil}_{\text{rek}}(i) - \text{Profil}_{\text{orig}}(i))^2} \quad (6.1).$$

Dabei ist  $i$  eine Zählvariable für den Pixelvorschub entlang der Profilzeile.

Die eindimensionalen Strukturen wurden für die Auswertung der Grenzfrequenzen verwendet, weil ihre Auswertung einfacher ist als die zweidimensionaler Strukturen im zweidimensionalen Raum. Das Hintergrundrauschen macht für die zweidimensionalen Strukturen eine Auswertung der hochfrequenten Komponenten der Signale sehr unsicher. Außerdem ist es plausibel, dass eindimensionale Strukturen senkrecht zu ihrer Ausbreitung nicht weniger scharfe Kanten und damit auch Komponenten mit hohen Ortsfrequenzen als runde Strukturen haben. Scharfberandete, runde Strukturen können vor allem durch senkrecht durchstrahlte Gefäße entstehen. Allerdings tritt der Fall praktisch nie auf, dass Gefäße *exakt senkrecht* getroffen werden und jede kleine Verkippung führt sofort zu einer Verschmierung des Strahlenprofils. Deswegen besteht auch die Gefahr, dass *annähernd senkrecht* getroffene Gefäße mit unscharf begrenzten Rundherden verwechselt werden.

Bei Thoraxaufnahmen sind vor allem kleinste Lungengefäße als feine eindimensionale Strukturen abzubilden. Diese Strukturen sind sicherlich die schärfsten abzubildenden Strukturen bei einer Röntgenaufnahme des Thorax. Sie enthalten damit auch die hochfrequentesten Signalanteile. Eine Auswertung dieser Strukturen ist also der richtige Ansatz, die Frequenzgrenze der abzubildenden Strukturen im Strahlenbild zu bestimmen.

## **6.4 Die Ergebnisse der zentralen Versuche**

Die zentralen Versuche dienten der Bestimmung und der Beschreibung der Dosisverteilungen in der Detektorebene für die Präparataufnahmen und die Freiwilligenaufnahme.

### **6.4.1 Das reale Strahlenbild**

Die ermittelten Dosisverteilungen für die einzelnen Aufnahmen, abgetastet mit einem Abstand von 10  $\mu\text{m}$  in x- und y- Richtung, hier abzubilden, ist aus drucktechnischen Gründen nicht möglich (24000 mal 30000 Pixel). Stattdessen wird eine verkleinerte Darstellung des Grauwertbildes einer Präparataufnahme in Abbildung 6.7a wiedergegeben. In den Abbildungen 6.7b und 6.7c sind Vergrößerungen von kleineren Ausschnitten aus 6.7a zu sehen, die vergrößerten Ausschnitte sind jeweils in der Abbildung vorher markiert.

Anhand des Ausschnitts 6.7c werden in den Abbildungen 6.8 und 6.9 die Auswirkungen der in Kapitel 6.2 beschriebenen Umrechnungen dargestellt. Die niedrigsten Grauwerte entsprechen den dunkelsten Stellen auf dem Film (Abbildung 6.8), diese wiederum korrespondieren zu den höchsten Dosiswerten. Die höchste Dosis wird im digitalen Bild der Dosisverteilung (Abbildung 6.9) aber hell dargestellt, so dass der Ausschnitt im Strahlenbild im Vergleich zu demselben Ausschnitt als Grauwertbild invertiert erscheint. Aufgrund der starken Steigung der sensitometrischen Kurve des industriellen Röntgenfilms wirkt der Kontrast im Strahlenbild ebenfalls kleiner als im Grauwertbild. Die Detektoreintrittsdosis (gemessen als Luftkerma), die für die Präparataufnahme mit 70 kV bestimmt wurde, lag zwischen 1600  $\mu\text{Gy}$  und 3050  $\mu\text{Gy}$ . Für die Präparataufnahme, die mit 120 kV angefertigt wurde, ergab sich ein Dosisbereich von 1800  $\mu\text{Gy}$  bis 3100  $\mu\text{Gy}$ . Der geringe Dynamikbereich ist natürlich dadurch bedingt, dass keine Knochen oder ähnlich stark absorbierendes Gewebe geröntgt wurden. Das Gewebe in dem Lungenpräparat hat überall ungefähr dieselbe Absorption, die Unterschiede in den Absorptionseigenschaften zwischen den einzelnen Gefäßen sind nur sehr klein. Für die härtere Strahlenqualität sind diese Unterschiede noch etwas kleiner als für die 70

kV Strahlung, und außerdem wird der Dynamikumfang durch die Streustrahlung aus den Plexiglasplatten reduziert.

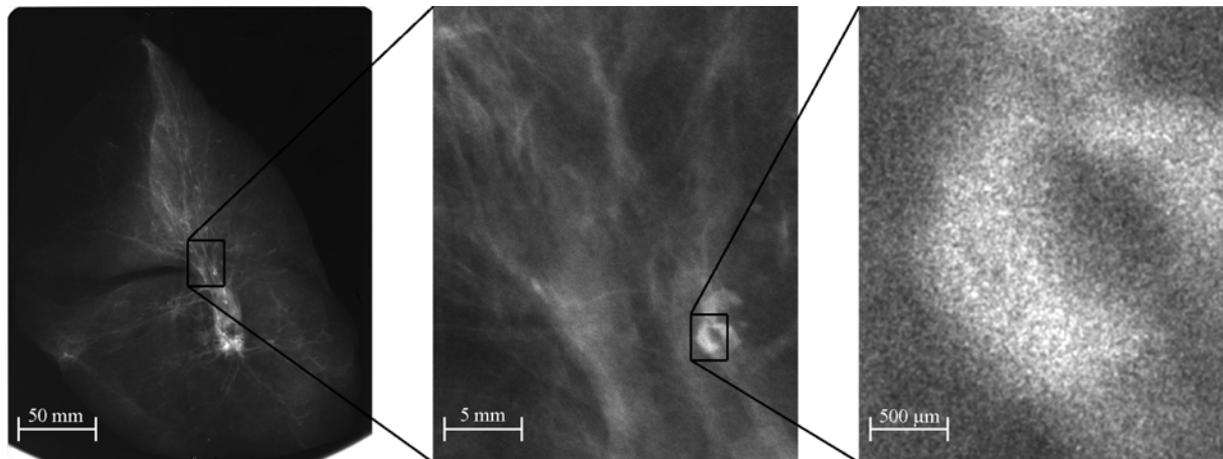


Abbildung 6.7: a) Das digitalisierte Röntgenbild des Lungenpräparates auf industriellem Röntgenfilm aufgenommen, in der Mitte (b) eine zehnfache Vergrößerung des markierten Ausschnitts, rechts (c) eine weitere Vergrößerung um einen Faktor 10

Abbildung 6.8: Die rechte Vergrößerung in optische Dichten umgerechnet

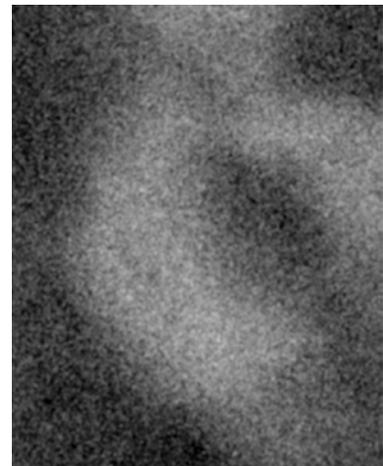
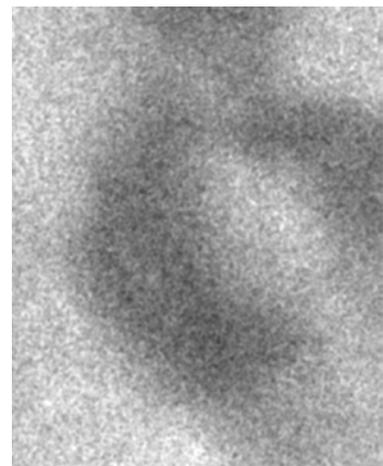


Abbildung 6.9: Die rechte Vergrößerung in die Dosisverteilung umgerechnet



Für die Auswertung ist die größere Dynamik in einzelnen Strukturen und im ganzen Bild der 70 kV Aufnahme günstiger als die geringere Dynamik des mit 120 kV aufgenommenen Bildes. Es hat sich zwar gezeigt, dass die erhaltenen Ergebnisse für die beiden Aufnahmen sich in den determinierten Grenzfrequenzen nur um

weniger als 10% unterscheiden, die einzelnen zu analysierenden Profile in dem Bild, gewonnen mit der weicheren Strahlung, sind aber weniger verrauscht und daher ist die Analyse signifikanter als die für das andere Bild.

Die ermittelten Dosiswerte im Strahlenbild der Präparataufnahmen wurden in Dosisverteilungen, wie sie bei Aufnahmen auf konventionellen Film-Folien-Systemen erforderlich wären, umgerechnet. Die Schlussfolgerungen über den echten Dynamikumfang des realen Strahlenbildes des Thorax aus dieser Umrechnung sind nur bedingt gültig, da nicht alle Strukturen des menschlichen Körpers in den Präparaten simuliert worden sind. Für die Freiwilligenaufnahme ist dies grundsätzlich anders. Der detektierte Dynamikumfang der Detektoreintrittsdosis von 0,9  $\mu\text{Gy}$  bis 18  $\mu\text{Gy}$  kann direkt in einen Dynamikumfang der Detektoreintrittsdosis bei einer Standardbelichtung mit einem Thoraxsystem (400er Film-Folien-System) von ungefähr 0,3  $\mu\text{Gy}$  bis ca. 6,2  $\mu\text{Gy}$  konvertiert werden. Die Patientendosis bei der Freiwilligenaufnahme war wegen der Aufnahmegeometrie und der leichten Unterbelichtung nur um einen Faktor 1,5 – im Gegensatz zum Faktor 3,0 bei der Detektoreintrittsdosis – höher als bei Benutzung eines 400er Film-Folien-Systems. Der Dynamikumfang ist um ein Vielfaches höher als der der Präparataufnahmen, da bei der Freiwilligenaufnahme alle anatomischen Gewebearten dem Strahlenfeld ausgesetzt waren.

Die Kenntnis des Strahlenbildes allein ist nicht ausreichend, um die Fragestellungen, die in den vorherigen Kapiteln dargelegt worden sind, zu beantworten. Es muss das Spektrum der Signalstrukturen in diesem Strahlenbild analysiert werden. Insbesondere ist die Grenze der in diesem Spektrum enthaltenen Frequenzkomponenten zu bestimmen. Grundlage dafür ist das in Kapitel 6.3 dargestellte Konzept.

#### **6.4.2 Die spektrale Analyse des Strahlenbildes**

Ein mittleres Spektrum für die Analyse von dreißig 1024 mal 1024 Pixel großen Ausschnitten aus dem Strahlenbild ist in Abbildung 6.10 dargestellt.

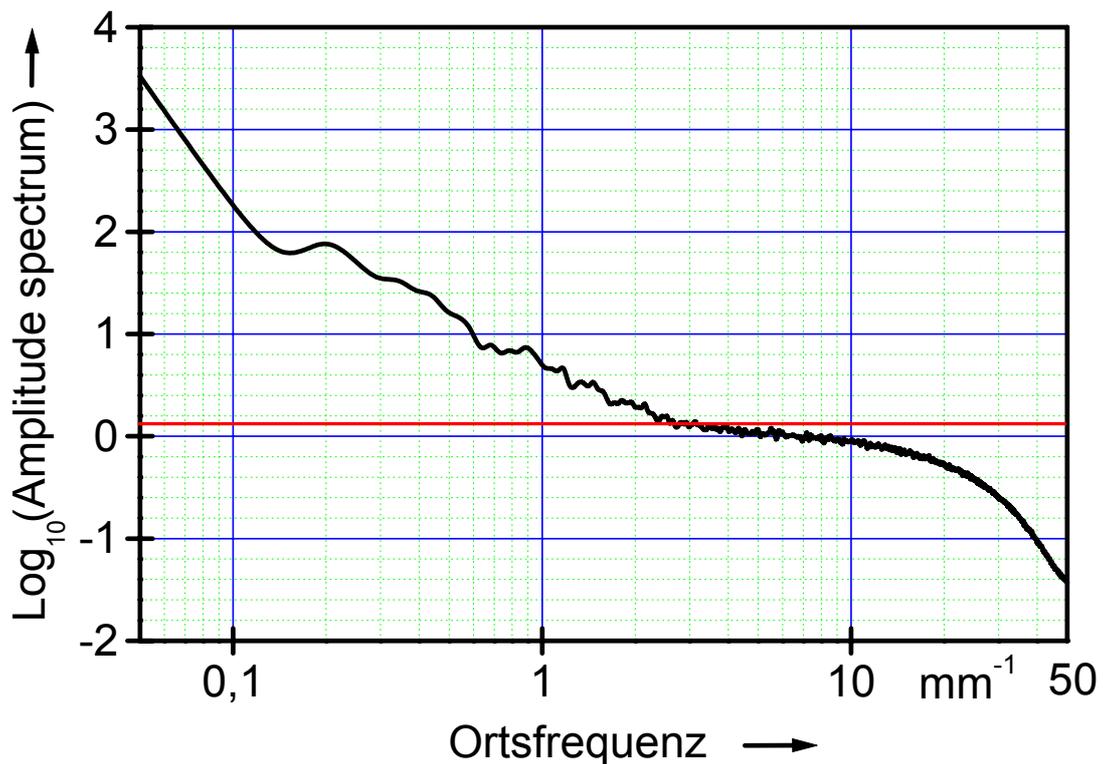


Abbildung 6.10: Mittleres Spektrum (gemittelt) aus der Analyse von dreißig 1024 mal 1024 Pixel großen Ausschnitten aus dem Strahlenbild der Präparataufnahme als logarithmische Darstellung. Die rote Linie markiert den Rauschuntergrund für niedrige Ortsfrequenzen.

Man sieht, dass sich über dem Rauschuntergrund von etwa  $1 \mu\text{m}^2$  Signalanteile bis zu einer Frequenz von etwa  $3 \text{ mm}^{-1}$  nachweisen lassen. Bei höheren Ortsfrequenzen gehen mögliche Frequenzkomponenten aus dem Signal im Rauschen unter. Werden noch kleinere Ausschnitte mit bestimmten Strukturen darin analysiert, wird die Frequenzauflösung erheblich schlechter. Die gesamte Rauschleistung des kleineren Bildausschnittes ist zwar geringer, während die Signalleistung hochfrequenter Strukturen gleich bleibt. Dennoch bleibt es schwierig, die Fourierkomponenten des Signals von denen des Rauschens zu trennen. Eine Verkleinerung der auszuwertenden Ausschnitte allein ist also keine Lösung für das Problem der Auswertung des Strahlenbildes. Die in Abschnitt 6.3 beschriebene neue Auswertungsmethode löst das Problem.

Die großen Ausschnitte eines 10240 mal 10240 Pixel großen Bereiches des Strahlenbildes, welches für die Aufnahme des Präparates, erzeugt mit Strahlung von

70 kV, bestimmt worden war, wurden komplett ausgewertet [56]. Darin befanden sich 522 auswertbare Linien und 530 auswertbare Kanten, die alle durch anatomische Strukturen hervorgerufen waren. Es gab in diesem Bildausschnitt keine Strukturen, die Staubpartikeln zugeordnet werden konnten, und auch keine Fehler im Film. Abbildung 6.11 zeigt eine ausgewertete Linie und Abbildung 6.12 eine Kante.

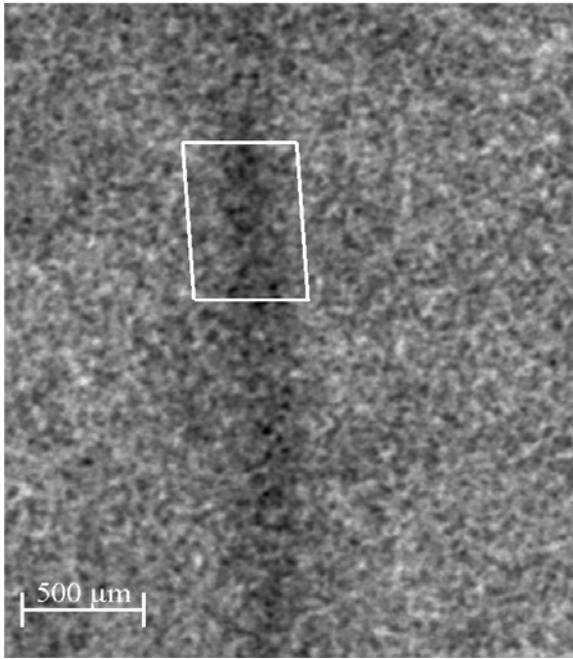


Abbildung 6.11: Darstellung einer Linie im Strahlenbild der Präparataufnahme. Markiert ist der Bereich, der in diesem Fall ausgewertet wurde.

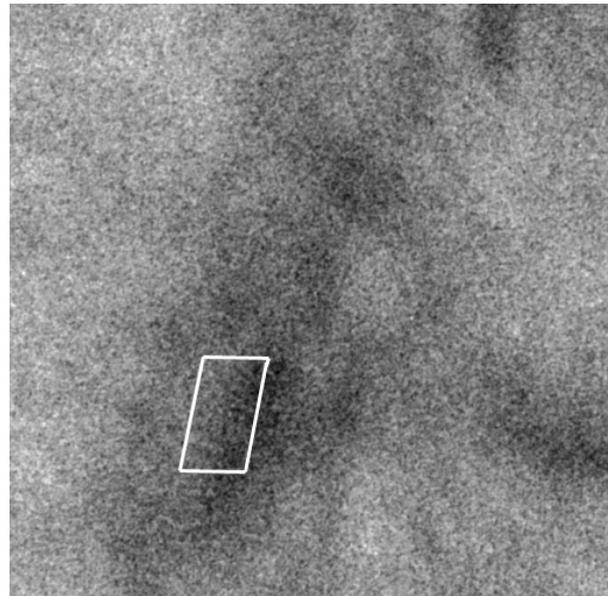


Abbildung 6.12: Darstellung einer Kante im Strahlenbild der Präparataufnahme. Markiert ist der Bereich, der in diesem Fall ausgewertet wurde.

In den Abbildungen 6.13a bis 6.18a sind einige der Linien und Kanten als Profile zusammen mit den dazugehörigen Rekonstruktionen dargestellt. In den Abbildungen 6.13b bis 6.18b sind die dazugehörigen Leistungsspektren und in 6.13c und 6.18c zusätzlich die Amplitudenspektren zu sehen. Unter den ausgesuchten Profilen sind solche mit unterschiedlich hohen Grenzfrequenzen.

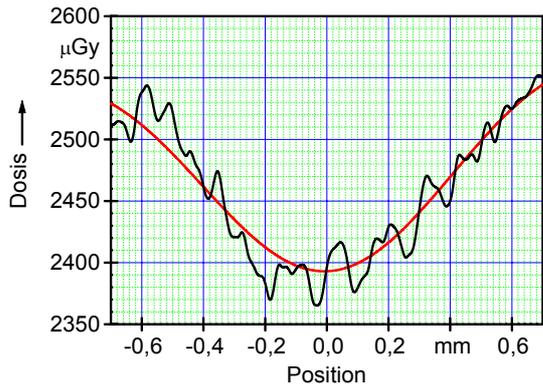


Abbildung 6.13a: Das Profil einer Linie mit einer Grenzfrequenz von  $3,0 \text{ mm}^{-1}$ , zusammen mit dem rekonstruierten Profil.

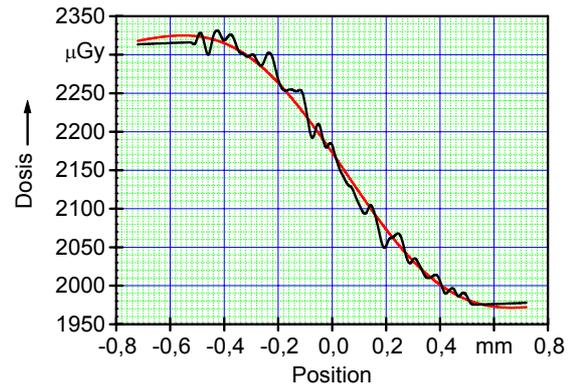


Abbildung 6.14a: Das Profil einer Kante mit einer Grenzfrequenz von  $1,0 \text{ mm}^{-1}$ , zusammen mit dem rekonstruierten Profil.

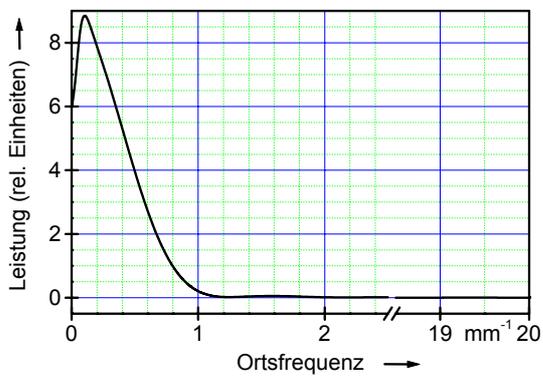


Abbildung 6.13b: Das zur Linie aus Abb. 6.13a gehörende Leistungsspektrum.

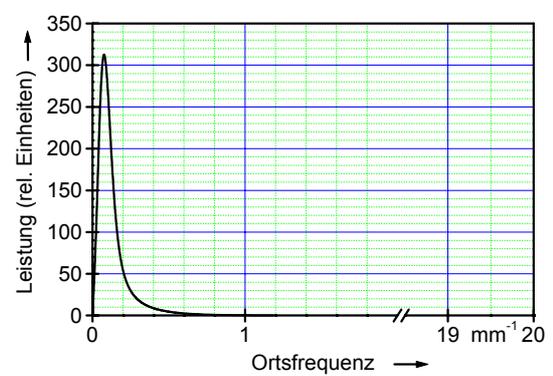


Abbildung 6.14b: Das zur Kante aus Abb. 6.14a gehörende Leistungsspektrum.

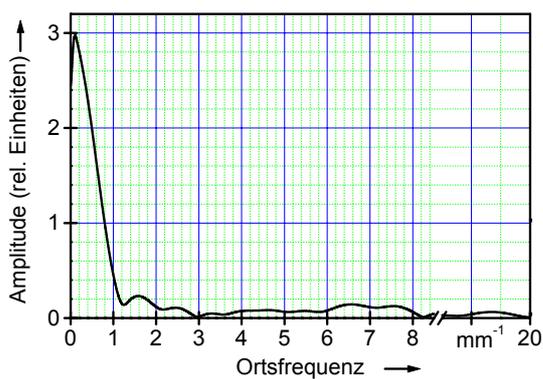


Abbildung 6.13c: Das zur Linie aus Abb. 6.13a gehörende Amplitudenspektrum.

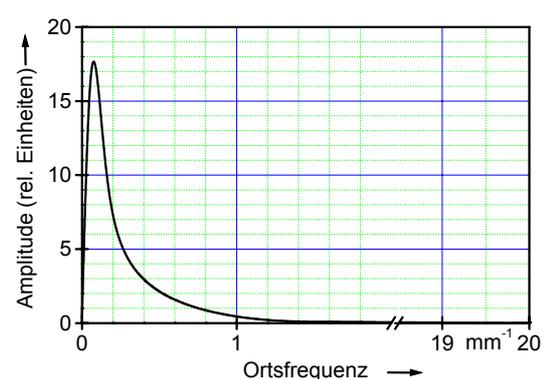


Abbildung 6.14c: Das zur Kante aus Abb. 6.14a gehörende Amplitudenspektrum.

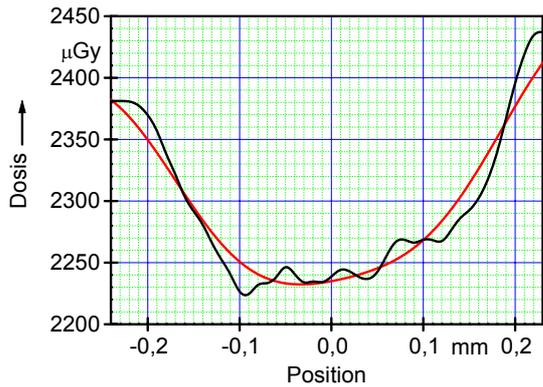


Abbildung 6.15a: Das Profil einer Linie mit einer Grenzfrequenz von  $4,8 \text{ mm}^{-1}$ , zusammen mit dem rekonstruierten Profil.

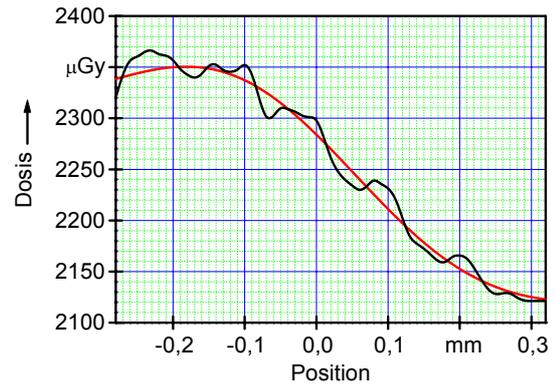


Abbildung 6.16a: Das Profil einer Kante mit einer Grenzfrequenz von  $2,5 \text{ mm}^{-1}$ , zusammen mit dem rekonstruierten Profil.

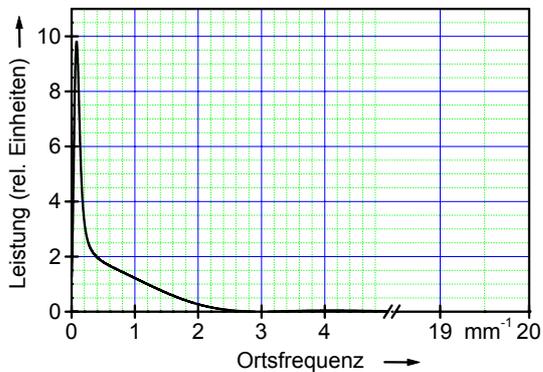


Abbildung 6.15b: Das zur Linie aus Abb. 6.15a gehörende Leistungsspektrum.

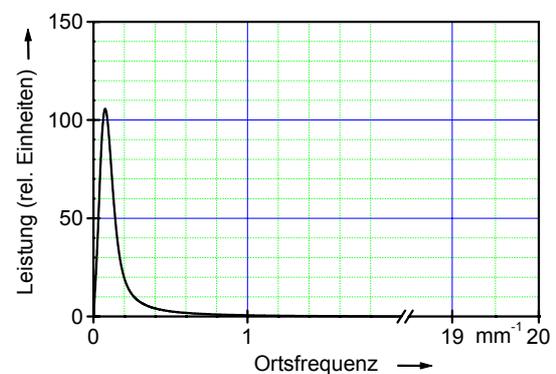


Abbildung 6.16b: Das zur Kante aus Abb. 6.16a gehörende Leistungsspektrum.

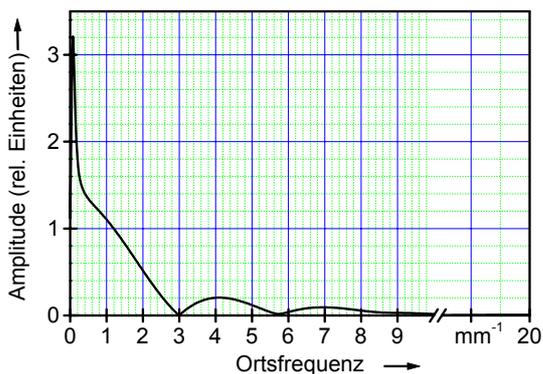


Abbildung 6.15c: Das zur Linie aus Abb. 6.15a gehörende Amplitudenspektrum.

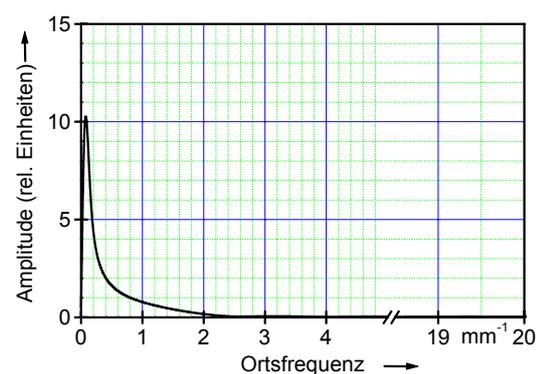


Abbildung 6.16c: Das zur Kante aus Abb. 6.16a gehörende Amplitudenspektrum.

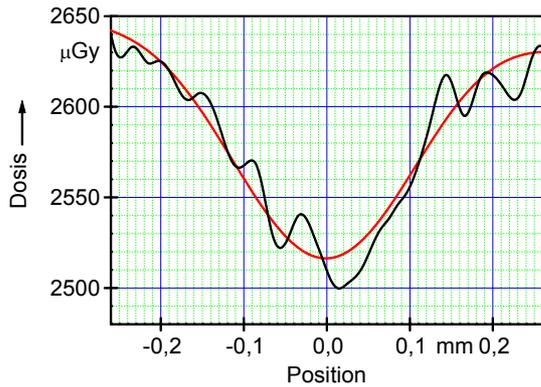


Abbildung 6.17a: Das Profil einer Linie mit einer Grenzfrequenz von  $8,0 \text{ mm}^{-1}$ , zusammen mit dem rekonstruierten Profil.

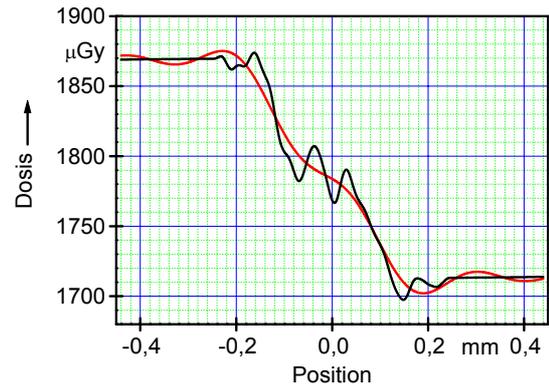


Abbildung 6.18a: Das Profil einer Kante mit einer Grenzfrequenz von  $4,8 \text{ mm}^{-1}$ , zusammen mit dem rekonstruierten Profil.

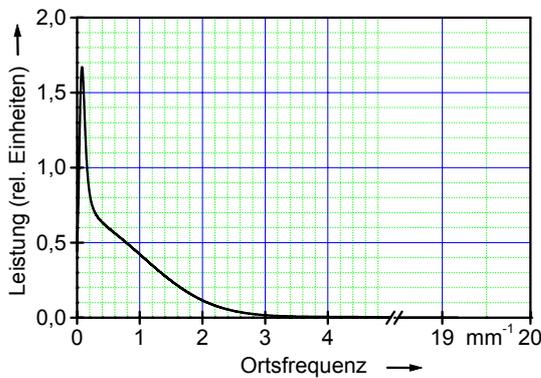


Abbildung 6.17b: Das zur Linie aus Abb. 6.17a gehörende Leistungsspektrum.

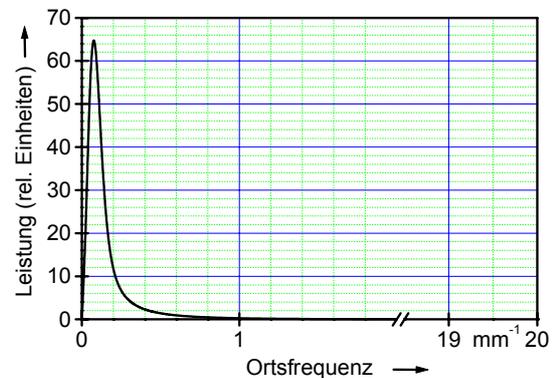


Abbildung 6.18b: Das zur Kante aus Abb. 6.18a gehörende Leistungsspektrum.

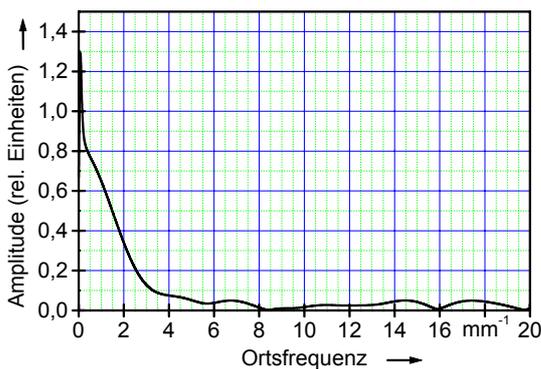


Abbildung 6.17c: Der Betrag des zur Linie aus Abb. 6.17a gehörende Amplitudenspektrums.

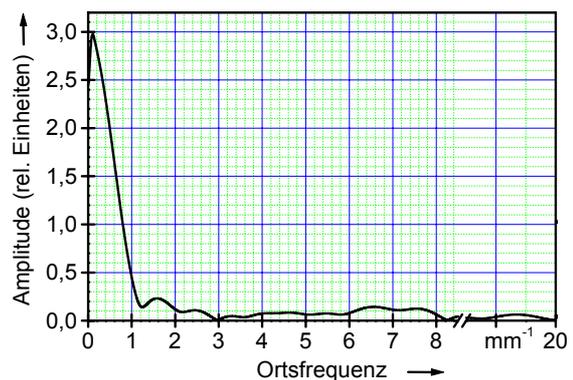


Abbildung 6.18c: Der Betrag des zur Kante aus Abb. 6.18a gehörende Amplitudenspektrums.

Abbildung 6.19 zeigt ein typisches Linienprofil zusammen mit Rekonstruktionen, die mit unterschiedlichen Grenzfrequenzen angefertigt wurden.

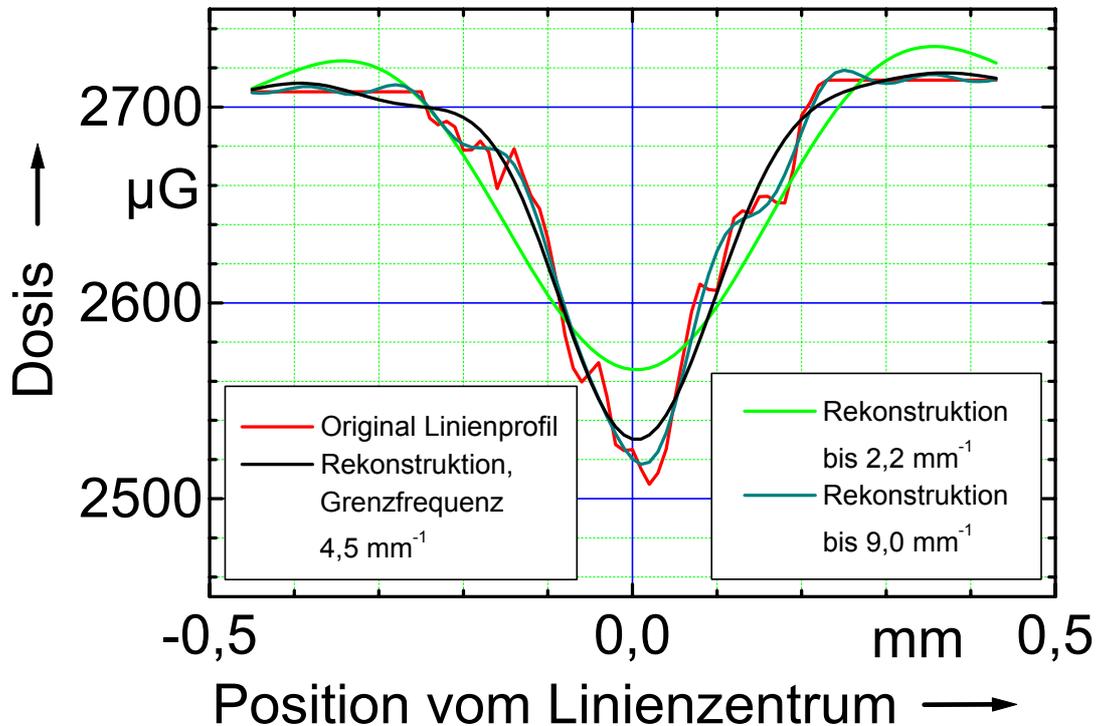


Abbildung 6.19: Ein Linienprofil mit einer gemessenen Grenzfrequenz von  $4,5 \text{ mm}^{-1}$ , dargestellt zusammen mit verschiedenen Rekonstruktionen, die sich durch die höchste enthaltene Frequenzkomponente unterscheiden. Die Rekonstruktion mit  $4,5 \text{ mm}^{-1}$  beschreibt das Profil in seiner Form gut, ohne das hochfrequente Rauschen darzustellen, welches bei der Rekonstruktion bis  $9,0 \text{ mm}^{-1}$  schon mit wiedergegeben wird. Die Kurve, deren höchste Frequenzkomponente bei  $2,2 \text{ mm}^{-1}$  liegt, beschreibt schon die Amplitude der Linie nicht richtig.

Die Grenzfrequenzen, die auf diese Weise ermittelt wurden, wurden Frequenzbereichen der Breite  $0,5 \text{ mm}^{-1}$ , das heißt zum Beispiel den Intervallen  $0,0 \text{ mm}^{-1}$  bis  $0,249 \text{ mm}^{-1}$ ,  $0,25 \text{ mm}^{-1}$  bis  $0,749 \text{ mm}^{-1}$ ,  $0,75 \text{ mm}^{-1}$  bis  $1,249 \text{ mm}^{-1}$  usw. zugeordnet. Das erste Frequenzintervall ist schmaler als  $0,5 \text{ mm}^{-1}$ , da es natürlich keine Strukturen mit Grenzfrequenzen unter Null gibt, die mittleren Werte der Intervalle aber Vielfache von  $0,5$  sein sollten. Da praktisch keine Strukturen ausgewertet wurden, deren Grenzfrequenzen unterhalb von  $0,25 \text{ mm}^{-1}$  lagen, war dieser erste Bereich ohnehin nicht bedeutsam. Die Anzahl der Linien bzw. Kanten, die in jedes Frequenzintervall fielen, wurden gezählt und die so gewonnenen

Verteilungen der Grenzfrequenzen für die unterschiedlichen Strukturen als Histogramme dargestellt.

In den Abbildungen 6.20 und 6.21 sind die normierten Histogramme für die Grenzfrequenzverteilung der 522 Linienstrukturen bzw. der 530 Kantenstrukturen dargestellt. Durch die verwendete Normierung auf 100% kann aus den Histogrammen direkt der prozentuale Anteil von Strukturen, deren Grenzfrequenz in einem bestimmten Bereich liegt, abgelesen werden. Die Histogramme sehen für Linien und Kanten ähnlich aus, auch wenn kleinere Unterschiede vor allem im höherfrequenten Bereich festzustellen sind.

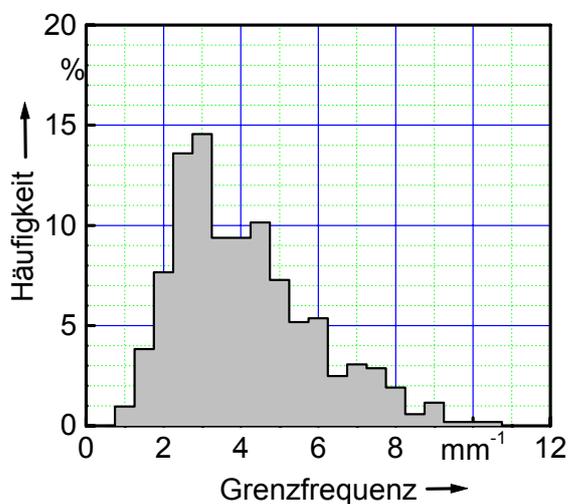


Abbildung 6.20: Die Verteilung der bestimmten Grenzfrequenzen in den 522 ausgewerteten Linienstrukturen der Präparataufnahme.

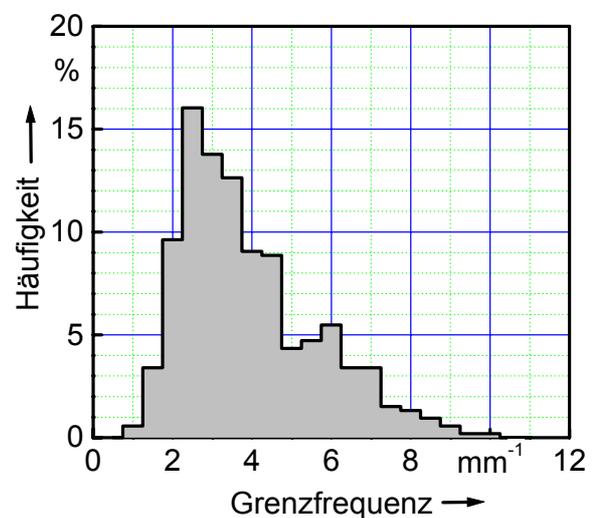


Abbildung 6.21: Die Verteilung der gemessenen Grenzfrequenzen in den 530 ausgewerteten Kantenstrukturen der Präparataufnahme.

In der Abbildung 6.22 ist das normierte Histogramm für alle 1052 ausgewerteten Strukturen wiedergegeben. An diesem Histogramm erkennt man, dass es offensichtlich einzelne Strukturen im Strahlenprofil der Präparataufnahme gibt, zu deren Formwiedergabe Frequenzen bis zu  $10 \text{ mm}^{-1}$  nötig sind. 75 Prozent der Strukturen ließen sich jedoch mit Grenzfrequenzen bis  $5 \text{ mm}^{-1}$  bereits korrekt beschreiben. Außerdem muss festgehalten werden, dass die Leistung auch für die Strukturen der Lunge mit höheren Grenzfrequenzen als  $5 \text{ mm}^{-1}$  in dem über dieser Grenze liegenden Frequenzbereich ausgesprochen niedrig ist und höchstens ein Prozent der maximalen Leistung der Struktur beträgt. Daraus kann man folgern, dass

die mögliche Fehlinformation aufgrund von Aliasing für den Fall sehr klein wäre, wenn nur Frequenzen größer als  $5 \text{ mm}^{-1}$  zum Aliasing beitragen können. Das Rauschen ist jedoch in dem höheren Frequenzbereich ebenso groß wie unterhalb von  $5 \text{ mm}^{-1}$ , so dass Aliasing aufgrund von Rauschen immer noch auftreten kann und die Bilder verrauschter wirken, ohne dass feinere Strukturen wirklich gut detektierbar wären.

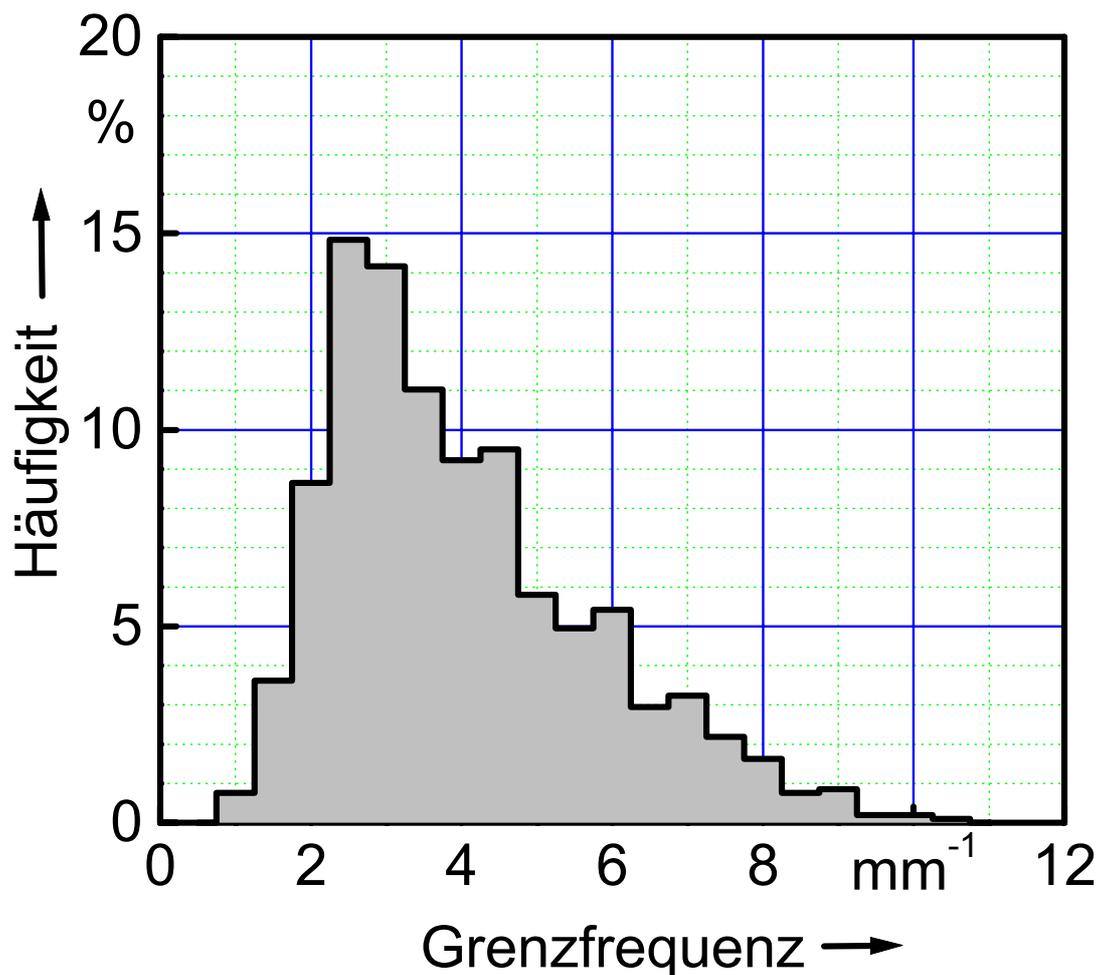


Abbildung 6.22: Histogramm der Grenzfrequenzen aus den insgesamt 1052 ausgewerteten eindimensionalen anatomischen Strukturen in der Präparataufnahme.

Sehr ähnliche Ergebnisse erhält man auch für die Strukturen des Bildes, welches mit 120 kV belichtet wurde, und auch für die Freiwilligenaufnahme, bei der ca. 100 Strukturen ausgewertet wurden. Das Histogramm für die ausgewerteten Strukturen der Freiwilligenaufnahme ist in Abbildung 6.23 wiedergegeben. Es fällt in diesem

Histogramm auf, dass praktisch keine Strukturen mit Grenzfrequenzen oberhalb von  $5 \text{ mm}^{-1}$  in der Freiwilligenaufnahme zu finden sind. Dies liegt daran, dass das Film-Folien-System die ohnehin geringe Leistung der Signalstrukturen im Frequenzbereich oberhalb dieser Grenze zu stark schwächt, als dass solche Spektralanteile noch detektierbar wären [54].

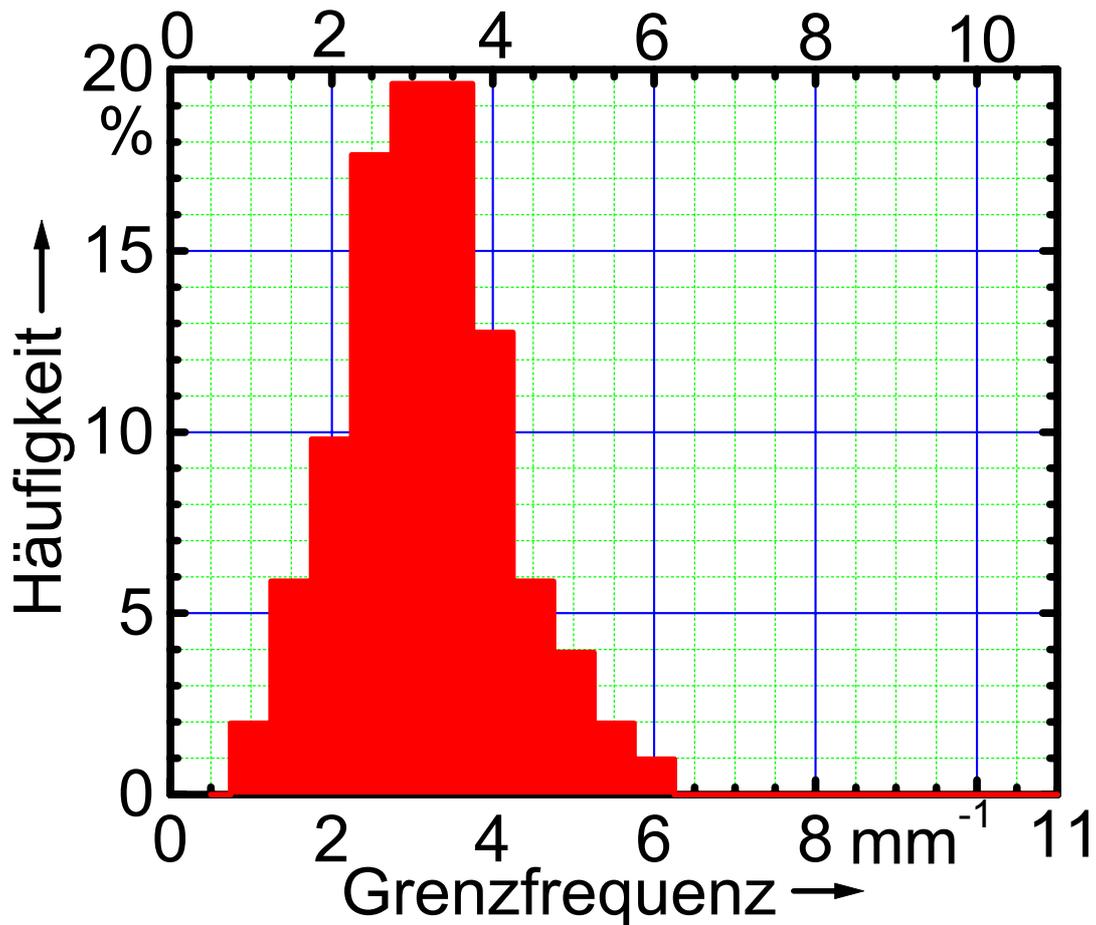


Abbildung 6.23: Histogramm der Grenzfrequenzen von 102 ausgewerteten eindimensionalen Strukturen der Freiwilligenaufnahme.

Die weitere wesentliche Aussage der Auswertung der Freiwilligenaufnahme ist die, dass in den Rippenstrukturen nur Frequenzkomponenten bis etwa  $4 \text{ mm}^{-1}$  zu finden waren. Das heißt, die Lungengefäßstrukturen haben auch auf dem Mammographiefilm höhere Frequenzanteile als die Rippenstrukturen [57]. Daraus folgt, dass die Frequenzanalyse der Präparataufnahmen auf dem industriellen Röntgenfilm tatsächlich die Grenzfrequenzen im realen Strahlenbild einer echten Patientenaufnahme widerspiegelt.

## **6.5 Einflüsse auf die Genauigkeit der Messergebnisse bei den durchgeführten Versuchen**

Um die Aussagekraft der erzielten Ergebnisse bei der Bewertung der Frage nach einem hinsichtlich der Ortsauflösung optimierten digitalen Detektor für Röntgenthoraxaufnahmen beurteilen zu können, müssen mögliche Einflüsse, die zu Unsicherheiten bei der Bestimmung des Strahlenbildes und der darin enthaltenen Grenzfrequenzen führen könnten, diskutiert werden. Die Unsicherheiten, die bei der Bestimmung des Strahlenbildes auftreten (Kapitel 6.5.1) sind ohne Ausnahme durch rein physikalische Effekte hervorgerufen. Zu einem gewissen Teil beeinflussen diese Unsicherheiten auch die Bestimmung der Grenzfrequenzen. Hinzu kommen Unsicherheiten, die durch die Konzeption der Auswertung beziehungsweise deren Wechselwirkung mit den physikalischen Prozessen bei der Bestimmung des realen Strahlenbildes auftreten können (Kapitel 6.5.2).

Den Unsicherheiten, die im Folgenden betrachtet und abgeschätzt werden, liegt ein Vertrauensintervall von 95% („Erweiterungsfaktor“ 2 nach [4]) zu Grunde. Der Einfluss verschiedener Parameter auf die Unsicherheiten wird für zwei Endresultate abgeschätzt: die Unsicherheit der relativen Dosis für jedes einzelne Pixel ((A)) und die Unsicherheit der großflächigen absoluten Dosisverteilung im Strahlenbild ((B)).

### **6.5.1 Einflüsse auf die Bestimmung des Strahlenbildes**

Bei den durchgeführten Versuchen wurde die Kombination aus Film und Scanner quasi als ein extrem hoch ortsauflösendes Mikrodosimeter eingesetzt. Die jedem einzelnen Pixel zugeordnete Dosis wurde dabei in verschiedenen Einzelschritten bestimmt. Für jeden dieser Einzelschritte wird im Folgenden die mögliche Unsicherheit bei der Messung diskutiert. Es ist dabei ausreichend, die relative Dosisverteilung in den kleinen Bereichen zu betrachten, die für die Auswertung (siehe 6.5.2) herangezogen werden. Die Ergebnisse dieser Diskussion und zwar für die Verteilung der relativen Dosis auf die Pixel in kleinen Bereichen (in diesem Fall ist es ausreichend, die relative und nicht die absolute Dosisverteilung zu kennen) und

für die großflächige Verteilung der absoluten Dosis - sind in Tabelle 6.2 zusammengefasst.

## **Homogenität**

Zunächst einmal erzeugten die verwendeten Röntgenquellen kein homogenes Strahlenfeld, sowohl großflächig betrachtet (siehe als Beispiel Abbildung 4.5) als auch in kleineren Dimensionen (Quantenrauschen). Die großflächige Dosisverteilung ergab bei den verwendeten Röntgenröhren nur kleine Abweichungen der Strahledosis von ihrem Mittelwert (1%). Dies ist für die modernen Röhren üblich. Der Unterschied in der großflächigen Dosisverteilung der verwendeten Röntgenapparate zu anderen verwendeten Apparaturen ist kleiner als zwei Prozent. Diese Abschätzung ist notwendig, um die Allgemeingültigkeit der erzielten Ergebnisse zu zeigen. Die Inhomogenität, die bei Anwendung verschiedener Apparaturen auftritt, wirkt sich jedoch nur auf (B) aus.

Da das Quantenrauschen (wichtig für (A)) mit der Wurzel aus der Anzahl der Quanten, das Signal allerdings direkt proportional zur Zahl der Quanten ansteigt, ist das Quantenrauschen pro Signal bei den Präparataufnahmen im Vergleich zur konventionellen Radiographie aufgrund der hohen Dosis klein. Der relative Fehler für die Dosis je Pixel – resultierend aus dem Quantenrauschen - ist kleiner als ein Prozent. Für die Freiwilligenaufnahme ist dieser Fehler aufgrund der geringeren Dosis höher. Er ist hier kleiner als fünf Prozent.

## **Ungleichmäßigkeiten bei Folien und Filmen**

Der nächste Faktor in der Kette der einzelnen Schritte im Messverfahren, der zu Unsicherheiten bei der Dosimetrie führen kann, ist die Varianz der Empfindlichkeit von Filmblatt zu Filmblatt. Sie liegt für medizinische Röntgenfilme in der Größenordnung von einem Prozent [58]. Es ist zulässig, dieselbe Größenordnung für den industriellen Röntgenfilm anzunehmen [59]. Ferner erzeugen mögliche Ungleichmäßigkeiten in den Bleifolien und der Emulsion auf dem Film (nach eigenen Messungen) Schwankungen in der bestimmten Dosis von Pixel zu Pixel; die resultierende relative Unsicherheit kann auf kleiner als drei Prozent abgeschätzt

werden. Dieselbe Abschätzung gilt auch für das mammographische Film-Folien-System. Hier entstehen die Unsicherheiten vor allem durch Artefakte auf der Verstärkungsfolie.

## **Filmverarbeitung**

Es treten außerdem zwei Effekte durch die Filmentwicklung auf: Zum einen lagen aus technischen Gründen (die Röntgenanlage musste aufgrund der hohen aufbrachten Leistung pro Aufnahme immer wieder einen Tag geschont werden) zwischen der Entwicklung der Aufnahmen für die sensitometrischen Kurven des industriellen Röntgenfilms und der Entwicklung der Präparataufnahmen drei Tage. Die Entwicklungschemie kann sich in diesem Zeitraum in ihren Eigenschaften verändern. Da die industriellen Röntgenfilme so aufgebaut sind, dass sie für Lichtquanten nur wenig empfindlich sind, war eine Kontrolle über lichtsensitometrische Messungen gemäß DIN 6868-55 [60] nur eingeschränkt möglich. Die relative Unsicherheit für die Bestimmung der Dosis aller Pixel in einem Bild durch diesen Entwicklungseffekt ist dennoch kleiner als fünfzehn Prozent. Das heißt, die reale Dosis eines Strahlenbildes (Unsicherheit für (B)) kann um 15 Prozent von dem angegebenen Wert abweichen, von Pixel zu Pixel (Unsicherheit für (A)) gibt es jedoch keine Schwankungen. Diese Unsicherheit kann für die Freiwilligenaufnahme aufgrund der lichtsensitometrischen Messungen auf unter fünf Prozent reduziert werden.

Zum anderen ist als Effekt der Filmentwicklung zu berücksichtigen, dass die Entwicklung bei den industriellen Röntgenfilmen eine Tank-Handentwicklung war. Bei dieser Art der Entwicklung kann nicht sichergestellt werden, dass die Benetzung mit der Entwicklungschemie an jeder Stelle exakt gleich gut ist. Die Filme wurden geschwenkt und die Chemie immer wieder gerührt, um diesen Effekt möglichst klein zu halten. Die resultierende relative Unsicherheit wird anhand der Auswertung von homogen belichteten Aufnahmen auf maximal fünf Prozent geschätzt und wirkt sich auch auf die gemessene Dosisverteilung in einem Bild ((B)) aus. Auch hier ist die mögliche Unsicherheit bei der Freiwilligenaufnahme kleiner, da die Entwicklung in einer Entwicklungsmaschine erfolgte, die praktisch keine Streifenartefakte aufwies.

Dieselbe Auswertung homogen belichteter Mammographiefilme ergab eine maximale Abweichung von zwei Prozent in der ermittelten Dosisverteilung.

Eine Korrelation der Unsicherheiten liegt hier nicht vor, da der erste Effekt sich nur auf die Unsicherheit in der Absolutbestimmung der Dosis bezieht, der zweite Effekt nur die Schwankungen innerhalb eines Bildes berührt und die Ursachen nicht miteinander korrelieren. Alle diese Abschätzungen der Unsicherheiten durch die Filmverarbeitung gelten im Wesentlichen für (B), für die Verteilung der relativen Dosis in den kleinen Auswertebereichen ((A)) wird die Unsicherheit auf höchstens zwei Prozent geschätzt.

### **Sensitometrie**

Auch bei der Bestimmung der charakteristischen Kurve des industriellen Röntgenfilms und des mammographischen Film-Folien-Systems mittels der Röntgensensitometrie treten Unsicherheiten auf: Die relative Unsicherheit für die Bestimmung der Dosis liegt bei etwa vier Prozent, die relative Unsicherheit bei der Bestimmung der Filmschwärzung bei unter vier Prozent, wobei der Einfluss der Filmentwicklung im Messergebnis mit eingeschlossen ist [61]. Die Abweichungen in der Filmschwärzung, die durch Filmentwicklungseffekte hervorgerufen werden, können sich genau entgegengesetzt auswirken, wie bei den eigentlich auszuwertenden Filmen, so dass auch diese Unsicherheiten als nicht korreliert gewertet werden müssen.

### **Digitalisierung**

Zusätzlich zu den Einflüssen auf die Bestimmung der Dosiswerte durch die Aufzeichnung der Information auf Film und der Umrechnung über die charakteristische Kurve beinhaltet natürlich auch der Digitalisierungsprozess noch Aspekte, die zu weiteren Unsicherheiten bei der durchgeführten Mikrodosimetrie führen können.

Die Lampe des Scanners kann zum einen zwischen der Aufnahme der Kalibrierkurve und dem Digitalisieren der Mikrodosimetriefilme ihre Helligkeit ändern; ein Einfluss

auf die gemessene Dosisverteilung (nur für (B), geschätzt 1%) über die Antwortfunktion des Scanners ist trotz der Selbstkalibrierung nicht auszuschließen. Da die Aufnahmen jedoch in zeitlich kurzem Abstand (ca. vier Stunden) digitalisiert wurden, sollte es keinen Effekt durch eine Lampendrift gegeben haben, jedoch sind Helligkeitsschwankungen durch Spannungsschwankungen denkbar. Diese Helligkeitsschwankungen sind kleiner als zwei Prozent, was durch Messungen nachgewiesen wurde. Genauso groß kann die relative Unsicherheit maximal sein, die durch Spannungsschwankungen am Netz während eines einzelnen Scanvorgangs (45 Minuten) von Pixel zu Pixel auftreten kann. Diese Schwankungen bedeuten eine Unsicherheit der gemessenen optischen Dichte von jeweils ein Prozent; bei einem Gradienten der Schwärzungskurve von fünf folgt daraus eine Unsicherheit für die Dosis (für (A) und (B) gleichermaßen) von weniger als einem Prozent.

Digitalisierungsfehler fallen erst oberhalb der optischen Dichte von 2,7 ins Gewicht. Sie können vernachlässigt werden, weil optische Dichten über 2,7 auf den ausgewerteten Filmen nicht vorhanden waren. Es gibt aber aufgrund der Dichtemessung und der Auswertung der Dichtestufen im Grauwertbild eine Unsicherheit bei der Bestimmung der Antwortfunktion des Scanners. Diese wirkt sich als relative Unsicherheit mit weniger als einem Prozent in der Dosis aus. Die relativen Unsicherheiten, die durch Empfindlichkeitsschwankungen des Photomultipliers im Scanner verursacht werden können, werden - gemäß den technischen Angaben im Handbuch - auf maximal 0,3 Prozent von Bild zu Bild und von Pixel zu Pixel geschätzt; sie sind für die Berechnung der Gesamtunsicherheit nicht relevant, da sie sehr gering sind. Sie werden deshalb vernachlässigt.

Wesentlich gravierender wird die Dosismessung möglicherweise durch die Fixierung der Filmproben auf der Scannertrommel beeinflusst. Gelingt diese Fixierung nicht absolut blasenfrei und ohne Grenzschichten, führen Probleme mit dem Autofokus beziehungsweise Brechungseffekte an Grenzschichten zu einer Fehlbestimmung der diffusen optischen Dichte auf dem Film und damit der Dosis. Dieser Effekt kann die Dosiswerte insbesondere zwischen Pixelbereichen (B) bis zu zehn Prozent verfälschen. Für die relative Dosisverteilung ((A)) wird die Unsicherheit auf die Hälfte geschätzt. Dies wurde an Hand von Vorversuchen an einem ähnlichen Scanner festgestellt. Es wurden dazu homogen belichtete Filmstücke auf industriellem

Röntgenfilm, für die die tatsächlichen Dichteschwankungen, gemessen mit einem Mikrodensitometer, sehr klein waren, so auf der Scannertrommel fixiert, dass Luft einschüsse vorhanden waren bzw. dass das gesamte Filmstück nicht richtig anlag.

Beim Scannen kann die Körnigkeit des Filmes Einfluss auf die Ergebnisse gewinnen. Unsicherheiten würden jedoch nur für die kleinen Bereiche auftreten ((A)), in denen jedes einzelne Pixel zur Auswertung herangezogen wird. Um diesen Einfluss abschätzen zu können, wurden an einem Film in einem kleinen, homogen bestrahlten Bereich der Mittelwert und die Standardabweichung der Grauwerte ermittelt und über die Antwortfunktion des Scanners sowie die charakteristische Kurve des Films der Mittelwert der Dosis (2000  $\mu\text{Gy}$ ) und die zweifache Standardabweichung der Dosis berechnet; letztere betrug 42  $\mu\text{Gy}$ . Das entspricht 2,1% vom Mittelwert und entspricht dem Wert, den man aus der Abschätzung über das Wienerspektrum (siehe Abbildung 5.6) erhält.

### **Gesamtunsicherheit für die Dosisbestimmung**

Für die Ziele, die in dieser Arbeit mit Hilfe der Mikrodosimetrie erreicht werden sollten, sind die absoluten Dosiswerte und damit die Schwankungen von Bild zu Bild ((B)) nicht so sehr von Interesse. Vielmehr interessieren die relativen Unsicherheiten und insbesondere jene, die der ermittelte Dosiswert eines Pixels im Vergleich zu den anderen Pixeln haben kann ((A)). Nach dem Gesetz der Fehlerfortpflanzung ist dieser Fehler, zusammengesetzt aus den einzelnen oben beschriebenen Einflüssen, 6,7% (8,3 % bei der Freiwilligenaufnahme). Dies gilt, da die betrachteten Unsicherheiten voneinander unabhängig, also nicht korreliert sind. Das angegebene Vertrauensintervall ist dabei 95 Prozent (Erweiterungsfaktor 2).

Die Unsicherheit für die Absolutbestimmung der Dosis mit dem in dieser Arbeit beschriebenen Verfahren für jedes einzelne Pixel liegt bei unter 20 Prozent für dasselbe Vertrauensintervall. Die jeweiligen Quellen der Unsicherheit bei der Messung und die dazugehörigen relativen Unsicherheiten sind für die Präparataufnahmen in der oben erwähnten Tabelle 6.2 zusammengestellt.

<b><u>Quelle der Unsicherheit</u></b> für die Bestimmung der Dosis	<b><u>Relative Unsicherheit</u></b> <b><u>(für Schwankungen von Pixel zu Pixel)(A)</u></b>	<b><u>Relative Unsicherheit</u></b> <b><u>(für Absolutbestimmung der Dosis)(B)</u></b>
Homogenität (Differenz zwischen unterschiedlichen Röntgenröhren)		2%
Quantenrauschen	1% (5%)	1%
Filmempfindlichkeit		1%
Ungleichmäßigkeiten in Bleifolie und Filmemulsion	3%	3%
Zeitliche Änderung der Filmverarbeitung (Chemie)		15%
Entwicklung (Benetzung)	2%	5%
Sensitometrische Kurve (Dosismessung)		2%
Sensitometrische Kurve (optische Dichte unter Einschluss der Entwicklung)		4%
Antwortfunktion des Scanners	1%	1%
Schwankungen der Lampe des Scanners		
a) von Bild zu Bild		1%
b) innerhalb eines Scanvorganges	1%	1%
a) Einfluss der Filmkörnigkeit	2,1%	
Befestigung des Films auf der Scannertrommel	5%	10%
<b>Relative Gesamtunsicherheit</b> (quadratische Addition) $\sqrt{\sum_k (\text{rel. Fehler})_k^2}$	<b>6,7% (8,3%)</b>	<b>19,7%</b>

Tabelle 6.2: Relative Fehler (zweifache Standardabweichung) für die Mikrodosimetrie.

Wesentlich für die Aussage der Arbeit ist aber vor allem die Bestimmung der Grenzfrequenzen in den anatomischen Strukturen des realen Strahlenbildes. Diese Bestimmung ist neben den Unsicherheiten aufgrund der Dosismessungen von Pixel zu Pixel mit weiteren Unsicherheiten behaftet.

## **6.5.2 Einflüsse auf die Auswertung der Grenzfrequenzen in den Strukturen der Strahlenbilder**

Ziel dieser Arbeit sollte es sein, physikalische Grundlagen zur Festlegung optimaler Parameter für die Ortsauflösung digitaler Detektoren für die Thoraxradiographie zu bestimmen. Die optimalen Parameter beinhalten eine Grenze für die vom Detektor aufzulösenden Ortsfrequenzen. Wird diese Grenze zu hoch bestimmt, so erzeugt ein Detektor, der die nach dieser Grenze aufgestellten Anforderungen an die Ortsauflösung erfüllt, keine diagnostisch besseren Bilder als einer, der sie knapp nicht erfüllt. Ganz im Gegenteil wird das mit einem derartigen Detektor zu erzielende Bild diagnostisch schlechter sein, weil zusätzlich hochfrequentes Rauschen übertragen wird, welches diagnostisch relevante Information verdecken kann. Selbst wenn man das hochfrequente Rauschen wieder durch Tiefpassfilterung eliminiert, so bleibt eine zu hohe Anforderung an den Bilddetektor und damit eine unnötige Verteuerung.

Bestimmt man die Grenzfrequenz dagegen zu niedrig, so werden die daraus abgeleiteten Anforderungen hinsichtlich der Ortsauflösung zu gering sein. Es kann in diesem Fall nicht ausgeschlossen werden, dass ein Detektor die Anforderungen erfüllt und dennoch nicht alle Informationen des Strahlenbildes überträgt und eventuell sogar durch Aliasing Strukturen im Bild erzeugt, die eigentlich gar nicht vorhanden sind. Allerdings würde in dem Fall, dass der Detektor eine presampling MTF hat, die bei seiner Nyquist-Frequenz noch deutlich größer als Null ist, ohnehin Aliasing aus dem Rauschen des Eingangsbildes auftreten.

### **Einfluss der Dosis**

Einfluss auf die Auswertung der Strukturen haben die in Kapitel 6.5.1 diskutierten relativen Unsicherheiten in der Dosisbestimmung für jedes einzelne Pixel, da sie direkt die Schärfe der Abbildung einer Struktur mit beeinflussen können. Bei der Mittelung mehrerer Pixelreihen, wie es die Auswertung vorsieht, sollten sich die zufällig auftretenden, statistischen Unsicherheiten jedoch nahezu aufheben. Da außerdem das Ergebnis der Arbeit nicht von einer einzelnen Grenzfrequenz abhängt,

sondern die Analyse von 1052 Strukturen zu 1052 Grenzfrequenzen als ein Gesamtergebnis betrachtet wird, werden sich auch die Einflüsse auf die Bestimmung der Grenzfrequenzen durch die relativen Unsicherheiten in der Dosisbestimmung von Pixel zu Pixel ausgleichen.

Die relative Unsicherheit für die Dosis von Bild zu Bild spielt bei der Auswertung also keine Rolle. Es gibt aber andere Einflüsse, die sich auf die Ergebnisse auswirken können. Sie sind durch die Art und Weise der Auswertung bedingt.

### **Einfluss des Auswerteverfahrens**

Die Trennung des Signalanteils vom Rauschanteil ist nicht ganz exakt. Dabei kommt zum Tragen, dass in der Differenz zwischen Originalprofil und rekonstruiertem Profil das tieffrequente Rauschen nicht enthalten ist. Dies liegt daran, dass die Fourieranalyse und damit auch die anschließende Synthese des Profils aus den Fourierkomponenten dieser Analyse das Rauschen für jede Frequenz enthält. Bildet man die Differenz zwischen Originalprofil, in dem natürlich auch das Rauschen bei allen Frequenzen enthalten ist, und der Rekonstruktion, so enthält diese Differenz das tieffrequente Rauschen nicht mehr. In der Standardabweichung, die in strukturfreien Gebieten der Lunge gemessen wurde und die als Vergleich dient, ist der tieffrequente Rauschanteil allerdings berücksichtigt. Dementsprechend bricht die Synthese des Signals immer etwas zu früh ab, da die bestimmte Differenz zu klein ist und so das Abbruchkriterium für die Synthese schneller erreicht wird. Das tieffrequente Rauschen wird durch hochfrequente Signalanteile, die für die Synthese nicht berücksichtigt werden, kompensiert. Die relative Unsicherheit, die auf diese Weise zustande kommt, wurde abgeschätzt, indem sowohl eine niedrigere Standardabweichung als auch eine höhere Standardabweichung des Rauschens in den strukturfreien Gebieten als Abbruchkriterium verwendet wurde als die ursprünglich bestimmte.

Das Ergebnis der entstehenden Rekonstruktion bei Anwendung der niedrigeren Standardabweichung wurde visuell mit dem Originalprofil verglichen. Es zeigte sich dabei, dass bereits bei einer Änderung des Abbruchkriteriums, die im Mittel zu einer Erhöhung der bestimmten Grenzfrequenzen um 20 Prozent führte, das rekonstruierte Profil Anteile aufwies, die visuell als Rauschen eingestuft wurden. Eine genauere Abschätzung wäre nur möglich, falls das Frequenzspektrum des Rauschens, insbesondere des anatomischen Rauschens, bekannt wäre. Das ist bisher nicht der Fall. Bei der Simulation mit der höheren Standardabweichung wurde beobachtet (siehe Abbildung 6.24), dass sich die Grenzfrequenz um bis zu 50 Prozent zu niedrigeren Ortsfrequenzen verschieben kann.

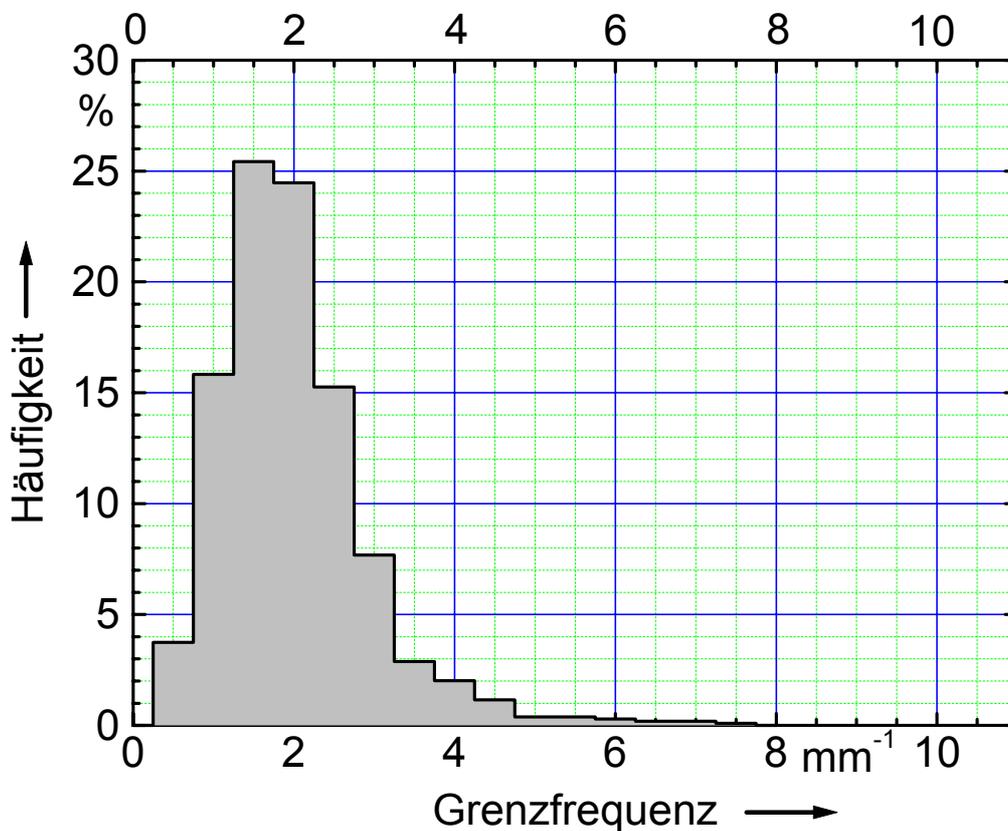


Abbildung 6.24: Das Histogramm der in den 1052 ausgewerteten Strukturen der Präparataufnahme ermittelten Grenzwerte für die Frequenzen bei einer angenommenen, um 30% erhöhten Varianz in den strukturfreien Gebieten als Abbruchkriterium.

Beim visuellen Vergleich der Originalprofile mit den so rekonstruierten Profilen zeigte sich jedoch, dass die Strukturen nicht mehr korrekt beschrieben werden konnten (siehe Abbildung 6.19, Rekonstruktion mit  $2,2 \text{ mm}^{-1}$  Grenzfrequenz).

Der andere Aspekt, der zu einer fehlerhaften Auswertung der Grenzfrequenzen führen kann, ist die Mittelung der einzelnen Zeilenprofile. Gelingt die Bestimmung der Mittenposition nicht exakt für jede Bildzeile, so führt dies zu einer Verwaschung des mittleren Profils. Dadurch wird eine eindimensionale Struktur mit weniger hohen Ortsfrequenzen dargestellt, als für die Beschreibung des Profils eigentlich notwendig sind. Um sich dagegen abzusichern, dass dieser Effekt gravierende Folgen haben konnte, wurde eine Grafik in das Auswerteprogramm mit einbezogen, die sämtliche Einzelprofile und das gemittelte Profil übereinandergeschoben in einem Bild zeigt. Waren visuell Abweichungen festzustellen, wurde das entsprechende Profil nicht in die Auswertung mit einbezogen. Dennoch ist nicht auszuschließen, dass auf diese Weise die einzelnen Grenzfrequenzen um bis zu fünf Prozent zu niedrig eingeschätzt wurden. Die in Kapitel 7 dargestellten Schlussfolgerungen dürften davon allerdings praktisch nicht beeinträchtigt werden.

Durch eine fehlerhafte Überlagerung der Information der einzelnen Bildzeilen könnten natürlich theoretisch auch scheinbare Signalanteile mit besonders hohen Frequenzen ins Bild gelangen, weil einzelne Rauschpeaks eventuell überbewertet werden könnten. Deshalb darf die Anzahl der verwendeten Bildzeilen nicht zu klein sein, damit der Effekt minimiert wird. Damit wird der Leistungsanteil derartiger Scheinstrukturen so klein, dass sie nicht zu einer Erhöhung der bestimmten Grenzfrequenz führen können. Dies wurde an Hand von Computersimulationen nachgewiesen.

## Kapitel 7

### Schlussfolgerungen und Ausblick

Die gewonnenen Erkenntnisse über die Ortsfrequenzen, die im Strahlenbild einer Röntgenthoraxaufnahme enthalten sind, können zu Anforderungen an Röntgendetektoren führen. Nimmt man an, dass alle Informationen aus dem Strahlenbild wiedergegeben werden sollen, so müsste der verwendete Röntgendetektor mindestens alle Ortsfrequenzen bis  $10 \text{ mm}^{-1}$  (siehe Abbildung 6.22) ohne Informationsverlust übertragen können. Das hieße, dass der Detektor die Modulation bis zu dieser Ortsfrequenz nicht so stark schwächen darf, dass die Eingangsmodulation im Rauschen verschwindet und somit nicht mehr zurückgewonnen werden kann. Außerdem darf vom Detektor kein zusätzliches Rauschen bei diesen Ortsfrequenzen in das Bild eingefügt werden. Die letzte Bedingung ist nicht zu erfüllen, weil es ein vollständig rauschfreies System nicht gibt; das zusätzliche Rauschen kann jedoch sehr klein sein, vor allem im Vergleich zum übertragenen Quantenrauschen.

Allerdings ist die Information im Frequenzbereich über  $5 \text{ mm}^{-1}$  sehr schwierig für das menschliche Auge zu detektieren, da die Leistung der Information in diesem Bereich im Thoraxstrahlenbild sehr klein ist, während das Rauschen mit praktisch gleicher Leistung wie in den niedrigeren Frequenzbereichen vorkommt [62]. Das hochfrequente Rauschen verschlechtert die Erkennbarkeit der tieffrequenten Informationsinhalte (unter  $5 \text{ mm}^{-1}$ ) mehr, als dass verwertbare zusätzliche Information durch die Übertragung höherfrequenter Anteile des Strahlenbildes gewonnen werden kann. Deshalb scheint eine Grenzfrequenz für die zu übertragende Information von  $5 \text{ mm}^{-1}$  sinnvoll zu sein. Das hieße, für Thoraxröntgenaufnahmen sind unter der Annahme, dass pathologische Strukturen nur niedrigere oder höchstens gleich hohe Ortsfrequenzen als die nicht pathologischen, anatomischen Strukturen enthalten, digitale Detektoren mit einem Abtastintervall von  $100 \mu\text{m}$  oder ein wenig darunter optimal. Dies gilt jedoch nur dann, wenn die presampling MTF des Detektors bei der dazu gehörenden Nyquist-Frequenz von  $5 \text{ mm}^{-1}$  bereits in etwa auf Null abgefallen ist. Sonst kann durch das auch bei den hohen Ortsfrequenzen mit relativ großer Leistung vorhandene

Rauschen Aliasing erzeugt werden. Diese Fehlinformationen beeinträchtigen den Bildeindruck ebenso wie Aliasing, welches durch Signalanteile erzeugt wird. Die Annahme, dass pathologische Strukturen immer geringere Grenzfrequenzen als die anatomisch normalen Strukturen aufweisen, muss in einer weiteren Untersuchung bewiesen werden.

Ein digitales Detektorsystem mit den oben genannten Eigenschaften wäre einem konventionellen System vor allem in Bezug auf die Bildqualität überlegen, wenn es praktisch kein Zusatzrauschen in die Bilder einfügen würde und eine ausreichend feine Digitalisierung (je nach Dynamikumfang der Aufnahme zwischen 10 und 14 Bit) hätte. Dann könnte nämlich die presampling MTF eines solchen Detektors in dem interessierenden Ortsfrequenzbereich bis zu seiner Nyquist-Frequenz durch Nachverarbeitung deutlich verbessert werden. Dadurch wäre ein solcher Detektor auch aufgrund des für digitale Detektoren typischen großen Dynamikumfangs in der Lage, nahezu die gesamte im Strahlenbild vorhandene Information aufzunehmen.

Wenn auch aus physikalischer Sicht ein digitaler Detektor erforderlich ist, der Signalanteile bis zu Ortsfrequenzen von  $5 \text{ mm}^{-1}$  ohne Artefakte detektieren kann, bleibt es dennoch dem Radiologen überlassen, zu entscheiden, ob ein System mit einer geringeren Auflösung ihm alle für ihn zur Diagnose notwendigen Informationen liefert und er eventuell – als Folge eines möglichen Aliasing – höheres Rauschen und Artefakte in Kauf zu nehmen bereit ist.

Die in dieser Arbeit erzeugten und auf ihren Informationsgehalt untersuchten Bilder können in ihrer digitalen Form dazu verwendet werden, den Effekt unterschiedlicher Bildelementgrößen zu untersuchen. Vergrößert man die Pixel immer weiter, indem man mehrere Pixel zusammenfasst, und gibt die auf diese Weise berechneten Bilder wieder auf Film aus, so kann man mit Hilfe von ROC-Studien oder anderen Verfahren zur Bildqualitätsbewertung die Matrixgröße finden, bei der noch alle diagnostisch relevante Information dargestellt werden kann. Nutzt man die in dieser Arbeit gewonnenen Bilder als Ausgangsbild für die auf die gerade beschriebene Weise eingeführten Verschlechterung der Ortsauflösung, so ist sicher, dass wirklich die gesamte Information des Strahlenbildes auch im digitalen hochaufgelösten Grauwertbild vorhanden war. Damit wäre eine solche Studie den bisherigen Studien

[63,64] zur benötigten Bildqualität aufgrund der ungleich hochwertigeren Anfangsbilder überlegen. Aus einer solchen Studie könnten dann in Kombination mit den in dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnissen über den tatsächlichen Informationsgehalt eines Thoraxbildes endgültige Schlüsse über die optimalen Parameter digitaler Röntgenbilddetektoren für die Thoraxradiographie gezogen werden.

Es wäre außerdem wichtig, ähnliche Untersuchungen, deren Prinzip in dieser Arbeit für Thoraxaufnahmen entwickelt worden sind, auch für andere radiographische Techniken wie zum Beispiel die Mammographie und die Skelettradiographie durchzuführen. Die ersten Untersuchungen zur Mammographie sind bereits begonnen worden [65]. Die digitale Mammographie wird in nächster Zeit sehr an Bedeutung gewinnen, wenn möglicherweise ein Screening-Verfahren auch in Deutschland eingeführt wird. Für ein solches Verfahren, gerade im Hinblick auf mögliche Verlaufskontrollen, wäre ein digitales Detektorsystem mit seinen Vorteilen im Bereich der Bildspeicherung und -weitergabe vorteilhaft. Jedoch sind für die Untersuchungen zum Strahlenbild in der Mammographie einige Veränderungen des hier beschriebenen Verfahrens aufgrund der speziellen Eigenschaften der Mammographiesysteme notwendig.

Für die Skelettradiographie, für die mit der Einführung der neuen Flächendetektorsysteme die ersten möglicherweise dem konventionellen Röntgen ebenbürtigen digitalen Systeme gerade auf den Markt gekommen sind [66], sind entsprechende Aussagen, ob diese Systeme auch wirklich alle diagnostisch relevante Information wiedergeben können, ebenfalls von großer Bedeutung. In beiden Fällen ist es wie auch für den Thorax wichtig, die Untersuchungen für den diagnostisch relevanten Informationsgehalt mit Bildern zu beginnen, die die komplette Information des realen Strahlenbildes enthalten.

Aus den Resultaten hinsichtlich des Rauschens in den ausgewerteten Bildern ergibt sich insbesondere im Vergleich zum gemessenen Eigenrauschen der Filme und des Scanners, dass das anatomische Rauschen in den hier verwendeten Bildern größer ist als das Quantenrauschen. Es sollte deshalb untersucht werden, ob dieses Verhältnis auch für Röntgenaufnahmen des Thorax auf konventionellen Film-Folien-Systemen gilt. Dazu müsste eine große Anzahl von standardisierten

Thoraxaufnahmen digitalisiert werden. Anschließend müssten die Strahlenbilder aus diesen konventionellen Aufnahmen bestimmt und in ihnen das anatomische Rauschen in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz untersucht werden. Solche Untersuchungen erfordern exakte Analysen hinsichtlich der Leistungsspektren des anatomischen wie des Quantenrauschens. Das heißt, es müssen Verfahren entwickelt werden, die Rauschanteile voneinander zu trennen und in entsprechenden Ausschnitten die Leistungsspektren zu bestimmen. Sollte das anatomische Rauschen tatsächlich für die relevanten Ortsfrequenzen größer sein als das Quantenrauschen für die typischerweise verwendeten Film-Folien-Systeme, so wäre hier ein deutliches Einsparpotential für die Patientendosis bei konventionellen Thoraxaufnahmen gegeben. Eine entsprechende Nachverarbeitung für digitale Röntgenbilder des Thorax, die bei relativ starkem Rauschen eine hohe Ortsauflösung ermöglicht, ließe sich ebenfalls realisieren. Allerdings lässt sich an Studien zur Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bei unterschiedlichen Verarbeitungs-algorithmen [67] bereits jetzt erkennen, dass dieser Weg nicht beliebig weit beschritten werden kann.

# Anhang

## **Anhang 1: Kommentierte Auszüge aus dem IDL- Softwareprogramm zur Analyse der Grenzfrequenzen in den eindimensionalen Strukturen**

Die Kommentare sind jeweils durch „;“ gekennzeichnet.

```
; Programm LINIEN_ANALYSE.PRO
```

```
; © E. Buhr; C. Hoeschen  
; 1) Analysiert Linien (senkrecht bzw. nahezu senkrecht liegende Linien)  
; und berechnet mittlere Linienprofile, daraus das Leistungsspektrum.  
; keine Subpixel-Interpolation bei Berechnung des mittleren Linienprofils,  
; daher anwendbar nur bei sanften Linienverläufen  
; 2) Bildgröße: 10240 x 10240 Pixel (fest festgelegt), hier für flt-Bilder  
; 2a) Bildausschnitte 512 x 512 Pixel mit 128 Pixel Überlapp  
; 3) Interaktive Eingabe der Linienbereiche mit Maus  
; 4) Erweiterung der horizontalen Linienenden so, dass Bereich = 4096 Pixel ist  
; 5) Leistungsspektrum nach Multiplikation mit Gauß-Kurve wird angezeigt und  
; abgespeichert.  
; 6) Synthese der Linie anhand der FT, Abbruch bei Grenzfrequenz, die durch das  
; Rauschen an der Linie vorgegeben wird
```

```
pro LINIEN_ANALYSE  
programname='LINIEN_ANALYSE'
```

```
; Hier folgen allgemeine Vorgaben, die zum Beispiel die Scanparameter betreffen.
```

```
pix_abst = 0.01  
nyq_freq = 50
```

```
pi=3.14159  
nummer=0 ; lfd. Nummer der Auswertung, ist gleichzeitig Laufvariable für die  
Abspeicherung der Ergebnisse
```

```
nr ="  
read, prompt ='welcher Ausschnitt?', nr  
pfad='g:/kdr/tango/m_hoeschen/' ; Pfad für das Verzeichnis des  
; Eingangsbildes, gleichzeitig  
; Zielverzeichnis für die Ergebnis  
; Dateien
```

```
bildname='ir_nr_auss_17_ohne_entf.dat' ; Name der 10240 x 10240 Pixel  
; großen Bilddatei (hier: FLT-Datei)
```

```
; Laden des Testbildes
```

```
test=fltarr(10240,10240)
openr,1,pfad+bildname
readu,1,test
close,1
```

```
; Setzen von Parametern und Feldern
```

```
fensterbreite=4096 ; Breite des Fensters für Fouriertransformation
gaussbreite=400 ; Breite der Gauß-Kurve für Fensterung
```

```
; Festlegen der Nyquist-Frequenz aufgrund des Abtastintervalls von 10µm und
; Bestimmung eines Feldes, in dem die Ortsfrequenzen für die Fourierkomponenten
; festgelegt werden.
```

```
ortsfreq=fltarr(fensterbreite)
ortsfreq= findgen(fensterbreite)*2.0*nyq_freq/(fensterbreite)
```

```
; Einlesen der Rauschparameter in strukturfreien Gebieten, abhängig von der
; Zeilenanzahl, passend zur Anzahl der gemittelten Profilzeilen.
```

```
rauschen = fltarr(2,15)
openr,1,'g:/fessel/mammo/ergeb/rauschen/rauschen_min.dat'
readf,1,rauschen
close,1
```

```
; Startausschnitt bestimmen
```

```
vergessen = "
read, prompt = 'Nur vergessene (einzelne) Ausschnitte auswerten (j/n)?', vergessen
if strlowercase(vergessen) EQ 'j' then goto, einzeln
```

```
b = 0
c = 0
```

```
read, prompt = 'Ab Welchem Ausschnitt? x- Koordinate: ', b
read, prompt = 'Ab Welchem Ausschnitt? y- Koordinate: ', c
```

```
for m = b, 12 do begin
    for n = c, 12 do begin
```

```
        ; Schleife über einen Messzyklus beginnt
```

```
        anfang:
```

```
        ; Anzuzeigenden Ausschnitt festlegen
```

```
        testbild = fltarr(512,512)
        testbild = test(0+m*384:511+m*384,0+n*384:511+n*384)
        s=Size(testbild)
```

; Größe des Monitor-Ausgabefensters für Anzeige des Eingangsbildes

```
window,0,xpos=0,ypos=0,xsize=780,ysize=350, Title='Demo für  
Linienbildanalyse, Bestimmung des Leistungsspektrums'
```

; Anzeigen des Eingangsbildausschnittes

```
bild=testbild  
x0=5  
y0=80  
wset, 0  
result=moment(testbild)
```

```
tvsc1, congrid(bild,256,256), x0,y0  
xyouts, 10,64, 'Eingangsbild mit Linienbereich', charsize=1.2,/DEVICE
```

; Abfrage, ob eine Linie im Bildausschnitt

```
linie_da ="  
print, ' Bildausschnitt: ', m, n  
read, prompt ='Ist eine Linie im Bildausschnitt (j/n)?', linie_da
```

; Falls eine Linie vorhanden, dann weiter

```
if strlowcase(linie_da) NE 'n' then begin
```

```
  anfang_weiter:
```

```
  wset,0
```

; Interaktives Wählen des Linienbereichs mit der Maus

```
xyouts,10,32,'ungefähren Bereich mit Maus wählen',charsize=1.1,/DEVICE  
xk=intarr(4)  
yk=intarr(4)  
CURSOR, X, Y, 3,/DEVICE  
PLOTS,X,Y,/DEVICE  
PLOTS,X+1,Y,/CONTINUE,/DEVICE  
xk(0)=x  
yk(0)=y  
CURSOR, X, Y, 3,/DEVICE  
PLOTS, X, Y,/CONTINUE, /DEVICE  
xk(1)=x  
yk(1)=y  
CURSOR, X, Y, 3,/DEVICE  
PLOTS, X, Y,/CONTINUE, /DEVICE  
xk(2)=x  
yk(2)=y  
CURSOR, X, Y, 3,/DEVICE
```

```

PLOTS, X, Y,/CONTINUE, /DEVICE
xk(3)=x
yk(3)=y
PLOTS, xk(0), yk(0),/CONTINUE, /DEVICE
yk=2*(yk-y0)
xk=2*(xk-x0)
xksort=xk(sort(xk))
yksort=yk(sort(yk))
xyouts,10,32,'ungefähren Bereich mit Maus
wählen',charsize=1.1,color=0,/DEVICE

```

; Festlegung des Linienbereichs aus den mit der Maus vorgegebenen  
; Eckpunkten, Endresultat Viereck mit je zwei parallelen Kanten.

; Eingabewerte für yoben, yunten, xobenlinks, xuntenlinks, xbreite

```

yunten=round((yksort(2)+yksort(3))/2)
yoben=round((yksort(0)+yksort(1))/2)
xschiefe=round((xksort(0)-xksort(1)+xksort(2)-xksort(3))/2)
result=min(xk,ortminxk)
if (yk(ortminxk) eq yksort(0)) or (yk(ortminxk) eq yksort(1)) then begin
    xuntenlinks=round((xksort(1)))
    xobenlinks=xuntenlinks+xschiefe
endif else begin
    xobenlinks=round((xksort(1)))
    xuntenlinks=xobenlinks+xschiefe
endelse
xbreite=round((xksort(3)+xksort(2)-xksort(1)-xksort(0))/2)

xobenrechts=xobenlinks+xbreite
xuntenrechts=xuntenlinks+xbreite

if xuntenlinks lt 0 then xuntenlinks=0
if xobenlinks lt 0 then xobenlinks=0
xobenrechts=(xobenlinks+xbreite)
xuntenrechts=(xuntenlinks+xbreite)

```

; Anzeigen des Bildes mit Linienbereich

```

bildmax=max(bild)
bild(xobenlinks:xobenrechts,yoben)=bildmax
bild(xobenlinks:xobenrechts,yoben-1)=bildmax
bild(xuntenlinks:xuntenrechts,yunten)=bildmax
bild(xuntenlinks:xuntenrechts,yunten+1)=bildmax
for i=yoben, yunten do begin
    randlinks=xobenlinks+1.0*(i-yoben)/(yunten-yoben)*(xuntenlinks-
xobenlinks)
    randrechts=randlinks+xbreite
    bild(randlinks,i)=bildmax

```

```

        bild(randlinks+1,i)=bildmax
        bild(randrechts,i)=bildmax
        bild(randrechts-1,i)=bildmax
    endfor
    tvscl, congrid(bild,256,256), 5,80

; Fourierfilterung des Bildes mit Rechteckfilter mit Grenzfrequenz 3 lp/mm
; So Reduktion des hochfrequenten Rauschens für Kontrolle der Linie

fftbild=FFT(testbild, /DOUBLE)
highfreq=.20

; High-Frequency-edge als Bruchteil der Nyquist-Frequenz
; (nyq_freqlp/mm*0,06=3 lp/mm)

bruchteilx=round((1-highfreq)*s(1)/2)
bruchteily=round((1-highfreq)*s(2)/2)
fftbild(s(1)/2-bruchteilx:s(1)/2+bruchteilx,*)=0
fftbild(*,s(2)/2-bruchteily:s(2)/2+bruchteily)=0
testbildglatt=FFT(fftbild,/INVERS, /DOUBLE)

; Anzeigen des geglätteten Bildes mit Linienbereich auf 256 x 256 Pixel

bild=testbildglatt
bildmax=max(bild)
bild(xobenlinks:xobenrechts,yoben)=bildmax
bild(xobenlinks:xobenrechts,yoben-1)=bildmax
bild(xuntenlinks:xuntenrechts,yunten)=bildmax
bild(xuntenlinks:xuntenrechts,yunten+1)=bildmax
for i=yoben, yunten do begin
    randlinks=xobenlinks+1.0*(i-yoben)/(yunten-yoben)*(xuntenlinks-
xobenlinks)
    randrechts=randlinks+xbreite
    bild(randlinks,i)=bildmax
    bild(randlinks+1,i)=bildmax
    bild(randrechts,i)=bildmax
    bild(randrechts-1,i)=bildmax
endfor
tvscl, congrid(bild,256,256), 265,80
xyouts, 270,64, 'geglätt.Eingangsbild, 3 lp/mm', charsize=1.2,/DEVICE

; Linienprofile für geglättetes Bild herauskopieren

linienprofile=fltarr(xbreite+1,yunten-yoben+1)
for i=yoben, yunten do begin
    randlinks=xobenlinks+1.0*(i-yoben)/(yunten-yoben)*(xuntenlinks-
xobenlinks)
    randrechts=randlinks+xbreite
    linienprofile(0:xbreite,i-yoben)=testbildglatt(randlinks:randrechts,i)
endfor

```

; Linienmittenpositionen für geglättete Einzelprofile ermitteln

```
linienpos=fltarr(yunten-yoben+1)
kantenposlinks=fltarr(yunten-yoben+1)
kantenposrechts=fltarr(yunten-yoben+1)
for i=0, yunten-yoben do begin
    minimumlinks=min(linienprofile(0:xbreite/2,i),ortlinksmin)
    minimumrechts=min(linienprofile(xbreite/2:xbreite,i),ortrechtsmin)
    ortrechtsmin=ortrechtsmin+xbreite/2
    maximumlinks=max(linienprofile(0:xbreite/2,i),ortlinksmax)
    maximumrechts=max(linienprofile(xbreite/2:xbreite,i),ortrechtsmax)
    ortrechtsmax=ortrechtsmax+xbreite/2
    maximum=max(linienprofile(*,i),ortmax)
    minimum=min(linienprofile(*,i),ortmin)

    linie='dunkel'
    schwellelinks=(maximumlinks+minimum)/2
    schwellerrechts=(maximumrechts+minimum)/2
    for j=0,xbreite/2 do begin
        if linienprofile(j,i) gt schwellelinks then kantenposlinks(i)=j
    endfor
    for j=xbreite/2,xbreite do begin
        if linienprofile(j,i) lt schwellerrechts then
            kantenposrechts(i)=j
    endfor
    linienpos(i)=(kantenposlinks(i)+kantenposrechts(i))/2
endfor
```

; Anzeige der bestimmten Linienmittelpunkte

```
print, linienpos
```

; Linienprofile aus ungefiltertem Eingangsbild herauskopieren

```
linienprofile=fltarr(xbreite+1,yunten-yoben+1)
for i=yoben, yunten do begin
    randlinks=xobenlinks+1.0*(i-yoben)/(yunten-yoben)*(xuntenlinks-
xobenlinks)
    randrechts=randlinks+xbreite
    linienprofile(0:xbreite,i-yoben)=testbild(randlinks:randrechts,i)
endfor
```

; Linienprofile verschieben entsprechend der Linienpositionen  
; ermitteln, um wie viele Pixel sich die Linienpositionen verschieben,  
; maximalen Bereich um Linienort finden

```
minimum=min(linienpos)
maximum=max(linienpos)
```

```

if abs(xbreite-minimum) lt abs(0-minimum) then begin
    breite1=abs(xbreite-minimum)
endif else begin
    breite1=abs(0-minimum)
endelse
if abs(xbreite-maximum) lt abs(0-maximum) then begin
    breite2=abs(xbreite-maximum)
endif else begin
    breite2=abs(0-maximum)
endelse

if breite1 lt breite2 then begin
    breite=breite1
endif else begin
    breite=breite2
endelse

; profile enthält die zentrierten Linienprofile

profile=fltarr(2*breite+1,yunten-yoben+1)
for i=0, yunten-yoben do begin
    profile(0:2*breite,i)=linienprofile(linienpos(i)-breite:linienpos(i)+breite,i)
endfor

; Anzeigen des Eingangsbildes mit Linienbereich und Linienverlauf

bild=testbild
result=moment(testbild)
bildmax=max(bild)
bild(xobenlinks:xobenrechts,yoben)=bildmax
bild(xobenlinks:xobenrechts,yoben-1)=bildmax
bild(xuntenlinks:xuntenrechts,yunten)=bildmax
bild(xuntenlinks:xuntenrechts,yunten+1)=bildmax
for i=yoben, yunten do begin
    randlinks=xobenlinks+1.0*(i-yoben)/(yunten-yoben)*(xuntenlinks-
xobenlinks)
    randrechts=randlinks+xbreite
    bild(randlinks,i)=bildmax
    bild(randlinks+1,i)=bildmax
    bild(randrechts,i)=bildmax
    bild(randrechts-1,i)=bildmax
    bild(randlinks+linienpos(i-yoben),i)=bildmax
    bild(randlinks+linienpos(i-yoben)+1,i)=bildmax
    bild(randlinks+linienpos(i-yoben)-breite,i)=bildmax
    bild(randlinks+linienpos(i-yoben)-breite+1,i)=bildmax
    bild(randlinks+linienpos(i-yoben)+breite,i)=bildmax
    bild(randlinks+linienpos(i-yoben)+breite+1,i)=bildmax
endfor
wset,0
tvscf, congrid(bild,256,256), 530,80
xyouts, 535,64, 'Eingangsbild mit Linienverlauf', charsize=1.2,/DEVICE

```

;Linienprofile für Eingangsbild als Plot darstellen

```
window,1, xpos=710,ypos=0,xsize=300,ysize=350, Title='Linienprofile,
zentriert+gemittelt'
maxi=max(profile)
mini=min(profile)
plot, profile(*,0), background=16777215,COLOR=0, yrange=[mini,maxi]
for i=0, yunten-yoben do begin
    oplot, profile(*,i),color=0
endfor
```

;Linienprofile mitteln und darstellen

```
liniemittel=fltarr(2*breite+1)
for i=0, yunten-yoben do begin
    liniemittel(*)=liniemittel(*)+profile(*,i)
endfor
liniemittel=liniemittel/(yunten-yoben+1)
```

; Verlängerung des Linienprofils auf 4096 Pixel

```
linie_lang=fltarr(fensterbreite)
linie_lang(fensterbreite/2-breite:fensterbreite/2+breite)=liniemittel(0:2*breite)
linie_lang(0:fensterbreite/2-breite-1)=liniemittel(0)
linie_lang(fensterbreite/2+breite+1:fensterbreite-1)=liniemittel(2*breite)
oplot, linie_lang (fensterbreite/2-breite:fensterbreite/2+breite), COLOR=255
```

; Abzug des DC-Anteils

```
mittellinie_lang=moment(linie_lang)
linie_lang=linie_lang-mittellinie_lang(0)
```

; Multiplikation mit Gauß-Kurve mit sigma=400 Pixeln (entspr. 4 mm)

```
spektrum=fltarr(fensterbreite)
for i=0,fensterbreite-1 do begin
    argument=(fensterbreite/2-float(i))/(gaussbreite)
    argument=argument^2
    linie_lang(i)=linie_lang(i)*exp(-argument)
endfor
```

; Fourier-Transformation des verlängerten Linienprofils, Berechnung des  
; Leistungsspektrums

```
spektrumfft=fft(linie_lang,/DOUBLE) ; Fourier-Transformierte
spektrum=abs(spektrumfft)^2 ; Leistungsspektrum ohne Hanning-
; Filter
```

; Darstellung des Spektrums auf Window 3

```
window,2, xpos=710,ypos=350,xsize=300,ysize=350, Title='Pow-Spek. des  
Linienprofils'  
plot,ortsfreq(1:*),alog10(spektrum(1:)),background=16777215,  
color=0,xrange=[0,10], xtitle='R in lp/mm', ytitle='Log(Leistungsspektrum)'
```

; Fourier-Synthese

; Festlegung des Ortes um die Mitte herum  
; jeweils 20 Pixel (entspricht 0,2 mm um die Linie herum) wird berechnet.

```
linie_erwartet=fltarr(2*breite+40+1)  
linie=fltarr(2*breite+40+1)  
differenzlinie=fltarr(2*breite+40+1)  
anzahlmax=fensterbreite/2 ; Maximale Anzahl Fourierkomponenten
```

; Automatik-Berechnung des Rauschens an den Linien, Festlegung des  
; Grenz-RMS-Rauschwerts  
; Da die Grauwerte entlang der Spalten korreliert sind, wird hier eine  
; modifizierte Analyse vorgenommen.  
; siehe Buch von G.A.Korn, Random-Process simulation and measurements,  
; S.4, Formel 1-15

```
rms_profile=fltarr(2*breite+1)  
cov=fltarr(2*breite+1)  
lag=round(findgen(yunten-yoben+1))  
profileinzel=fltarr(yunten-yoben+1)  
for j=0,2*breite do begin  
    profileinzel=profile(j,*)  
    cov = A_CORRELATE(profileinzel, Lag, /COVARIANCE)  
    varianz_mittelwert=cov(0)/(yunten-yoben+1.0)  
    for i=0,yunten-yoben do begin  
        varianz_mittelwert=varianz_mittelwert+2*(1.0-i/(yunten-  
            yoben+1.0))*cov(i)/(yunten-yoben+1.0)  
    endfor  
    rms_profile(j)=sqrt(varianz_mittelwert)  
endfor  
rms_sort = rms_profile(sort(rms_profile))  
print, total(rms_sort)*1.0/(2.0*breite+1.0)
```

```
hoehe = yunten-yoben+1  
rms_grenz = spline(rauschen(0,*),rauschen(1,*), hoehe)  
rms_grenz = rms_grenz*2*breite*1.0/(2*breite+20)
```

```

; Berechnung der Linie (Fouriersynthese, Abbruch nach Unterschreiten der
; RMS_grenz)

for i=1, anzahlmax do begin
    for j=0,2*breite+40 do begin
        ort=(fensterbreite/2.0-breite-20+j)*pix_abst

; zur Zeile zuvor: Multiplikation mit pix_abst wegen Angabe in mm

        linie(j)=linie(j)+float(spektrumfft(i))*cos(2*pi*ortsfreq(i)*ort)
        linie(j)=linie(j)-imaginary(spektrumfft(i))*sin(2*pi*ortsfreq(i)*ort)
    endfor
    linie_erwartet=2*linie+mittellinie_lang(0)

; zur Zeile zuvor: Faktor 2, weil keine Addition über die symmetrischen Anteile
; gemacht

    differenz_linie=linie_lang (fensterbreite/2-breite-
    20:fensterbreite/2+breite+20)+mittellinie_lang(0)-linie_erwartet
    result=moment(differenz_linie(10:2*breite+30))
    RMS=sqrt(result(1))
    if RMS lt RMS_grenz then goto, weiter
endfor

weiter:
linesprung_hoehe=max(linie_erwartet)-min(linie_erwartet)
grenzfreq=ortsfreq(i)

;Darstellung der Linie und Fouriersynthese

window,3, xpos=400,ypos=350,xsize=300,ysize=350,
Title='Linienprofile,gemessen+Synthese'
plot, linie_lang (fensterbreite/2-breite-
20:fensterbreite/2+breite+20)+mittellinie_lang(0), COLOR=0,
background=16777215, yrange=[mini,maxi]
oplot, linie_erwartet, color=255

; Ausgabe des Ergebnisses der Grenzfrequenz auf Bildschirm

window,7,xpos=0,ypos=350,xsize=400,ysize=90
xyouts, 0,70,'RMS-Abweichung:'+strtrim(string(RMS)), charsize=1.2,/DEVICE
xyouts, 0,50,'Grenzfrequenz:'+strtrim(string(grenzfreq))+ ' lp/mm',
charsize=1.2,/DEVICE

; Speichern der Daten auf Festplatte, falls gewünscht

window,5,xpos=0,ypos=500,xsize=400,ysize=100
xyouts,10,70,'Daten speichern? (j/n)', charsize=1.2,/DEVICE
speichern=""
Read,speichern,Prompt='Speichern? (j/n): '

```

```

if speichern eq 'J' or speichern eq 'j' then begin
  if nummer eq 0 then begin
    xyouts,10,50,'mit welcher Nummer anfangen?',
    charsize=1.2,/DEVICE
    Read,anfnummer,Prompt='mit welcher Nummer anfangen?'
    anfnummer=fix(anfnummer)
    nummer=anfnummer-1
    xyouts,10,50,'mit welcher Nummer anfangen?',
    charsize=1.2,/DEVICE, COLOR=0
  endif
  nummer=nummer+1
  dateinummer=""
  dateinummer=strtrim(string(nummer),2)

;Speichern des Leistungsspektrums, Grenzfrequenz= 20 lp/mm

  dateiname=pfad+'lspekt'+dateinummer+'.dat'
  openw,1,dateiname
  for i=0,20.0*fensterbreite*pix_abst do begin
    printf,1,ortsfreq(i),spektrum(i)
  endfor
  close,1

;Speichern des ermittelten Linienprofils

  dateiname=pfad+'linie'+dateinummer+'.dat'
  openw,1,dateiname
  for i=0,2*breite+40 do begin
    ort=(-breite-20+i)*pix_abst
    printf,1,ort,linie_lang(fensterbreite/2-breite-
    20+i)+mittellinie_lang(0)
  endfor
  close,1

;Speichern des gefitteten Linienprofils

  dateiname=pfad+'lifit'+dateinummer+'.dat'
  openw,1,dateiname
  for i=0,2*breite+40 do begin
    ort=(-breite-20+i)*pix_abst
    printf,1,ort,linie_erwartet(i)
  endfor
  close,1

;Speichern der Auswerteparameter

  dateiname=pfad+'lparam'+dateinummer+'.dat'
  openw,1,dateiname
  printf,1,'Name des IDL-Programms: '
  printf,1, programname
  printf,1,'Name des TIFF-Bildes und Ausschnitt-Nummern: '

```

```

printf,1, pfad+bildname
printf,1, m
printf,1, n
printf,1,'Bildausschnitt: (yoben, yunten, xobenlinks, xuntenlinks, xbreite):
printf,1, yoben, yunten, xobenlinks, xuntenlinks, xbreite
printf,1,'Anzahl Zeilen im Profil:'
printf,1, yunten-yoben+1
printf,1,'Grenzfrequenz: '
printf,1, grenzfreq
printf,1,'RMS-Ablage: '
printf,1, RMS
printf,1,'Hoehe der Linie:'
printf,1, liniesprung_hoehe
close,1

; Ausschnitt speichern

aus_sp=""
read, prompt ='Soll der ausschnitt abgespeichert werden (j/n)?',aus_sp
if strlowercase(aus_sp) EQ 'j' then begin

        bild = bytscl(testbild)
        tiff_write, pfad+'bild_aus'+dateinummer+'.tif', bild
endif

; Meldung: Speichern erfolgt

xyouts,10,50,'Daten gespeichert im Verzeichnis ',
charsize=1.2,/DEVICE
xyouts,10,30, pfad, charsize=1.2,/DEVICE

endif

; Abfrage, ob noch eine Linienauswertung im selben Ausschnitt gewünscht

xyouts,10,10,'Noch eine Linie in diesem Ausschnitt (j/n)',
charsize=1.2,/DEVICE
nochmal=""
Read, Nochmal, Prompt='Noch eine Linie in diesem Ausschnitt (j/n)?: '
if nochmal eq 'j' or nochmal eq 'J' then begin
        WDELETE, 5
        WDELETE, 7
        goto, anfang_weiter
endif

WDELETE, 5
WDELETE, 7

endif

```

```

    if strlowercase(vergessen) EQ 'j' then goto, einzeln_weiter
    if m EQ 12 and n EQ 12 then goto, ende

        endfor
        c = 0
    endfor

; Nur einzelne Ausschnitte auszuwerten:

einzeln:

nochein = 'j'

while strlowercase(nochein) EQ 'j' do begin
    koord_x = 0
    koord_y = 0
    read, prompt = 'Angegebene x-Koordinate des einzelnen Ausschnitts ?',
    koord_x
    read, prompt = 'Angegebene y-Koordinate des einzelnen Ausschnitts ?',
    koord_y
    m = koord_x
    n = koord_y

; Sprung zum Hauptprogrammteil mit Angabe des auszuwertenden
; Ausschnittes über die Werte für m und n

    goto, anfang

    einzeln_weiter:
    read, prompt = 'Noch ein Ausschnitt auswerten (j/n)?', nochein

endwhile

ende:

END

```

## Anhang 2: Literaturverzeichnis

- [1] Leitlinien der Bundesärztekammer in der Version von 1988.
  
- [2] Bundesamt für Strahlenschutz (L. Ebermann); Jahresbericht 1999 des Bundesamtes für Strahlenschutz, Salzgitter (1999).
  
- [3] C. Reiners; Strahlenexposition und Risiko in der nuklearmedizinischen und Röntgendiagnostik, *Röntgenpraxis* **46**, 19 - 21 (1993).
  
- [4] Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement, ISO, Genf (1993).
  
- [5] G. Holst; Sampling, Aliasing and Data Fidelity for Electronic Imaging Systems, Communications, and Data Acquisition, SPIE Optical Engineering Press (1998).
  
- [6] T. Schmidt; Zur Situation der Strahlenexposition bei CT, in: H. D. Nagel (Hrsg.): Strahlenexposition in der Computertomographie – Grundlagen Einflußfaktoren, Dosiermittlung, Optimierung Zahlenwerte, Begriffe, Zentralverband Elektrotechnik- und Elektronikindustrie e.V., 1 – 3 (1999).
  
- [7] AGFA STRUCTURIX D7 new: Datenblatt, Agfa Deutschland GmbH.
  
- [8] Persönliche Mitteilung von Herrn Prof. Dr. med. W. Döhring.
  
- [9] J. Beutel und E. L. Kitts; Image quality characteristics of a novel film/screen system for mammography, *Proc. SPIE* **2708**, 233 - 240 (1996).
  
- [10] T. von Volkmann; Film- Folien- Systeme, in: K. Even (Hrsg.): *Moderne Bildgebung*, 98 - 114 (1998).

- [11] Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung – RöV) von 1987, geändert in letzter Fassung 1996.
- [12] J. C. Dainty und R. Shaw; Image Science - principles, analysis and evaluation of photographic- type imaging processes, Academic Press New York, USA (1974).
- [13] ISO 9236-1; Photography - Sensitometry of screen/film systems for medical radiography - Part 1: Method for determination of sensitometric curve shape, speed and average gradient (1996).
- [14] DIN 6867-1; Bildregistrierendes System, bestehend aus Röntgenfilm, Verstärkungsfolien und Kasette zur Verwendung in der medizinischen Röntgendiagnostik (Bestimmung der sensitometrischen Kurve, der Empfindlichkeit und des mittleren Gradienten) (1997).
- [15] W. Angerstein, S. Gursky und H. Hegewald; Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin, VEB Georg Thieme Verlag Leipzig, 280 (1987).
- [16] E. Krestel; Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik, Siemens-Aktiengesellschaft (Abteilung Verlag), 2. Auflage, Berlin und München, 271 (1988).
- [17] Handbuch der Mathematik, S. Gottwald, H. Küstner, M. Hellwich und H. Kästner (Hrsg.), 611 - 613 (1986).
- [18] DIN 58185-1; Optische Übertragungsfunktion – Begriffe und mathematische Zusammenhänge (1976).
- [19] E. Krestel; Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik, Siemens-Aktiengesellschaft (Abteilung Verlag), 2. Auflage, Berlin und München, 272 (1988).

- [20] D. Hoeschen und W. Mirandé; Image quality parameters of screen-film-combinations: modulation transfer function and Wiener spectrum, *Brit. Journ. Rad.* **18**, 32 – 35 (1985).
- [21] D. Hoeschen, A. Stargadt und W. Mirandé; Informationsbezogener Quantenwirkungsgrad (DQE) von Röntgenfilm-Verstärkungsfolien Systemen, *PTB - Mitteilungen* **98**, 88 - 95 (1988).
- [22] W. Lauterborn, T. Kurz und M. Wiesenfeldt; *Coherent Optics - Fundamentals and Applications*, Springer-Verlag, Berlin und Heidelberg, 252 (1995).
- [23] W. Angerstein, S. Gursky und H. Hegewald; *Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin*, VEB Georg Thieme Verlag Leipzig, 146 (1987).
- [24] ISO 15529; *Optics and optical instruments - Optical transfer function - Principles of measurement of modulation transfer function (MTF) of sampled imaging systems*, (1999).
- [25] G. C. Holst; *CCD Arrays, Cameras and Displays*, SPIE Optical Engineering Press, Bellingham, USA (1998).
- [26] J. T. III Dobbins; Effects of undersampling on the proper interpretation of modulation transfer function, noise power spectra, and noise equivalent quanta of digital imaging systems, *Med. Phys.* **22**, 171 – 181 (1995).
- [27] U. Neitzel; Systeme für die digitale Röntgenbildgebung, in: K. Ewen (Hrsg.); *Moderne Bildgebung*, 127-136 (1998).
- [28] J. H. Launders, S. M. Kengyelics und A. R. Cowen; A comprehensive physical image quality evaluation of a selenium based digital x-ray imaging system for thorax radiography, *Med. Phys.* **25** (6), 986 – 997 (1998).

- [29] W. Hillen, S. Rupp, U. Schiebel und T. Zaengel; Imaging performance of a selenium based detector for high-resolution radiography. Proc. SPIE **1090**, 296 – 307 (1989).
- [30] H. H. Barrett, J. L. Denny, H. C. Gifford, C. K. Abbey, R. F. Wagner und K. J. Myers; Generalized NEQ: Fourier analysis where you would least expect to find it, Proc. SPIE **2708**, 41 - 52 (1995).
- [31] K. Stierstorfer, M. Spahn; A self-normalizing method to measure the DQE(f) of a wide range of x-ray detectors, Med. Phys. **26**, 1312 - 1319 (1999).
- [32] I. A. Cunningham, M. S. Westmore, und A. Fenster; Effect of Finite Detector-Element Width on the Spatial-Frequency-Dependent Detective Quantum Efficiency, Proc. SPIE **2432**, 143 – 151 (1995).
- [33] Persönliche Kommunikation mit Herrn Prof. D. Hoeschen und Herrn Dr. E. Buhr.
- [34] ISO 12233; Photography – Electronic still picture cameras - Resolution measurements (2000).
- [35] DIN 60336; Kennwerte von Brennflecken von Röntgenstrahlern für medizinische Diagnostik (1995).
- [36] C. Lehmann, C. Hoeschen, U. Rapp-Bernhardt und W. Döhring; Möglichkeiten zur Optimierung von biologischer Strahlenwirkung und Bildqualität für verschiedene Patientengruppen bei Selendetektoren, Vortrag auf dem 81. Deutschen Röntgenkongress (Abstrakt in Fortschr. Röntgenstr. 2000 **172**, 79 (2000)).
- [37] F.-E. Stieve, H. Gfirtner und F. Kropf; Erfassung der physikalischen Größen des Bilderzeugungssystems, in: Digitale Bildgebung in der Diagnostischen Radiologie: Bildqualität - Strahlenexposition (1996).

- [38] D. Hoeschen und W. Mirandé; Messung der Modulationsübertragungsfunktion von Film-Folien-Kombinationen mit einem Bleiraster, Fortschr. Röntgenstr. **140** (5), 600 – 604 (1984).
- [39] M. G. Fisher; MTF, noise-power and DQE of radiographic screens. Photogr. Sci. Eng. **26**, 32 – 41 (1982).
- [40] J. W. Coltman; The specification of imaging properties by response to a sine wave input, J. Opt. Soc. Am. **44**, 468 – 471 (1954).
- [41] E. Buhr, S. Richter, H. Nier und D. Hoeschen; Measurement of the modulation transfer function of X-ray screen-film systems: The PTB slit measuring technique, Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, PTB-Bericht PTB-Opt-**38** (1992).
- [42] C. E. Metz und K. Doi; Transfer function analysis of radiographic imaging systems, Phys. Med. Biol. **24**, 1079 – 1106 (1979).
- [43] C. Herrmann; Quantenrauschen und visuelle Detailerkennbarkeit in medizinischen Röntgenaufnahmen, Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, PTB-Bericht PTB-Opt-**44** (1994).
- [44] P.C. Bunch; Advances in High-Speed Mammographic Image Quality, Proc. SPIE **3659**, 120 –131 (1999).
- [45] K. Doi, Y. Kodera, L.-N. Loo, H.-P. Chan und Y. Higashida; MTF's and Wiener spectra of radiographic screen-film-systems (Including speeds of screens, films, and screen-film-systems), US Department of Health and Human Services, Public Health Service, Food and Drug Administration, HHS Publication FDA **86**, 91 (1986).
- [46] R. van Metter; Describing the signal-transfer characteristics of asymmetrical radiographic screen-film systems, Med. Phys. **19** (2), S. 53 – 58 (1992).

- [47] Kontrakt FI4P CT950005 mit der Kommission der Europäischen Gemeinschaft.
- [48] Heidelberger Druckmaschinen Aktiengesellschaft - Produktbeschreibung des Tango Trommelscanners.
- [49] E. Buhr, D. Bergmann, E.A. Early, T.R. O'Brian; Intercomparison of Visual Diffuse Transmission Density Measurements, Journ. Imag. Sci. Techn. **44** (2), 156 - 159 (2000).
- [50] H. Fujita, D.-Y. Tsai, T. Itoh, K. Doi, J. Morishita, K. Ueda und A. Ohtsuka; A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography, IEEE Trans. Med. Imaging **11**, 34 – 39 (1992).
- [51] Rossmann, K.: Modulation transfer function of radiographic systems using fluorescent screens. J. Opt. Soc. Am. **52**, S. 774 – 777 (1962).
- [52] Daniels, A., Boreman, G. D., Ducharme, A. D.: Random transparency targets for modulation transfer function measurements in the visible and infrared regions. Opt. Eng. **34** (3), S. 860 – 868 (1995).
- [53] D. Rachui; Konstruktion, Realisierung und Inbetriebnahme des optischen und mechanischen Aufbaus eines Mikrodensitometers für medizinische Röntgenfilme (1995).
- [54] Kodak Aktiengesellschaft: Produktbeschreibung Wratten-Graufilter.
- [55] EUR 16260; European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images (1996).
- [56] C. Hoeschen, E. Buhr und W. Döhring; High Spatial Resolution Measurements of the X-ray Intensity Pattern in a Radiograph of the Thorax, Proc. SPIE **3659**, 432 - 443 (1999).

- [57] C. Hoeschen, E. Buhr und W. Döhring; Determination of the Spatial Frequency Limit of Anatomical Structures in the X-ray Pattern of a Thorax Examination, *Radiation Protection Dosimetry* **90** Nos 1-2, 109 - 112 (2000).
- [58] Persönliche Kommunikation mit Herrn Prof. C. Blendl (ehemals AFGA) und Herrn Dr. E. Buhr.
- [59] Persönliche Kommunikation mit Herrn Wrobel (LVQ-WP Werkstoffprüfung).
- [60] DIN V6868-55; Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Abnahmeprüfung an medizinischen Röntgeneinrichtungen – Funktionsprüfung der Filmverarbeitung (1996).
- [61] E. Buhr; Messunsicherheitsberechnung für die Messung der Empfindlichkeit und des mittleren Rauschens eines Röntgenfilm-Folien-Systems nach ISO 9236-1 in Qualitätssicherheitshandbuch der PTB OE 4.22: QM-4.22-02-E (1994).
- [62] C. Hoeschen, E. Buhr und W. Döhring; Das reale Strahlenrelief bei einer Röntgenaufnahme des Thorax, *Z. Med. Phys.* **10**, 44 – 50 (2000).
- [63] H. MacMahon, C. Vyborny, C. Metz, K Doi, V. Sabeti und S. L. Solomon; Digital Radiography of subtle Pulmonary Abnormalities: An ROC Study of Effects of Pixel Size on Observer Performance, *Radiology* **158**, 21 -26 (1986).
- [64] H.-P. Chan, M. A. Helvie, N. Petrick, B. Sahiner, D. D. Adler, C. E. Blane, L. K. Joynt, C. Paramagul, M.A. Roubidoux, T. E. Wilson, L. M. Hadjiiski und M. M. Goodsitt; Digital mammography: observer performance study of the effects of pixel size on radiologists' characterization of malignant and benign microcalcifications, *Proc SPIE* **3659**, 394 – 397 (1999).
- [65] C. Hoeschen, A. Fessel, E. Buhr und W. Döhring; Determination of the x-ray intensity pattern in mammography with very high-spatial resolution, *Proc. SPIE* **3977**, 220 – 230 (2000).

- [66] S. Reissberg, C. Hoeschen, A. Schwarz, C. Richter, B. Geiger, C. Molz und W. Döhring; Erste klinische Erfahrungen mit dem MULTIX FD: Anwendung eines großformatigen Festkörper-Detektors in der Skelettradiographie, *Electromedica* **68** (2), 88 – 93 (2000).
- [67] C. Hoeschen, S. Reissberg, O. Effenberger, A. Fessel, U. Redlich, C. Scherlach und W. Döhring; Comparison of the image quality produced by two examination stands for 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** (im Druck, 2001).

# Lebenslauf

## Christoph Hoeschen

### Anschriften:

#### **privat:**

Walnußweg 4  
39116 Magdeburg  
Tel.: 0391 / 62 13 4 31  
Email: ac.hoeschen@web.de

#### **dienstlich:**

Klinik für Diagnostische Radiologie  
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg  
39120 Magdeburg  
Tel.: 0391 / 67 – 13 1 29  
Fax: 0391 / 67 – 13 0 29  
Email: Christoph.Hoeschen@Med.uni-  
magdeburg.de

### Persönliche Daten:

**Geburtsdatum:** 13. Januar 1971  
**Geburtsort:** Braunschweig  
**Familienstand:** Verheiratet, 2 Kinder  
**Staatsangehörigkeit:** Deutsch

### Ausbildung:

**1977-1990** Schulen in Braunschweig  
**Mai 1990** Abitur (Note 1,1) am Wilhelm-Gymnasium, Braunschweig  
**1990-1996** Studium der Physik an der Georg-August-Universität, Göttingen

#### Schwerpunkte des Hauptstudiums:

- Schwingungsphysik (Optik und Akustik)
- Flüssigkeitsphysik
- Medizinische Physik

**1991-1993** Studium der Mittleren und Neueren Geschichte  
**Sept. 1993** Zwischenprüfung im Fach Geschichte  
**Mai 1996** Diplom im Fach Physik (Note gut)

#### Thema der Diplomarbeit:

Breitbandige Ultraschallspektroskopie an Mischungen aus tertiärem Amylalkohol, Wasser und 1:1-wertigen Salzen

### Stipendium

**Jan. 1992 - Mai 1996** Stipendiat der Friedrich-Ebert-Stiftung

### Außerschulische und -universitäre Aktivitäten:

**Juli 1989** Betreuer einer Jugendfreizeit der Caritas als ausgebildeter Jugendbetreuer  
**Jan. - Dez. 1995** Durchführung der Übung „Mathematische Methoden für die Agrarwissenschaft Teil 1 und 2“  
**April 1993** Vortrag im Rahmen einer Veranstaltung der Friedrich-Ebert-Stiftung: Physikalische Grundlagen regenerativer Energien  
**Nov. 1993** Organisation inklusive der finanziellen Förderungen einer Veranstaltung der Friedrich-Ebert-Stiftung mit dem Nobelpreisträger Prof. Dr. E. Neher, Leitung dieser Veranstaltung

### Auslandsaufenthalte:

**Sept. - Okt. 1986**

als Austauschschüler (privat organisiert) in Leicester, England

**März - April 1997**

als Austauschschüler in New Hampshire, USA

### Beruflicher Werdegang:

**Juli 1996 – August 1999**

wissenschaftlicher Angestellter der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt, Braunschweig, Fachlabor für Bildanalyse zur Bearbeitung aller Aufgaben in dem von der EU-Commission geförderten Drittmittelprojekt „Predictivity and Optimisation in Medical Radiation Protection“

Promotion zum Thema: „Das reale Strahlenbild von Röntgenaufnahmen des Thorax“, Betreuer: Prof. Dr. rer. nat. Stefan Müller und Prof. Dr. med. Wilfried Döhring, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg,

**Seit September 1999**

Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Klinik für Diagnostische Radiologie der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Physiker im Bereich der diagnostischen Radiologie, Strahlenschutzbeauftragter Personendosimetrie und Strahlenschutzbeauftragter Technik für den Bereich Diagnostische Radiologie

Mitgliedschaft bei SPIE, DGMP und DRG

### Weiterbildung:

**Okt. 1996 - Feb. 1997**

Grundkurs im Strahlenschutz im nichtmedizinischen Bereich, Technische Universität Carolo-Wilhelmina, Braunschweig

**Januar 1998**

„Techniken des Vortrags und der Präsentation von wissenschaftlichen Beiträgen“, PTB, Braunschweig

**März 1999**

Grundkurs im Strahlenschutz, Ärztekammer Niedersachsen

**April 1999**

Spezialkurs im Strahlenschutz bei der Untersuchung mit Röntgenstrahlen (Röntgendiagnostik), Ärztekammer Niedersachsen

**1999 / 2001**

Verschiedene Fortbildungen

- Bei der DGMP, Deutschland,
- Bei ERPET und
- Bei SPIE
- Beim TÜV
- Zu Themen wie Dosimetrie und Bildqualität in der diagnostischen Radiologie, der Nuklearmedizin und der Strahlentherapie

### Sprachkenntnisse:

**Englisch**

fließend in Wort und Schrift (verhandlungssicher)

**Französisch**

Gute Grundkenntnisse

**Spanisch**

Grundkenntnisse

### EDV-Kenntnisse:

Windows 95, Windows NT, Mac OS 8; Turbo Pascal, Basic, IDL; MS Office

### Hobbies:

Gesellschaftstanz, Fußballspielen, Badminton, Kriminalromane, Musik

Magdeburg, 30.05.2002