



Fachhochschule Köln
Cologne University of Applied Sciences

Institut für Medien- und Phototechnik

Masterarbeit

Mammographie: Korrelation von diagnostischer Befundqualität und technischen Kenngrößen durch simulierte Qualitätsverminderung

vorgelegt von

Clemens Loos

Matr.-Nr. 11038934

Erstgutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christian Blendl (Fachhochschule Köln)

Zweitgutachter: M. Sc. Andreas Jahnen (CRP Henri Tudor)

Köln/Luxemburg, Januar 2012



Fachhochschule Köln
Cologne University of Applied Sciences

Institute of Media and Imaging Technology

Master Thesis

Mammography: Correlation of diagnostic image
quality and technical characteristics with
simulated quality reduction

submitted by

Clemens Loos

Matr.-No. 11038934

First Reviewer: Prof. Dr. rer. nat. Christian Blendl (Cologne University of Applied Sciences)

Second Reviewer: M. Sc. Andreas Jahnen (CRP Henri Tudor)

Cologne/Luxembourg, January 2012

Danksagung

Ich bedanke mich bei Prof. Dr. Christian Blendl für die großzügige Unterstützung während der Anfertigung dieser Arbeit und in den Jahren zuvor.

Ich bedanke mich bei Andreas Jahnen, Christian Moll und den anderen Mitarbeitern aus Büro K410, CRP Henri Tudor für die umfangreiche Unterstützung und für eine schöne Zeit südlich der Eifel.

Ich bedanke mich bei Dr. M.-C. Wagnon, Carlo Back und insbesondere bei Natasha Jerusalem aus dem Luxemburgischen Gesundheitsministerium für die freundliche Zusammenarbeit.

Ich bedanke mich bei Alex Meyer für die Hilfe beim Anfertigen der Aufnahmen.

Für meine kleine Familie.

Zusammenfassung

Masterarbeit

Titel: Mammographie: Korrelation von diagnostischer Befundqualität und technischen Kenngrößen durch simulierte Qualitätsverminderung

Erstgutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christian Blendl (Fachhochschule Köln)

Zweitgutachter: M. Sc. Andreas Jahnen (CRP Henri Tudor)

Zusammenfassung: In der vorliegenden Arbeit wird ein softwaregestütztes Verfahren vorgestellt, mit dem untersucht werden kann, wie weit die Dosis in der Mammographie abgesenkt werden kann. Die entwickelte Software analysiert dabei die jeweilige Modalität anhand von Aufnahmen des PAS 1054-Prüfkörpers. Die erfassten Daten werden verwendet, um an vorhandenen Mammogrammen eine Dosisreduktion zu simulieren. Dazu kommen Verfahren der Bildverarbeitung, insbesondere die Wavelet-Transformation zum Einsatz. Durch eine vergleichende Auswertung der simulierten Aufnahmen mit den originalen können Grenzwerte für die diagnostische Tauglichkeit von Aufnahmen mit reduzierter Dosis gewonnen werden.

Stichwörter: Mammographie, Strahlenschutz, Bildqualität, Bildverarbeitung, Wavelet-Transformation

Datum: 4. Januar 2012

Abstract

Master Thesis

Title: Mammography: Correlation of diagnostic image quality and technical characteristics with simulated quality reduction

First Reviewer: Prof. Dr. rer. nat. Christian Blendl (Cologne University of Applied Sciences)

Second Reviewer: M. Sc. Andreas Jahnen (CRP Henri Tudor)

Abstract: In the submitted thesis a software based method is presented to determine whether or not dose can be reduced in mammography. The developed software analyses the particular modality on the basis of PAS 1054 phantom images. The achieved data is used to simulate a dose reduction on existing mammograms. This is done with image processing algorithms, notably the wavelet transformation. By a comparing evaluation of the simulated and the original images limiting values for the diagnostic usability can be achieved.

Keywords: mammography, radiation protection, image quality, image processing, wavelet transformation

Date: 4th January 2012

Inhalt

1	Einleitung	3
1.1	Physikalische Grundlagen.....	4
1.2	Stand von Wissenschaft und Technik.....	7
1.3	Zielsetzung.....	7
2	Material und Methoden	9
2.1	Prüfkörper	9
2.1.1	PAS 1054.....	9
2.1.2	CDMAM.....	12
2.2	Digital Imaging and Communications in Medicine.....	13
2.3	Java.....	14
2.3.1	Eclipse.....	14
2.4	Bibliotheken.....	15
2.4.1	ImageJ	15
2.4.2	DicomTools.....	15
2.5	BatchAnalyzer	15
2.6	Wavelet-Transformation	17
3	Aufbau der Software	20
3.1	Anfertigen der Aufnahmen.....	20
3.2	Analyse des Systems.....	20
3.2.1	Analyse Dynamik-Umfang.....	21
3.2.2	Analyse Bildrauschen.....	22
3.2.3	Simulationsroutine.....	24
3.3	Anwendung der Simulationsroutine	25
3.4	Validierung der Simulationsroutine	26
3.5	Simulierte klinische Studie.....	26
4	Ergebnisse	28
4.1	Physikalische Ergebnisse	28
4.1.1	PAS 1054-Prüfkörper.....	28
4.1.2	CDMAM-Prüfkörper.....	30
4.2	Diagnostische Ergebnisse	31
4.2.1	Statistische Bewertung.....	33
5	Diskussion	35

5.1	Software.....	35
5.2	Dosisreduktion.....	36
5.3	Korrelation der Ergebnisse	38
6	Literaturverzeichnis	39
7	Abbildungsverzeichnis.....	46
8	Tabellenverzeichnis.....	48
9	Anhang	49

1 Einleitung

Die (Röntgen-)Mammographie ist das Fachgebiet der radiologischen Untersuchung der Brust zur Früherkennung von Brustkrebs und anderen Veränderungen im Gewebe. Der Brustkrebs, medizinisch als Mammarkarzinom bezeichnet, ist die weltweit häufigste Krebserkrankung bei Frauen (1) und in der westlichen Welt die Krebserkrankungen mit der höchsten Mortalität bei Frauen (2 S. 42). Jährlich werden in Deutschland etwa 57 000 Neuerkrankungen diagnostiziert, was einer Inzidenz von 135,1 pro Jahr und 100.000 Frauen entspricht. 18 000 Frauen sterben jährlich an den Folgen von Brustkrebs, womit sich eine rohe Mortalität von 42,6 pro Jahr und 100.000 Frauen ergibt (3). Wichtigstes Werkzeug im Kampf gegen Brustkrebs ist die Früherkennung, denn bei frühzeitiger Erkennung der Erkrankung betragen die Heilungschancen nahezu 100%. Sofern zum Zeitpunkt der Diagnose weder Lymphknoten befallen noch Metastasen vorhanden sind, profitieren die Patientinnen zudem von weniger belastenden und brusterhaltenden Therapie-Möglichkeiten (4).

Um eine möglichst flächendeckende Früherkennung zu gewährleisten, wurden in Luxemburg im Jahr 2001 (5) und in Deutschland im Jahr 2005 Screening-Programme gestartet. Diese werden entsprechend den europäischen Leitlinien der EUREF (6), sowie den Leitlinien für technische Prüfungen, beschrieben im EPQC (7), durchgeführt. Ziel der Programme ist es zum einen, einen möglichst großen Teil der Risikogruppe, also Frauen im Alter zwischen 50 und 69 Jahren zu untersuchen. Zum anderen soll die Qualität der Untersuchung möglichst hoch sein. Es soll vermieden werden, dass Patientinnen im sogenannten „grauen Screening“ untersucht werden. Dies wird in Einrichtungen durchgeführt, welche mammographische Untersuchungen anbieten, aber nicht dem Screening-Programm angehören und somit nicht dieselben und hohen Qualitätsanforderungen wie Zweitbefundungen nachweisen müssen.

Die Anforderungen an die bildgebenden Modalitäten in der Mammographie sind besonders hoch. Die weibliche Brust besteht vorwiegend aus Drüsen-, Fett- und Bindegewebe (8 S. 5) und bedingt damit bei radiologischer Durchstrahlung keine starken Kontraste wie etwa Knochen gegenüber Weichteilen. Veränderungen im Brustgewebe, **Läsionen** genannt, welche Hinweise auf Erkrankungen wie Karzinome sein können, heben sich kaum vom Umfeld ab. Verdichtungen des Gewebes können zwar großflächig sein, haben aber im Röntgenbild ähnliche Grauwerte wie gesundes Gewebe. Mikrokalzifikationen haben zwar stärkere Kontraste, liegen aber in einer

Größenordnung von 0,1 mm und erfordern ein hohes Auflösungsvermögen von mindestens 5 Linienpaaren pro Millimeter (9 S. 415). Aus diesen Gründen ist eine besonders hohe Qualität der bildgebenden Modalitäten und damit der resultierenden Aufnahmen nötig.

1.1 Physikalische Grundlagen

Die Bildqualität einer radiologischen Aufnahme ist in großem Maße von der verwendeten Strahlenqualität abhängig. Die Strahlenqualität wiederum lässt sich durch die eingestellte Röntgenröhrenspannung, sowie durch das verwendete Anoden- und Filtermaterial beeinflussen.

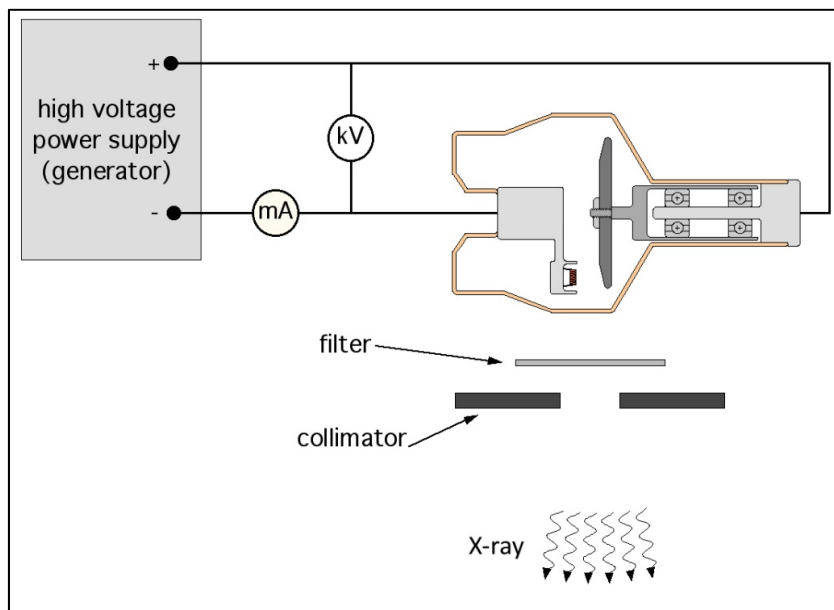


Abbildung 1-1 zeigt den schematischen Aufbau einer Röntgenröhre. Quelle: commons.wikimedia.org, Wikimedia Foundation Inc.

Röntgenstrahlung wird in einer Röntgenröhre erzeugt, welche eine Anode und eine Kathode besitzt. Die Kathode wird erhitzt und zwischen Anode und Kathode wird eine hohe Spannung angelegt (zwischen 10 und 150 kV). Elektronen werden von der Kathode zur Anode beschleunigt (Vgl. Abbildung 1-1). Beim Auftreffen der Elektronen auf die Oberfläche der Anode, dem sogenannten Target (dt.: Material der Oberfläche der Anode) entsteht kurzwellige elektromagnetische Strahlung im Wellenlängenbereich zwischen 10^{-8} m und etwa 10^{-12} m, die sogenannte Röntgen- oder X-Strahlung. Die spektrale Verteilung dieser Strahlung wird von zwei Faktoren bestimmt. Durch die angelegte Spannung, welche die Geschwindigkeit der Elektronen bestimmt, wird die Bremsstrahlung beeinflusst. Durch das verwendete Target entstehen charakteristische spektrale Spitzen. Abbildung 1-2 zeigt die relative Verteilung von zwei Röntgenspektren bei 28 kV mit unterschiedlichem Target. (10 S. 84ff)

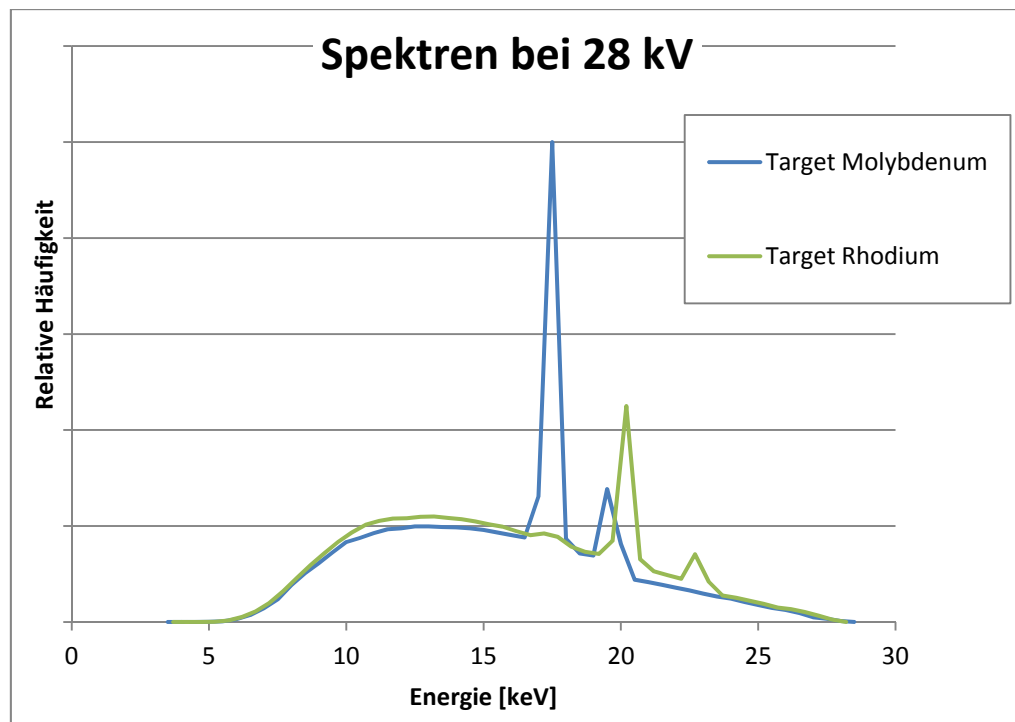


Abbildung 1-2 zeigt die relative Verteilung zweier Röntgenspektren bei 28 kV Röhrenspannung mit unterschiedlichem Target. Quelle der Daten: X-ray Toolbox, Siemens, <https://w9.siemens.com/cms/oemproducts/Home/X-rayToolbox/Pages/X-rayToolbox.aspx>

Wird eine vergleichsweise hohe Röntgenröhrenspannung verwendet, ist die austretende Strahlung sehr energiereich und man bezeichnet sie als „hart“. Umgekehrt wird von „weicher Strahlung“ gesprochen. Der Ausdruck "Härte" beschreibt das Energiemaximum der spektralen Verteilung der Strahlung. Diese Verteilung hat einen wesentlichen Einfluss auf die Wechselwirkungen in der durchstrahlten Materie und damit auf die resultierende Abbildung. Je weicher die Strahlung ist, desto stärker wird die Strahlung in den einzelnen Gewebeschichten absorbiert (11 S. 42f). Somit sind im Strahlenbild (Röntgenstrahlung hinter dem durchleuchteten Objekt (12)) und auch im späteren Bild kleinere Unterschiede in der Gewebezusammensetzung zu erkennen. Weichere Röntgenstrahlung wird daher verwendet, wenn es kleine Dichteunterschiede im Gewebe zu erkennen gilt, wie in der Mammografie.

Eine weitere Möglichkeit um die Strahlenqualität zu beeinflussen, bietet die Filterung. Wird die Röntgenstrahlung beispielsweise durch eine Kupferplatte von weniger als einem Millimeter gefiltert, so härtet das die Strahlung auf. Niederenergetische spektrale Anteile der Strahlung, welche nur wenig zur Abbildung beitragen, werden herausgefiltert (13 S. 52ff). Abbildung 1-3 zeigt die relative Verteilung von zwei Röntgenspektren bei 28 kV mit unterschiedlicher Filterung.

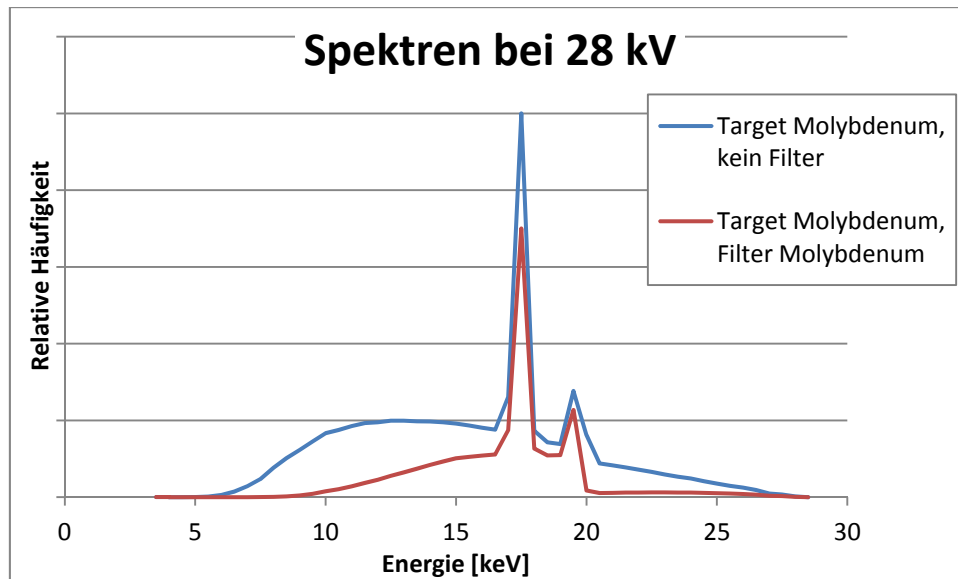


Abbildung 1-3 zeigt die relative Verteilung zweier Röntgenspektren bei 28 kV Röhrensorgung mit und ohne Filterung. Quelle der Daten: X-ray Toolbox, Siemens, <https://w9.siemens.com/cms/oemproducts/Home/X-rayToolbox/Pages/X-rayToolbox.aspx>

Wichtig für die Umwandlung vom Strahlenbild in ein speicherbares Bild, beispielsweise durch digitale Sensoren, ist die im Bildempfänger absorbierte Strahlendosis, also die Menge der Strahlung. Diese kann vor dem zu durchstrahlenden Objekt (Einfallsdosis K_E) oder am Bildempfänger (Bildempfängerdosis K_B) gemessen werden (14). Die Höhe der Strahlendosis (kurz: Dosis) ist zum einen abhängig von der verwendeten Spannung, zum anderen von der Ladung. Die Ladung Q ist das Produkt aus Strom und Zeit und wird in mAs (Milliamperere-Sekunden) angegeben (10 S. 89ff). Bei geringerer Spannung und konstanter Ladung entsteht weniger Strahlung. Das Verhältnis zwischen Ladung und Dosis ist bei konstanter Spannung proportional.

Je weniger Dosis am Empfänger zur Umwandlung des Strahlenbildes zur Verfügung steht, desto schlechter ist die Bildqualität, da das Bildsignal von Störsignalen wie Bildrauschen stärker überlagert wird (15 S. 127ff). Umgekehrt bedeutet eine höhere Dosis eine größere Strahlenbelastung für die Patientin. Da radiologische Strahlung ionisierend ist, kann sie Gewebeveränderungen und Veränderungen der DNA hervorrufen und somit Krebs erzeugen (16)(17). Bei jedem Einsatz radiologischer Strahlung muss daher die Dosis so gering wie möglich gehalten werden, um das Risiko für die Patientin so gering wie möglich zu halten (11 S. 56ff). Es gilt nach Internationalen Richtlinien des ICRP das sogenannte ALARA-Prinzip (18). ALARA steht für As Low As Reasonably Achievable (dt.: so gering wie sinnvollerweise möglich). Das Prinzip besagt, dass die Dosis so gering wie möglich eingestellt werden soll, wobei zu vermeiden ist, dass die Bildqualität eine Mindestanforderung unterschreitet. Eine schlechte Aufnahme kann zur Folge haben, dass diese erneut angefertigt werden muss und somit die gesamte Strahlenbelastung höher wird (19). Des Weiteren beeinflusst auch die Qualität des Detektors, die Geometrie der Anode und weitere technische und bautechnische Eigenschaften die resultierende Bildqualität.

1.2 Stand von Wissenschaft und Technik

Sowohl bei der Inbetriebnahme als auch im Rahmen von Konstanzprüfungen werden Röntgenanlagen zu Zwecken der Qualitätssicherung geprüft. Im Mammographie-Screening sind das in Deutschland, Luxemburg, Österreich und Schweiz Prüfungen nach PAS1054 (20) und EPQC (7). In diesen Prüfungen werden zum einen physikalische Parameter erhoben und ausgewertet. Zum anderen werden auch visuelle Prüfungen durchgeführt, in denen die gesamte bildgebende Kette von der Röhre bis zum Wiedergabegerät geprüft wird (Siehe 2.1 Prüfkörper).

Diese visuellen Tests haben den großen Nachteil, dass sie eine hohe Inter- und Intraobservervarianz besitzen. Das bedeutet, dass zum einen unterschiedliche Prüfer zu unterschiedlichen Ergebnissen kommen können, und dass zum anderen ein Prüfer bei mehrfacher Durchführung zu unterschiedlichen Ergebnissen kommen kann (21)(22). Die ICRU gibt entsprechende Richtlinien, in denen definiert ist, unter welchen Bedingungen visuelle Auswertungen stattfinden müssen, um zum Beispiel Lerneffekte zu vermeiden (23). Diese Bedingungen sind aber im klinischen Alltag nicht vollständig zu realisieren. Seit einigen Jahren gibt es auch Softwarelösungen, welche eine automatisierte Auswertung der visuellen Prüfungen ermöglichen, allerdings sind diese noch nicht in die entsprechenden Bestimmungen, Richtlinien und Gesetze übernommen worden. Ein Grund dafür ist das Fehlen von Referenzwerten. Die Parameter, welche als Ergebnis aus physikalischen, visuellen und automatisierten Tests resultieren, müssen mit der Bildqualität korreliert werden. Dabei gilt nicht, dass die Bildqualität möglichst gut sein muss, sondern dass bei möglichst geringer Strahlendosis die Bildqualität gut genug sein muss, um eine medizinische Diagnose sicher stellen zu können.

1.3 Zielsetzung

In dieser Arbeit sollte, dem ALARA-Prinzip folgend, untersucht werden, ob und wie weit die Dosis in der Mammographie abgesenkt werden kann. Eine Absenkung der Dosis bedeutet eine geringere Strahlenbelastung für die Patientinnen. Bei einer möglichen Absenkung muss die diagnostische Befundqualität erhalten bleiben. Unter Einbeziehung von Mammographie-Experten sollte untersucht werden, ob in Aufnahmen mit reduzierter Dosis die entsprechenden Befunde weiterhin zu erkennen sind. Um eine erhöhte Strahlenbelastung der Patientinnen durch zusätzliche Aufnahmen zu vermeiden, sollte die Dosisreduktion an vorhandenen Mammogrammen simuliert werden. Dazu sollte eine Software entwickelt werden, die zur Simulation geeignete Algorithmen der Bildverarbeitung anwendet. Zum anderen sollte eine Korrelation hergestellt werden zwischen der Befundqualität und den technischen Kenngrößen der automatisierten Auswerteverfahren.

Es gibt bereits wissenschaftliche Studien, welche sich mit einer ähnlichen Fragestellung beschäftigen. Saunders et. al. untersuchten die Detektion von Läsionen unter künstlichem Bildrauschen (24). Hierbei wurden simulierte Läsionen

verwendet (25). In einer anderen Studie berichten sie von simulierter Dosisreduktion und den Auswirkungen auf die diagnostische Verwendbarkeit (26) (27). Der entscheidende Unterschied zwischen diesen Studien und der vorliegenden Arbeit besteht in der Simulation. Zum einen soll nicht nur Bildrauschen hinzugefügt werden, sondern die gesamte Charakteristik eines Systems erfasst werden (Vgl. 2.1.1.1 Modulation Transfer Function und folgende). Zum anderen soll die Studie mit echten Mammogrammen und echten Befunden durchgeführt werden. Damit besteht keine Notwendigkeit, medizinische Merkmale zu simulieren.

2 Material und Methoden

2.1 Prüfkörper

Zur Qualitätssicherung in der medizinischen Bildgebung werden häufig Prüfkörper (engl.: Phantoms) verwendet. In der Radiologie bestehen diese Körper in der Regel aus PMMA (Polymethylmethacrylat, auch Acryl- oder Plexiglas®) und beinhalten Strukturen aus Aluminium oder anderen Metallen, welche bei der radiologischen Durchstrahlung abgebildet werden. Anhand der Abbildung können Rückschlüsse auf das abbildende System gezogen werden. Qualitätsparameter können entweder durch messtechnische, visuelle oder automatisierte Bewertung gebildet werden.

2.1.1 PAS 1054

Der PAS 1054-Prüfkörper (Public Available Specification Nr. 1054) besteht aus einer 40 mm dicken PMMA-Grundplatte und beinhaltet in einem Schacht eine Aluminium- oder PMMA-Treppe, sowie eine totalabsorbierende Bleifolie und ein Freifeld (Abbildung 2-1). Anhand dieser Elemente kann die Abbildung verschiedener Brustdicken und der Kontrastumfang des Detektors überprüft werden. Auf den Grundkörper wird die 6 mm dicke Strukturplatte aufgesetzt. Diese beinhaltet ein Bleistrichraster, das zur visuellen Überprüfung der Detailauflösung dient, sowie eine Aussparung, in den verschiedene Testeinsätze passen. Es stehen Einsätze für visuelle Testverfahren und physikalische, messtechnische Auswertungen zur Verfügung. (20)

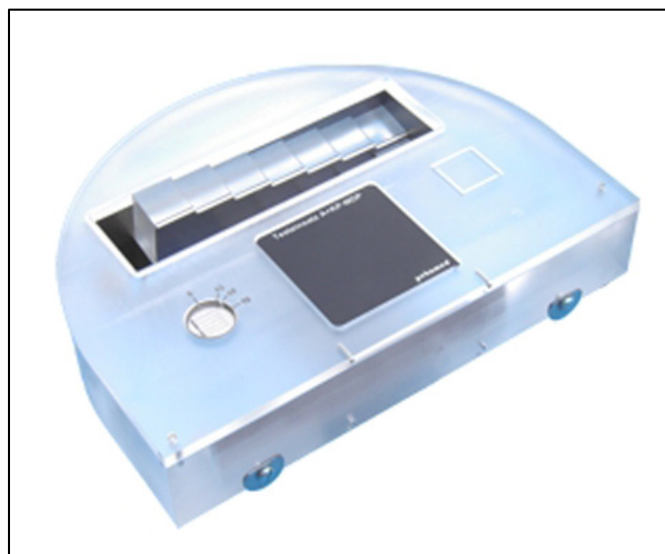


Abbildung 2-1 zeigt die Grundplatte mit einem Einsatz in der Strukturplatte des PAS 1054-Prüfkörpers. Quelle: www.pehamed.de, PEHA med. Geräte GmbH

Für die vorliegende Arbeit wurde insbesondere der Testeinsatz "Schräge Kante" verwendet. Mithilfe dieses Testeinsatzes und einer an der Fachhochschule Köln entwickelten Software lassen sich physikalische Kenngrößen des Systems automatisiert messen (28). Diese Kenngrößen sind die **Modulation Transfer Function** (MTF, dt.: Modulations-Übertragungsfunktion), das **Noise Power Spectrum** (NPS, dt.: Rausch-Leistungs-Spektrum oder Wiener-Spektrum), die **Detective Quanta Efficiency** (DQE, dt.: Detektive Quanteneffizienz), das **Noise Equivalent Quanta** (NEQ, dt.: Rausch-äquivalente Quantenzahl) sowie der **Dynamic Range** (DR, dt.: Dynamikumfang), angelehnt an die IEC 62 220-1-2 (29). Diese Messgrößen sollen verwendet werden, um die betrachteten Systeme physikalisch zu charakterisieren.

2.1.1.1 Modulation Transfer Function

Die Modulation Transfer Function ist ein Maß für den Detailkontrast in einer Abbildung. Bei jeder Übertragung von Signalen, beispielsweise durch die Abbildung einer Optik oder in der Radiographie, gehen Details des ursprünglichen Signals verloren. Je hochfrequenter Strukturen sind, desto mehr werden sie in der Regel bei der Übertragung geschwächt. Trägt man das Verhältnis von Eingangss- zu Ausgangssignal über den jeweiligen Frequenzen auf, so ergibt sich die charakteristische Funktion, dargestellt in Abbildung 2-2. Idealerweise ist das Verhältnis über alle Frequenzen eins, in der Realität geht der Wert mit steigender Frequenz gegen null.

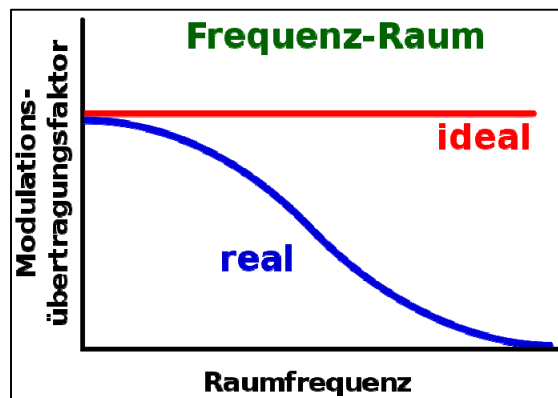


Abbildung 2-2 zeigt eine ideale und reale MTF-Kurve. Quelle: commons.wikimedia.org, Wikimedia Foundation Inc.

Die MTF wird genutzt, um den Detailkontrast in radiologischen bildgebenden Verfahren auszuwerten (30) und ist auch von der ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) beschrieben worden (31). Ein gängiges Verfahren zur Bestimmung der MTF bietet die Überabtastung einer schrägen Kante mit hohem Kontrast (32). Im verwendeten Prüfkörpereinsatz wird diese durch Abbildung einer Bleikante erzielt.

2.1.1.2 Noise Power Spectrum

Das Noise Power Spectrum ist eine Möglichkeit, die Rauschanteile in homogenen Bildteilen darzustellen und zu bewerten. Im Gegensatz zu der häufig verwendeten

Standardabweichung bietet es folgende Vorteile. Es ist unabhängig von der globalen Bildhelligkeit. Zudem lassen sich auch signifikante Störungen in bestimmten Frequenzen erkennen, die den Betrachter stören können, in den Wert der Standardabweichung aber kaum einfließen. Das NPS wird gebildet, indem eine homogene Fläche durch eine Schnelle-Fourier-Transformation (Fast Fourier Transformation, FFT) in den zweidimensionalen Frequenzraum übertragen wird (33)(30). Diese richtungsabhängige Darstellung lässt sich vereinfachen, indem alle Werte gleicher Frequenz richtungsunabhängig zusammengefasst werden. Es ergibt sich eine eindimensionale Darstellung wie in Abbildung 2-3.

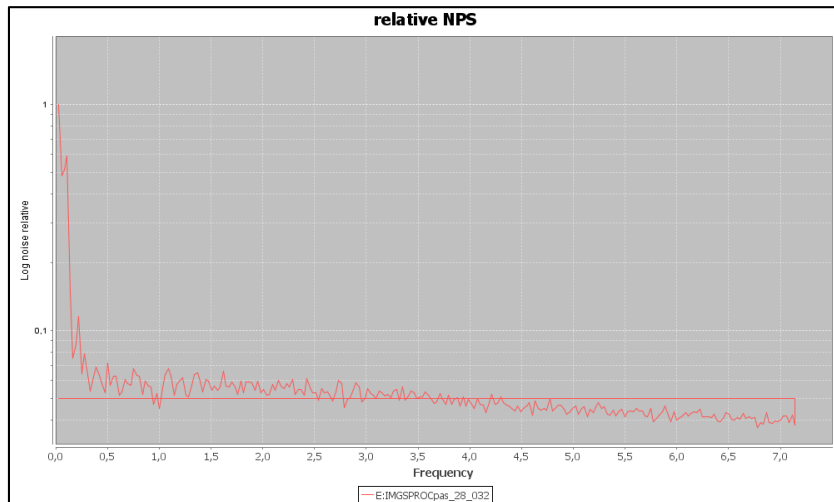


Abbildung 2-3 zeigt beispielhaft den Verlauf einer NPS-Kurve

2.1.1.3 Detective Quanta Efficiency

Die Detective Quanta Efficiency ist ein Maß für die Quantenausbeute des Detektors. Sie gibt an, wie effizient der Detektor ein Eingangssignal in ein Ausgangssignal umwandeln kann, also wie viel Strahlung er braucht, um ein Bild mit einem bestimmten Rauschniveau zu erzeugen. Sie ist nach (34 S. 131ff) definiert als

$$DQE = SNR_{out}^2 / SNR_{in}^2 \quad (I)$$

mit SNR als Signal to Noise Ratio (dt.: Signal-Rausch-Abstand). Die Quanteneffizienz erlaubt den Vergleich mit einem idealen System, bei dem ein Wert von eins erreicht werden würde (35).

Die DQE lässt sich auch aus den beiden Größen MTF und NPS bestimmen. Dazu muss die Flussdichte φ und die Dosis D der Strahlung bekannt sein. Da sowohl MTF als auch NPS Funktionen der Frequenz sind, muss auch die DQE frequenzabhängig sein (36) (37) (38):

$$DQE(\omega) = \frac{\varphi * D * MTF^2(\omega)}{NPS(\omega)} \quad (II)$$

2.1.1.4 Noise Equivalent Quanta

Die Noise Equivalent Quanta leitet sich von der DQE ab und bezieht sich auf eine Eingangsleistung mit gleichem Rauschen. Dieser Wert wird nach folgender Formel bestimmt (34 S. 144ff):

$$NEQ(\omega) = \Phi * DQE(\omega) = \frac{\Phi^2 MTF^2(\omega)}{NPS(\omega)} \quad (\text{III})$$

mit Quantenfluenz Φ .

Um die Ergebnisse, welche in der Form Funktionswert über Frequenz schlecht vergleichbar und schwer zu deuten sind zu vereinfachen, werden in der Software Indizes generiert. Der NEQ-Index beispielsweise ist der Mittelwert aller diskreten Messpunkte von null bis einschließlich der Grenzfrequenz des Systems.

2.1.1.5 Dynamic Range

Bei der Betrachtung des Dynamic Range muss sowohl der Detektor als auch das Strahlenbild berücksichtigt werden. Der DR des Detektors ist das Verhältnis von größtem zu kleinstem Helligkeitswert. Die Helligkeitswerte dazwischen werden je nach Bit-Tiefe des Detektors quantisiert. Bei einem 12 Bit Detektor ergeben sich $2^{12} = 4096$ unterschiedliche Helligkeitsabstufungen. Der kleinste Helligkeitswert ergibt sich theoretisch bei einem Detektorelement, auf das keine Strahlung fällt. Bei einem realen Detektor wird die untere Schwelle durch die kleinste vom Rauschen unterscheidbare Helligkeit bestimmt. Der größte Helligkeitswert ergibt sich bei einem voll gesättigten Detektorelement. Somit entspricht dem kleinsten und größten Helligkeitswert jeweils eine einfallende Strahlendosis und der DR des Detektors sowie die Helligkeitsstufen lassen sich in den Dosisraum übertragen.

Im idealen System deckt sich der DR des Detektors mit dem DR des Strahlenbildes. Durch unterschiedliche Spannungen ändert sich der Kontrast im Strahlenbild (Siehe 1.1 Physikalische Grundlagen). Fällt insgesamt eine geringere Dosis auf den Detektor, so sind die am stärksten belichteten Detektorelemente geringer belichtet. Es wird nicht der volle Umfang an Helligkeitsstufen ausgenutzt. Je mehr Stufen genutzt werden, umso feinere Details sind erkennbar. Ein geringerer DR bewirkt also, dass kleinere Dosisunterschiede nicht abgebildet werden. Es ist möglich, den DR in der Nachverarbeitung zu erhöhen. Die Details, die nicht abgebildet worden sind, können dadurch aber nicht reproduziert werden. Zudem werden dadurch auch die Störanteile im Bild (Rauschen etc.) vom Grauwertumfang her erhöht.

2.1.2 CDMAM

Der CDMAM-Prüfkörper (Contrast Detail in Mammography, Abbildung 2-4) besteht aus einer 0,05 mm Aluminium-Platte mit Goldscheiben unterschiedlicher Durchmesser und Dicken, welche auf eine 5 mm PMMA-Platte aufgebracht ist. Die Goldplättchen haben Dicken zwischen 0,03 und 2,00 μm und Durchmesser zwischen 0,06 und 2,0 mm. Sie sind je nach Bildrauschen und Detailauflösung der Modalität in

der Abbildung sichtbar (39). Der Prüfkörper wurde für die visuelle Auswertung entwickelt (40). Inzwischen gibt es Software, welche automatisierte Auswertungen der Aufnahmen ermöglichen (41)(42)(43). Der Prüfkörper soll in dieser Arbeit verwendet werden, um die Bildqualität der Originalbilder mit denen der Simulation zu vergleichen. Es werden dazu jeweils zwei Aufnahmen benötigt, angefertigt mit unterschiedlicher Dosis. An der Aufnahme mit hoher Dosis wird die Dosisreduktion simuliert. Das resultierende Bild wird ausgewertet und die Auswertung mit der des zweiten Bildes mit reduzierter Dosis verglichen. Je größer die Übereinstimmung der Ergebnisse, desto genauer arbeitet die Simulations-Software. Der CDMAM-Prüfkörper und ein entsprechendes Vorgehen wurden auch in anderen Studien beispielsweise zur Bildqualität von komprimierten Mammogrammen gewählt (44).

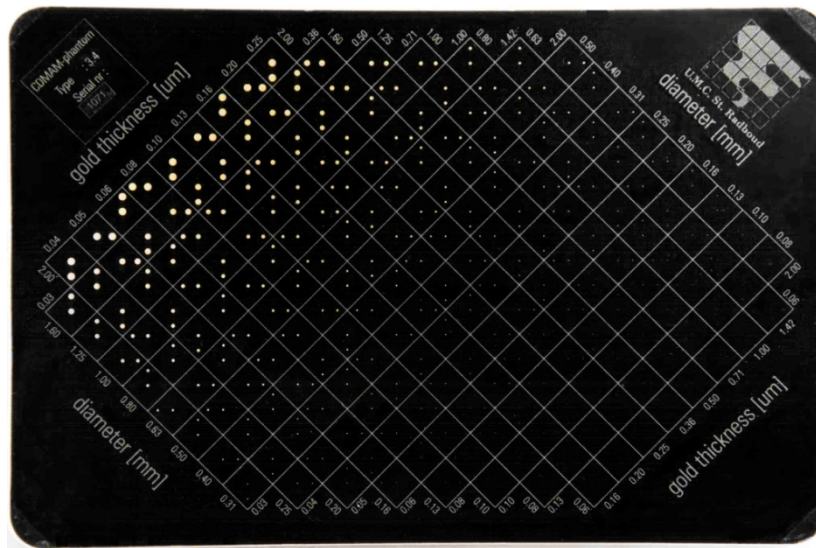


Abbildung 2-4 zeigt ein Foto des CDMAM-Prüfkörpers der Firma artinis. Quelle: www.artinis.com, Artinis Medical Systems B. V.

2.2 Digital Imaging and Communications in Medicine

Der DICOM Standard (kurz für Digital Imaging and Communications in Medicine) wurde von der NEMA (kurz für National Electrical Manufacturers Association), einem US-Amerikanischen Herstellerverband entwickelt. Er beschreibt die Speicherung und den Austausch von Bildern und Informationen in medizinischem Kontext. Der Standard wird weltweit von den meisten Herstellern von bildgebenden Medizinprodukten implementiert. Somit wird im klinischen Arbeitsumfeld eine Gerätekompatibilität gewährleistet (45).

Der Standard beschreibt eine hierarchische Zuordnung der Bilder. Auf der obersten Stufe steht der **Patient**. Bei einem Patienten wird eine **Studie** angefertigt, wenn er auf eine medizinische Fragestellung hin untersucht wird. Es können dazu mehrere **Serien** angefertigt werden, die etwa in zeitlichen Abständen entstehen. Jede Serie enthält dann eine oder mehrere **Instanzen**, repräsentiert durch je eine Datei. Der Begriff Instanz ist bei bildgebenden Verfahren gleichbedeutend mit einer **Aufnahme**. In den Metadaten einer jeden Instanz oder Aufnahme, dem sogenannten **Header** (der

„Kopf“ einer Datei), sind alle Informationen über Patient, Studie, Serie und Instanz hinterlegt, sodass eine Zuordnung allein aus den Informationen der Instanzen erfolgen kann (46) (47).

Alle in dieser Arbeit verwendeten Bilddaten lagen im DICOM-Format vor.

2.3 Java

Für die Umsetzung dieser Arbeit wird aus folgenden Gründen umfangreiche Datenverarbeitung benötigt. In der modernen bildgebenden Diagnostik werden in der Regel nur noch digitale Bilddaten verwendet. Diese Bilddaten sollen automatisiert und stapelweise verarbeitet werden. Das bedeutet, dass eine angegebene Sequenz von Bildern ohne weitere Benutzerinteraktion abgearbeitet wird. Die Reduktion der Dosis soll mit Methoden der Bildverarbeitung simuliert werden. Die (Zwischen-) Ergebnisse sollen schließlich als digitale Bilder oder in einer Datenbank abgespeichert werden. Zur Bewältigung dieser Aufgaben wurde die Programmiersprache Java gewählt.

Java ist eine freie und weit verbreitete objektorientierte Programmiersprache. Vor- und Nachteil zugleich ist die Art, wie der Quelltext in die eigentlichen Programmdateien umgesetzt wird. Vom Compiler wird aus dem Quelltext ein Bytecode generiert. Dieser ist aber kein allgemeiner binärer Code, der auf Systemebene läuft, sondern er wird in einer virtuellen Maschine (Java Virtuell Machine) ausgeführt. Diese muss auf jedem Rechner installiert sein, auf dem die entwickelte Software laufen soll. Davon abgesehen ist die Software aber plattformunabhängig. Zudem gibt es viele frei zur Verfügung stehenden Bibliotheken für Java. (48)(49)

Im Folgenden werden einige der häufig verwendeten Begriffe aus Java erläutert:

- **Methode:** eine Funktion, die zum Beispiel Berechnungen durchführt. Sie hat optional einen oder mehrere Übergabe- und einen Rückgabeparameter. Eine Methode befindet sich immer in einer Klasse.
- **Klasse:** eine Sammlung von Funktionen und/oder ein Objekt, das beispielsweise ein Bild oder andere Daten repräsentiert. Eine Klasse wird in der Regel durch eine Quelltext-Datei beschrieben.
- **Paket:** eine Sammlung von Klassen, die einem Thema, Projekt oder Projektabschnitt zugeordnet werden.

2.3.1 Eclipse

Als Entwicklungsumgebung wurde Eclipse (Eclipse Helios, Version 3.6.1, Eclipse Foundation) verwendet. Eine integrierte Entwicklungsumgebung erleichtert das Programmieren der im ASCII-Format angelegten Quellcode-Dateien. Syntax und Schlüsselwörter werden farblich hervorgehoben und zahlreiche Werkzeuge wie Auto-Vervollständigung, Verknüpfungen, etc. vereinfachen die Arbeit. Einen weiteren wesentlichen Vorteil bringt der Debugger (engl.: Bug, eigentlich Käfer, ugs. für Fehler

im Programmcode → Fehler-Entferner) mit sich. Während der Programmausführung kann angehalten werden und der Inhalt der einzelnen Variablen kann kontrolliert und manipuliert werden. Somit können Fehler schnell und effektiv behoben werden. (50)

2.4 Bibliotheken

Bibliothek ist die in Java und anderen Programmiersprachen übliche Bezeichnung für Programmbausteine, welche sich zum Einbinden und Wiederverwenden in anderen Programmen anbieten. Eine Bibliothek bietet in der Regel ein oder mehrere Pakete mit Klassen und Funktionen an, die thematisch einem bestimmten Anwendungsgebiet zugeordnet sind, beispielsweise der Bildverarbeitung, der Erstellung von Grafiken, etc. Für die Programmiersprache Java gibt es eine sehr große Auswahl an frei verfügbaren Bibliotheken. Insbesondere die folgenden wurden zur Erstellung der Software verwendet.

2.4.1 ImageJ

ImageJ (J für Java) ist eine der bekanntesten und umfassendsten Bibliotheken für die Bildverarbeitung. Sie bietet zahlreiche Pakete, Klassen und Funktionen, die weit über die eigentliche Bildverarbeitung hinaus gehen. Zudem bietet ImageJ eine ausführbare Version mit Benutzeroberfläche, die sich mit eigenen PlugIns (Optionale Programmteile mit definierter Schnittstelle, die nach Installation in der Software selbst zur Verfügung stehen) erweitern lässt. Somit können erste entwickelte Programmteile der Bildverarbeitung einfach getestet werden. (51)(52)

2.4.2 DicomTools

Die umfangreichen DicomTools-Bibliotheken vom Public Research Centre Henri Tudor, Resource Centre for Healthcare Technologies (CR Santec) beinhalten Klassen und Funktionen zum Zugriff auf Dicom-Daten (53). Sie beinhalten auch eigenständige Programme zum betrachten, organisieren und manipulieren von medizinischen Aufnahmen (54). Diese Programme wurden in der vorliegenden Arbeit verwendet, um die Aufnahmen vorab auf Besonderheiten zu überprüfen. So wurden die Header der Dateien auf herstellerspezifische Abweichungen vom DICOM-Standard untersucht.

Die Funktionen und Klassen wurden in der erstellten Software eingebunden, um Dateien einzulesen, einzelne Header-Einträge oder die Bilddaten zu ersetzen und um die manipulierten Daten schließlich wieder im DICOM-Format zu speichern (55).

2.5 BatchAnalyzer

Der BatchAnalyzer ist eine Software, die an der Fachhochschule Köln im Rahmen einer Forschungsarbeit entwickelt wurde (28). Das Programm dient dazu, Aufnahmen des PAS 1054 und CDMAM-Prüfkörpers automatisiert und im Stapel mit

den entsprechenden Tools auszuwerten (Siehe Abbildung 2-5). Die Ergebnisse können in einer Datenbank abgelegt werden.

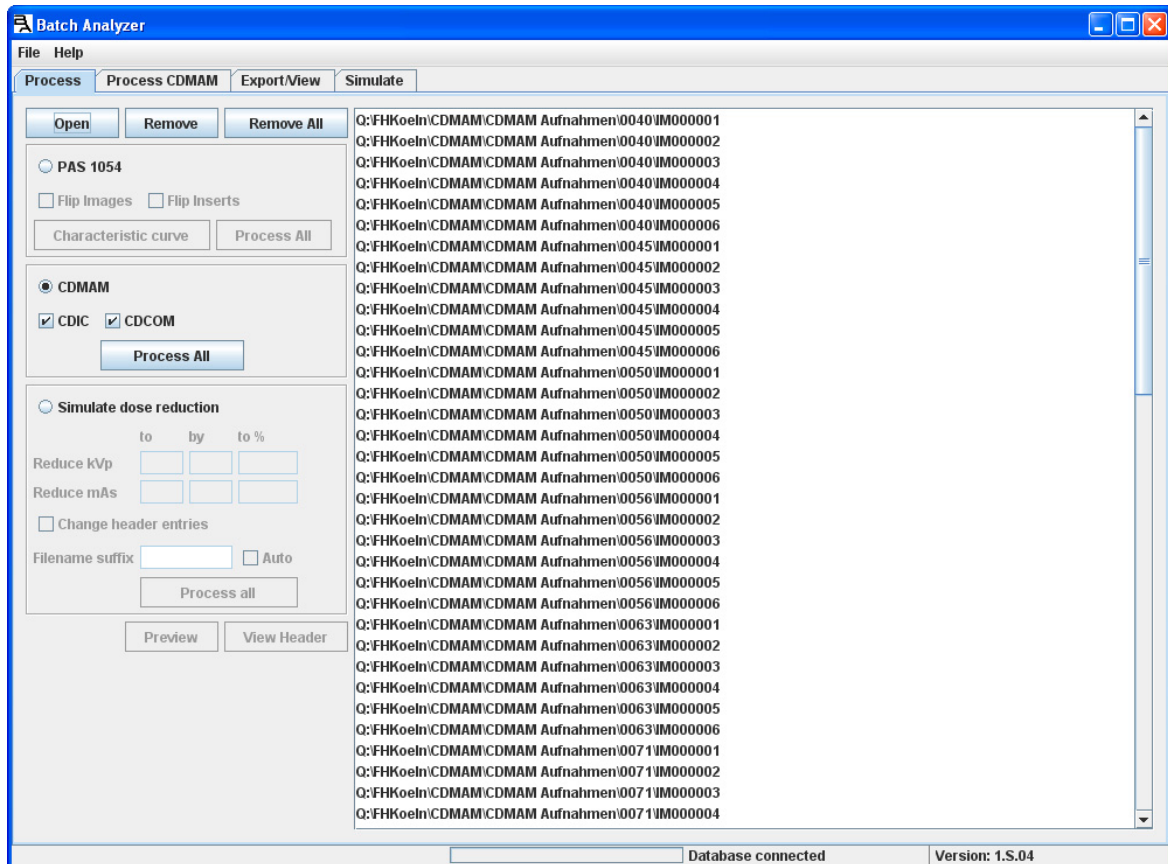


Abbildung 2-5 zeigt die Stapelverarbeitung im BatchAnalyzer

Für die Auswertung des PAS 1054-Prüfkörpers und die Berechnung der Messgrößen MTF, NPS, DQE und NEQ ist es nötig, die Bilddaten zur Dosis zu linearisieren. Der Detektor wandelt die einfallende Dosis nicht zwangsläufig proportional, also linear in Grauwerte um, sondern je nach System auch logarithmisch oder potenziell. Um diese Umwandlung rückgängig zu machen, muss die entsprechende Wandlungsfunktion, Kennlinie genannt, bekannt sein. Dazu benötigt die Software eine Serie von Aufnahmen, die mit variierender Einfallsdosis angefertigt wurden. Es sollten mindestens fünf Aufnahmen mit gleicher Spannung sein, beginnend mit der üblicherweise verwendeten Dosis abfallend bis zu etwa einem Zehntel der Dosis. Anhand dieser Aufnahmen kann die Kennlinie für das System generiert werden. Sie wird in der Datenbank abgelegt und kann dann für alle weiteren Aufnahmen dieses Systems verwendet werden.

Für weitere Projekte und geplante Publikationen wurde die Software um eine Suchmaske erweitert, mit der Ergebnisse aus der Datenbank gefiltert, zusammen gefasst und visualisiert werden können (Siehe Abbildung 2-6).

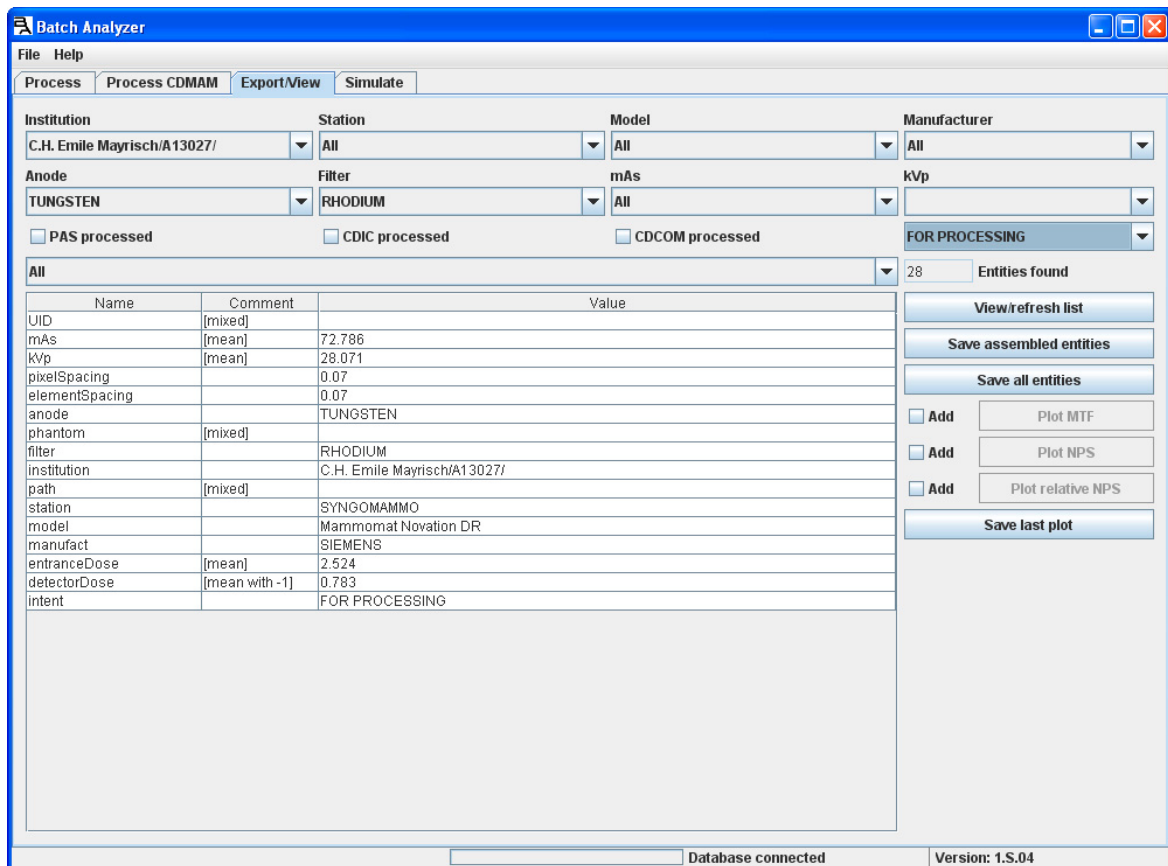


Abbildung 2-6 zeigt die Suchmaske für die Datenbank im BatchAnalyzer

2.6 Wavelet-Transformation

Die Wavelet-Transformation bietet eine Möglichkeit, eine gegebene Funktion oder ein gegebenes Signal in eine hierarchische Reihe zu zerlegen. Der Begriff Wavelets bezeichnet eine Menge von Funktionen, welche zur Wavelet-Transformation verwendet werden (Siehe Abbildung 2-7). "[Sie] ... sind ein mathematisches Werkzeug zur hierarchischen Darstellung und Approximation von Funktionen. Sie erlauben uns, eine Funktion als Summe von groben Näherungen und immer feineren Details darzustellen." (56 S. V) Bei der Transformation wird das Signal als Summe von skalierten und verschobenen Versionen des eigentlichen Wavelet dargestellt, ähnlich wie bei der Fourier-Transformation ein periodisches Signal als Summe von Sinus- und Cosinusfunktion dargestellt wird. Gespeichert werden dann in jeder Skalierungsstufe die nötigen Koeffizienten, sowie das Differenzsignal zwischen der Summe der Wavelets und dem Originalsignal. Es ergibt sich somit ein Hochpass- und ein Tiefpassbild. Dieser Schritt wird mehrfach wiederholt, wodurch sich die hierarchische Struktur im Wavelet-Raum ergibt. Da viele der Koeffizienten in der Regel sehr klein sind, können sie beispielsweise für Zwecke der Datenreduktion weggelassen werden (57) (58 S. 95). Für die Rauschreduktion von Signalen können kleine Koeffizienten in bestimmten Frequenzbändern mit einer entsprechenden Schwellwertoperation reduziert werden (59). Ebenso lassen sich bestimmte Signalcharakteristika anhand der Wavelet-Koeffizienten ablesen. (60 S. 313ff)

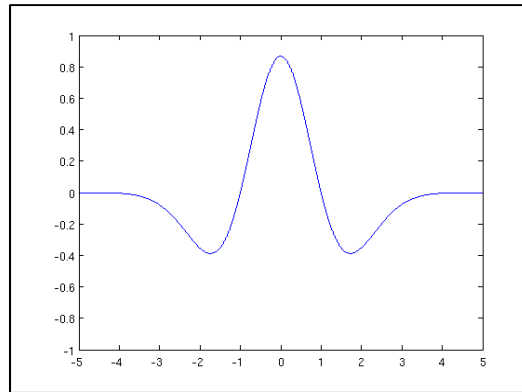


Abbildung 2-7: Eine Wavelet-Funktion. Quelle: de.wikipedia.org, Wikimedia Foundation Inc.

Bei der Wavelet-Transformation von Bildern wird in der Regel kein 2-dimensionales Wavelet verwendet, sondern das Bild wird zunächst Zeilen- und anschließend Spaltenweise abgetastet, wodurch sich eine Darstellung wie in Abbildung 2-8 ergibt (61 S. 23ff).

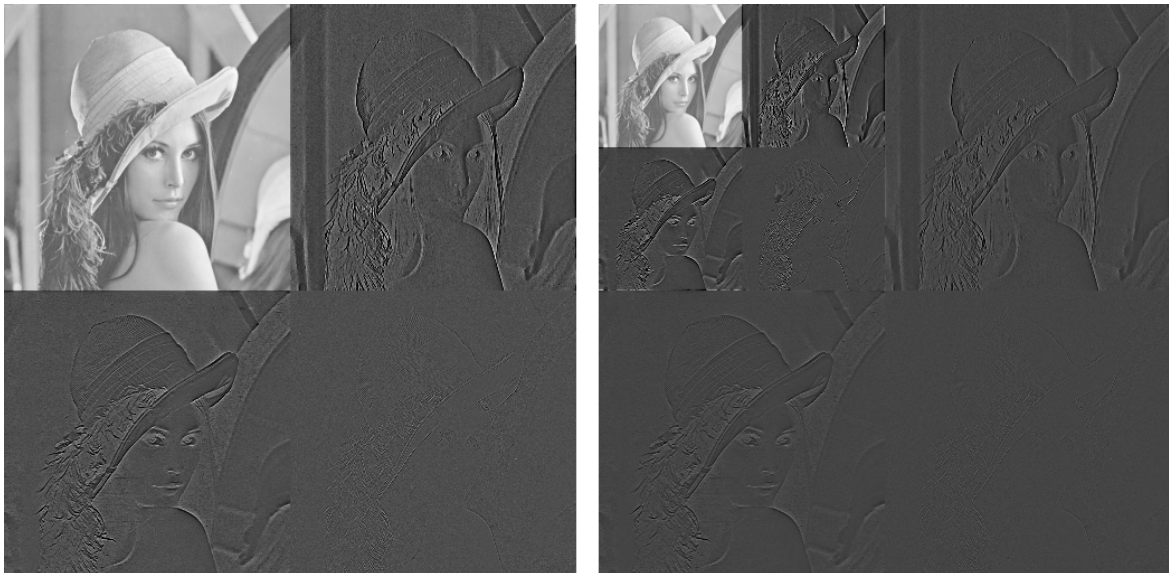


Abbildung 2-8: Der Wavelet-Raum in der ersten (links) und zweiten (rechts) Skalierungsstufe. Der Kontrast der Koeffizienten wurde zur besseren Visualisierung angehoben

Der Vorteil der Wavelet-Transformation gegenüber einer Zerlegung des Bildes in seine Frequenzanteile mithilfe der Fourier-Transformation besteht darin, dass im Wavelet-Raum eine lokalisierte Zuordnung der Koeffizienten möglich ist (62 S. 263ff)(63 S. 38).

In dieser Arbeit soll das Rauschen durch randomisiertes Manipulieren der Koeffizienten in bestimmten Frequenzbändern simuliert werden. Dazu wurde eine Java-Bibliothek verwendet, welche die Transformation und Rücktransformation mit drei verschiedenen Wavelets realisiert. Die **Fractional Splines Wavelets**-Bibliothek wurde von der Biomedical Imaging Group an der École Polytechnique Fédérale de Lausanne entwickelt (64)(65). Verwendet wurde hier das Orthonormal-Wavelet in der empfohlenen Ausgangs-Skalierung von 3,5 und ohne Verschiebung (66)(67).

Die statischen Funktionsaufrufe wurden durch eine Klasse gekapselt, welche erweiterte Funktionen und Manipulationen der Koeffizienten zur Verfügung stellt. Zunächst kann das zu transformierende Bild auf eine Bildgröße mit Kantenlängen von Zweierpotenzen vergrößert werden. Die entstehenden freien Flächen werden mit entsprechend gespiegelten Versionen des Bildes gefüllt. Dadurch läuft die Transformation deutlich schneller ab. Ist das Bild in den Wavelet-Raum transformiert, können aus den einzelnen Frequenzbändern die einzelnen Koeffizienten-Bereiche mit einer **Region of Interest** (ROI, dt.: Region von Interesse, Ausgewählter Bildbereich) markiert werden. Anschließend können die ausgewählten Koeffizienten modifiziert werden. Um künstliches Rauschen zuzufügen, wurden zwei Möglichkeiten implementiert. Zum einen können zufällige Werte $-m \leq x \leq m$ jedem Koeffizienten aufaddiert werden. Der Maximalwert m kann angegeben werden. Zum anderen kann berücksichtigt werden, dass Rauschen in radiologischen Aufnahmen in hellen Bildbereichen, entstanden durch geringere Detektordosis, stärker auftritt. Im Funktionsaufruf können dann zwei Maximalwerte m_1 und m_2 für den größten und den kleinsten Grauwert im Bild angegeben werden. Abhängig von der lokalen Helligkeit des Originalbildes wird dann ein interpolierter Wert zwischen m_1 und m_2 verwendet und wie oben eingesetzt.

3 Aufbau der Software

Im folgenden Abschnitt werden der chronologische Ablauf der Studie sowie der Aufbau der Software erläutert. Die Software wurde exemplarisch mit Aufnahmen des Siemens Mammomat Novation DR im CHEM (Centre Hospitalier Emile Mayrisch), Esch-sur-Alzette, Luxemburg getestet.

3.1 Anfertigen der Aufnahmen

Zunächst muss das betrachtete System aus Röntgenröhre, Filterung und Detektor analysiert werden. Alle Änderungen im resultierenden Bild, die mit einer Änderung der Stromstärke oder Spannung einhergehen, müssen bekannt sein. Dazu wird eine Serie von Aufnahmen mit dem PAS 1054-Prüfkörper und dem Einsatz „Schräge Kante“ angefertigt. Als Ausgangseinstellungen werden die Werte verwendet, die das System im Automatikmodus wählt. Diese automatische Einstellung berechnet die zu verwendenden Werte anhand der Brustdicke. Da der Prüfkörper mit 46 mm PMMA von seiner Röntgenabsorption etwa einer Brustdicke von 50 mm entspricht, wird mithilfe von Abstandshaltern eine entsprechende Dicke eingestellt. Von diesen Werten ausgehend werden folgende fünf Aufnahmen angefertigt: Eine Aufnahme als **Ausgangsbild** mit den Ausgangswerten, gerundet auf einstellbare Belichtungsschritte. Eine Aufnahme mit der Hälfte und eine mit einem Viertel der Stromstärke, also halber bzw. einem Viertel der Dosis. Zwei weitere Aufnahmen, bei denen die Spannung um eine Schaltstufe (2 kV) erhöht bzw. reduziert wird und die Ladung so angepasst wird, dass sich etwa die gleiche Einfallsdosis wie in der Ausgangsaufnahme ergibt. Sämtliche Aufnahmen müssen sowohl im Rohformat („For Processing“) als auch im prozessierten Format („For Presentation“) vorliegen. Zudem müssen die Aufnahmen vorliegen, die zur Erstellung der Kennlinie benötigt werden (Siehe 2.5 BatchAnalyzer).

Des Weiteren werden Aufnahmen des CDMAM-Prüfkörpers mit unterschiedlichen Röhrenspannungen und Stromstärken angefertigt, anhand derer die Simulation später getestet werden kann (Siehe 3.4 Validierung der Simulationsroutine).

3.2 Analyse des Systems

Um mit den angefertigten Aufnahmen das System zu analysieren, wurde der BatchAnalyser um ein weiteres Bedienfeld erweitert (Siehe Abbildung 3-1). In

diesem Bedienfeld können die oben beschriebenen Aufnahmen der Software übergeben werden. Wird ein Bild geladen, werden unmittelbar die Aufnahmeparameter Spannung, Stromstärke und Einfalldosis aus den Metadaten der Bilder angezeigt. Mit einem Klick auf „**Check images**“ werden die Dateien überprüft. Es wird getestet, ob die Aufnahmeparameter den Anforderungen entsprechen, ob alle Bilder von demselben System stammen und ob eine Kennlinie zu diesem System in der Datenbank hinterlegt ist. Bei positivem Ergebnis, wird die Schaltfläche „**Simulate DR**“ freigeschaltet.

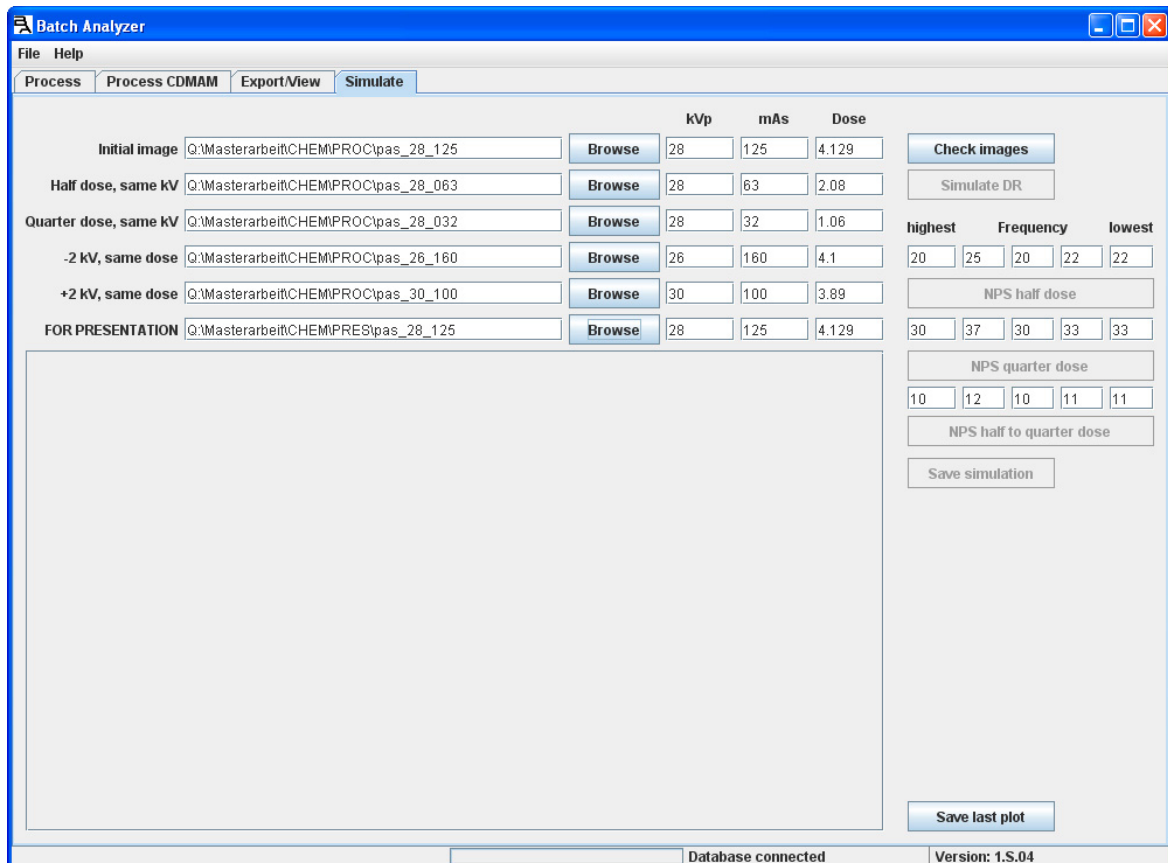


Abbildung 3-1 zeigt das neu entwickelte Bedienfeld zur Erstellung einer Simulationsroutine

3.2.1 Analyse Dynamik-Umfang

Durch Betätigung der Schaltfläche „**Simulate DR**“ werden die Änderungen des Dynamik-Umfangs in den Aufnahmen in Abhängigkeit von den Aufnahmeparametern analysiert. Dazu werden die Bilder zunächst dosislinearisiert. In den dosislinearen Daten werden dann die Grauwerte auf den einzelnen Stufen der Aluminiumtreppe gemessen und über den Aluminiumdicken der Stufen aufgetragen. Somit ergibt sich eine exponentiell fallende Funktion wie in Abbildung 3-2. Durch Reduktion der Stromstärke um einen Faktor ändert sich proportional der Vorfaktor dieser Funktion. Durch eine Reduktion der Spannung ändert sich der Exponent der Funktion. Diese Änderungen werden parametrisiert, so dass für jede beliebige Reduktion der Aufnahmeparameter die Änderungen des DR berechnet werden können. Nachdem die Analyse des DR abgeschlossen ist, werden Schaltflächen zu Analyse des Bildrauschens freigegeben.

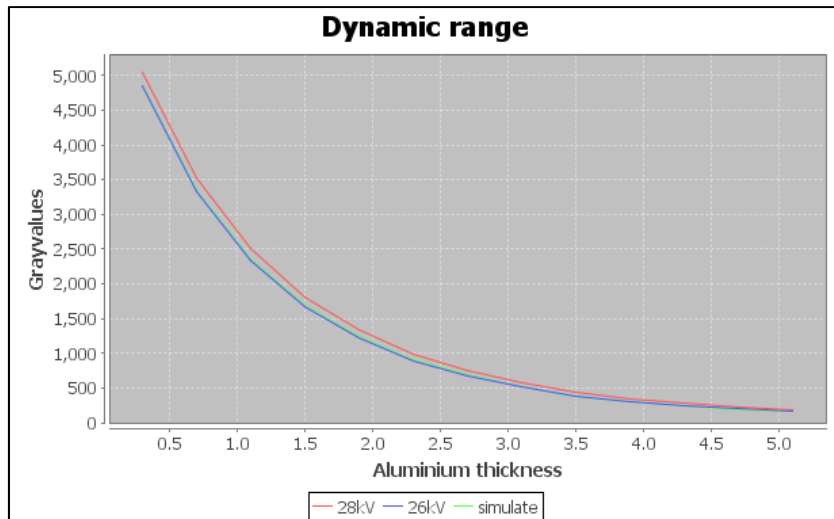


Abbildung 3-2 zeigt die Kurven für den Dynamik-Umfang bei unterschiedlichen Spannungen

3.2.2 Analyse Bildrauschen

Das Bildrauschen hat verschiedene Ursachen. Ein Anteil des Rauschens ist bedingt durch Quantenrauschen, dieser Anteil ist also bereits im Strahlenbild vorhanden. Weitere Anteile entstehen bei der Umwandlung in elektrische Ladung bei einem DR-System oder bei entsprechenden Umwandlungen in CR-Systemen. Alle Anteile können in Summe durch das NPS beschrieben werden. Je geringer die Dosis ist, desto stärker wird das gesamte Bildrauschen. Dabei kann sich die spektrale Zusammensetzung ändern.

Die Arbeitsweise der Software zur Analyse des Bildrauschens ist folgende: Zunächst werden die Änderungen des NPS zwischen verschiedenen Dosisniveaus durch Vergleiche bestimmt. Diese Änderungen werden anschließend parametrisiert, um das NPS für jedes beliebige Dosisniveau simulieren zu können.

In der Software kann Rauschen im Wavelet-Raum in den jeweiligen Frequenzbändern hinzugefügt werden (Siehe 2.6 Wavelet-Transformation). Durch Angabe von Faktoren kann gesteuert werden, wie stark das Rauschen in welchem Frequenzband verstärkt werden soll. Die Erhebung dieser Faktoren erfolgt nach der Methode „Trial and Error“. Die eingestellten Faktoren werden an einem Ausgangsbild angewendet. Das NPS des Ausgangsbildes, sowie das NPS des Zielbildes und der Simulation werden in einer Grafik angezeigt. Sind alle Faktoren korrekt, liegen die Kurven für das Zielbild und die Simulation aufeinander, siehe Abbildung 3-3. Als Kombination von Ausgangsbild / Zielbild stehen zur Verfügung: Aufnahme mit voller Dosis / halber Dosis (Reduktion auf 50%), Aufnahme mit voller Dosis / viertel Dosis (Reduktion auf 25%), Aufnahme mit halber Dosis / viertel Dosis (Reduktion auf 50%).

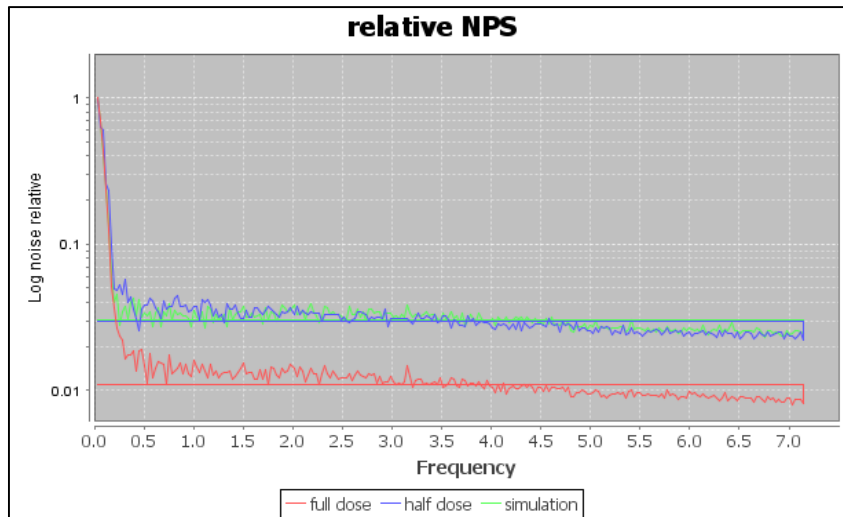


Abbildung 3-3 zeigt das NPS bei unterschiedlichen Einfallsdosen und der Simulation

In der Eingabemaske, die in Abbildung 3-4 dargestellt ist, können Faktoren für die Verstärkung des Rauschens für die verschiedene Dosisreduktionen und die einzelnen Frequenzbänder eingestellt werden. In der ersten Zeile werden die Faktoren für die Halbierung der Dosis des Ausgangsbildes angegeben, in der zweiten Zeile für eine Reduktion auf 25%. In der dritten Zeile kann die Reduktion des Bildes mit halber Dosis um 50% simuliert werden. Der erste Parameter bezieht sich jeweils auf das erste und höchste Frequenzband, der zweite auf das zweithöchste etc.

highest	Frequency		lowest	
<input type="text" value="20"/>	<input type="text" value="25"/>	<input type="text" value="20"/>	<input type="text" value="22"/>	<input type="text" value="22"/>
NPS half dose				
<input type="text" value="30"/>	<input type="text" value="37"/>	<input type="text" value="30"/>	<input type="text" value="33"/>	<input type="text" value="33"/>
NPS quarter dose				
<input type="text" value="10"/>	<input type="text" value="12"/>	<input type="text" value="10"/>	<input type="text" value="11"/>	<input type="text" value="11"/>
NPS half to quarter dose				

Abbildung 3-4 zeigt die Eingabemaske für die NPS-Simulation

Die Wirkung der einzelnen Parameter und Frequenzbänder ist in Abbildung 3-5 dargestellt.

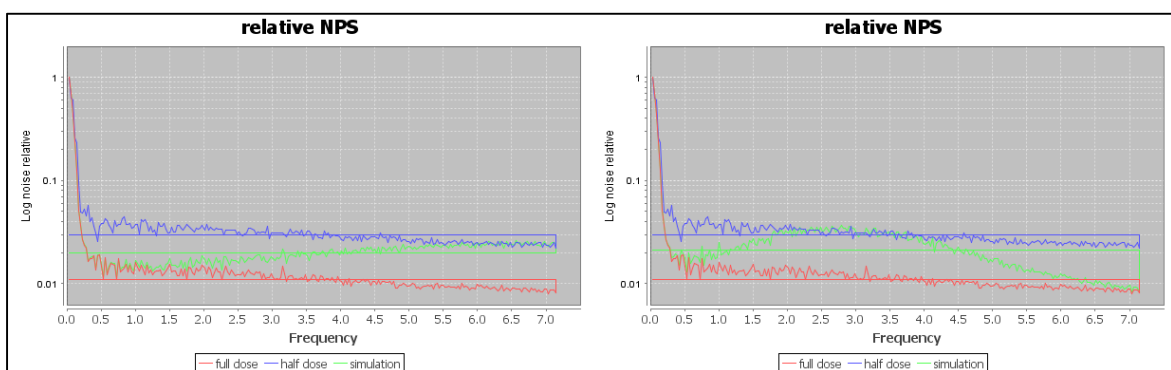


Abbildung 3-5 zeigt eine Verstärkung des Rauschens im 1., höchsten (links) und 2. (rechts) Frequenzband

Zur Anpassung der Parameter wird für das erste Frequenzband ein beliebiger Startwert eingestellt und alle übrigen Parameter der ersten Zeile werden auf null gesetzt. Durch Betätigen der Schaltfläche „NPS half dose“ wird das Ausgangsbild prozessiert. In der Grafik werden dann das NPS des Ausgangsbildes in rot, des Bildes mit halber Dosis in blau und das NPS der Simulation in grün angezeigt. Sind die Kurven für den höchsten Frequenzbereich in Deckung gebracht, wird der zweite Parameter in gleicher Weise optimiert, bis hin zum fünften. Die gleiche Methode wird dann für die zweite und dritte Zeile angewendet. Durch diese halbautomatisch ermittelten Parameter ist das Rauschverhalten des Systems ausreichend bekannt.

3.2.3 Simulationsroutine

Durch Drücken der Schaltfläche „Save simulation“ wird aus den ermittelten Parametern für DR und NPS eine sogenannte Simulationsroutine erstellt und in der Datenbank mit Informationen über das betreffende System abgespeichert.

Informationen über die MTF müssen nicht beachtet werden, da diese sich bei einer Dosisreduktion nicht ändert. Die MTF ist ausschließlich von technischen Parametern wie Geometrie der Anode und des Detektors abhängig. Abbildung 3-6 zeigt die nahezu identischen Verläufe der MTF zweier Aufnahmen mit einem Dosisunterschied von Faktor 4.

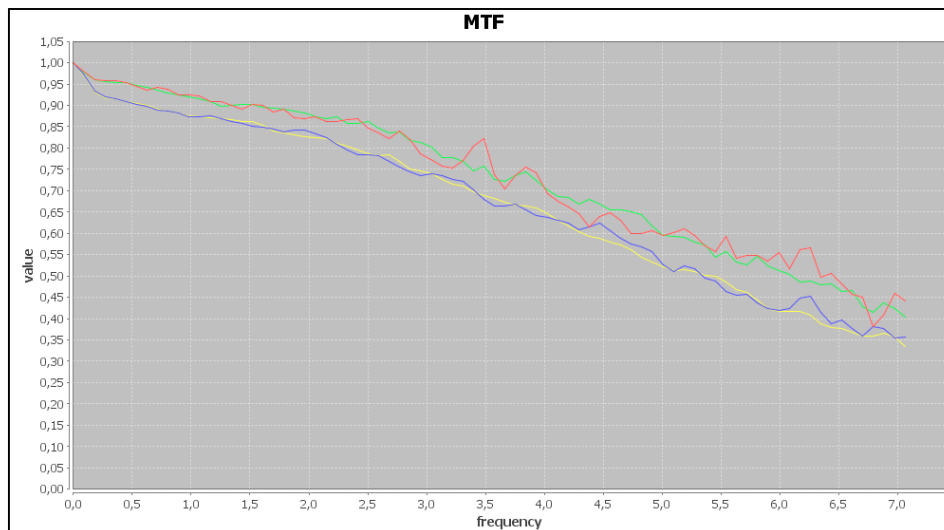


Abbildung 3-6 zeigt die horizontale und vertikale MTF zweier Aufnahmen. Eine Aufnahme mit einer Stromstärke von 32 mAs (vertikal: rot, horizontal: blau) und eine von 125 mAs (vertikal: grün, horizontal: gelb)

Saunders et al. haben die Fragestellung untersucht, ob das Bildrauschen (NPS) oder die Auflösung (MTF) einen größeren Einfluss auf die Bildqualität und die Diagnosetauglichkeit haben. Sie kommen in (68) und (69) zu dem Schluss, dass die MTF nur eine untergeordnete Rolle spielt. Kleine Veränderungen der MTF könnten also ohnehin vernachlässigt werden.

Ebenso kann auf die Berechnung der NEQ und DQE verzichtet werden, da diese nur aus den vorliegenden Parametern berechnet werden. Wenn die MTF konstant ist und

das NPS korrekt simuliert wird, müssen sich diese beiden Werte ebenfalls aus den resultierenden Bildern bestimmen lassen (Vgl. 2.1.1.3 Detective Quanta Efficiency und folgender).

3.3 Anwendung der Simulationsroutine

Um die erstellte Simulationsroutine auf beliebige Aufnahmen anwenden zu können, wurde die Stapelverarbeitung des BatchAnalyzer um die Funktion „**Simulate dose reduction**“ erweitert (Siehe Abbildung 3-7). Simuliert werden kann eine beliebige Reduktion der Aufnahmespannung und der Stromstärke. Es kann eine Reduktion auf einen Wert, um einen Wert oder auf einen Prozentsatz eingestellt werden. So können beispielsweise alle Aufnahmen auf 26 kV, um 2 kV oder auf 80 % des ursprünglichen Wertes reduziert werden. Zusätzlich besteht die Möglichkeit, die Einträge im Header der einzelnen Aufnahmen auf die Simulierten Werte zu ändern. Betroffen sind die Werte für die Aufnahmespannung, die Stromstärke und die Einfallsdosis. Die einzelnen Bilddateien werden nach der Simulation in ihrem Herkunftsordner unter gleichem Dateinamen mit einer entsprechenden Erweiterung abgelegt.

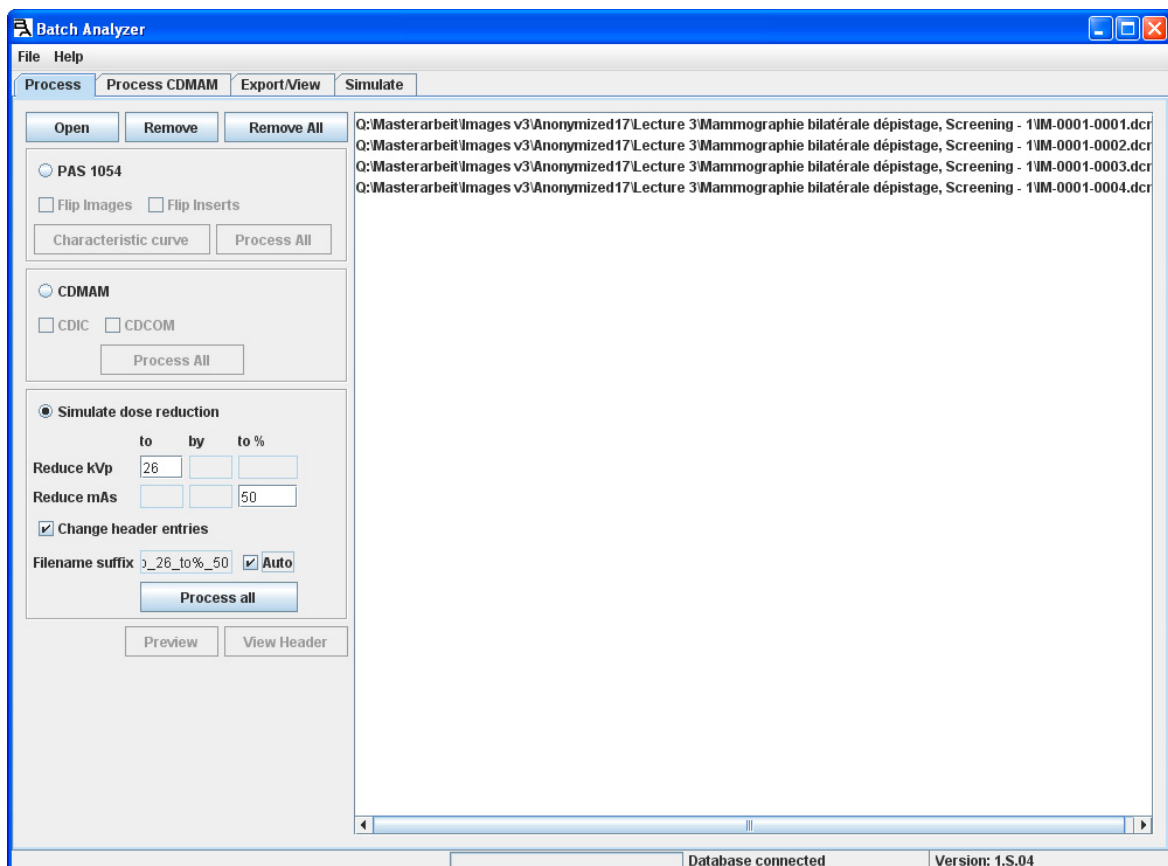


Abbildung 3-7 zeigt das Bedienfeld zur Anwendung der Simulationsroutinen auf beliebige Aufnahmen

Mit Betätigen der Schaltfläche „**Process all**“ startet die Stapelverarbeitung. Zunächst wird für jede Aufnahme geprüft, ob eine passende Routine in der Datenbank abgelegt worden ist. Kritisch kann diese Datenbankabfrage sein, wenn die Aufnahmen anonymisiert worden sind, denn dann sind die Aufnahmen in der Regel keiner

Modalität mehr zuzuordnen. Stattdessen sollten die Aufnahmen, ebenso wie die verwendeten Prüfkörperaufnahmen, synonymisiert werden. Das bedeutet, dass die Aufnahmen zwar nicht mehr direkt einem Krankenhaus, Patienten, etc. zugeordnet werden können, dass aber Aufnahmen gleicher Herkunft gleiche Bezeichnungen tragen und somit von der Software einander zugeordnet werden können. Zudem wird geprüft, ob die eingestellten Simulationen für die jeweilige Aufnahme zulässig sind. Beispielsweise darf bei keiner Aufnahme die Stromstärke erhöht werden, da diese Veränderung nicht zu simulieren ist.

In der Statusleiste des BatchAnalyzer werden Informationen über den Erfolg der Prozessierung angezeigt.

3.4 Validierung der Simulationsroutine

Die Simulationsroutine wurde anhand des DR und NPS erstellt. Zur Validierung der Simulation soll einerseits der NEQ Wert herangezogen werden, andererseits werden die Aufnahmen des CDMAM-Prüfkörpers verwendet. Von beiden Prüfkörpern werden jeweils Aufnahmen mit höherer Dosis prozessiert um die Aufnahmeeinstellungen anderer Aufnahmen mit geringerer Dosis zu simulieren. Die simulierten Aufnahmen und die echten Aufnahmen mit geringer Dosis werden mit der Stapelverarbeitung des BatchAnalyzer ausgewertet. Die Ergebnisse werden verglichen und erlauben eine Beurteilung der Genauigkeit der angefertigten Simulationsroutine (Vgl. 4.1 Physikalische Ergebnisse).

3.5 Simulierte klinische Studie

Zur Studie an Mammogrammen wurden Daten des Luxemburgischen "**Programme Mammographie**" (70) zur Verfügung gestellt. Diese Daten umfassten 39 Studien. Eine **Studie** besteht jeweils aus einer **Serie** von Aufnahmen und aus der (anonymisierten) **Befundakte**¹. Die Aufnahmen wurden mit der gleichen Modalität und der gleichen Target-Filter-Kombination angefertigt wie die Prüfkörperaufnahmen für den ersten Teil der Studie (3.1 Anfertigen der Aufnahmen). Es standen insgesamt 39 Aufnahmeserien mit jeweils meist vier Einzelaufnahmen (jeweils linke Brust / rechte Brust, sowie cranio-caudal / medio-lateral) zur Verfügung.

Bei den zur Verfügung gestellten Aufnahmen aus dem Luxemburgischen Mammographie-Screening gibt es drei verschiedene Befundergebnisse (auch Conclusion oder Kategorie).

- 1: Ohne Befund. (Gesamt **negativ**)
- 2: Auffälligkeiten vorhanden, keine Notwendigkeit einer weitergehenden Untersuchung. (Gesamt **negativ**)

¹ Einen Befund fest stellen = befunden, die Befundung

3: Auffälligkeiten vorhanden, es sind weitere Untersuchungen erforderlich.
(Gesamt **positiv**)

14 der Aufnahmeserien waren der Kategorie 3 zugeordnet, die restlichen den Kategorien 1 und 2. Durch eine randomisierte Zuordnung wurden die Aufnahmen von 19 Serien durch die Simulationsroutine entsprechend einer Dosisreduktion auf 75% prozessiert, die Aufnahmen der restlichen 20 Serien entsprechend einer Dosisreduktion auf 50%.

Die prozessierten Bilder wurden der radiologischen Leiterin des Luxemburgischen Programme Mammographie zur erneuten Befundung vorgelegt. Dabei wurden die gleichen Betrachtungsbedingungen, sowie ähnliche Dokumentationsbögen verwendet wie bei der ursprünglichen Befundung. Die Metadaten der prozessierten Aufnahmen wurden nicht geändert, um bei der Befundung keine Informationen über die Prozessierung zur Verfügung zu stellen.

Anschließend wurden die originalen Befundakten mit denen der simulierten Aufnahmen verglichen. Dabei wurden sowohl die Gesamtergebnisse, also die resultierende Kategorie, als auch die einzelnen Läsionen verglichen. Unter Läsion ist in diesem Zusammenhang jeder Einzelbefund einer einzelnen Brust zu verstehen. Also ob eine Brust ohne Auffälligkeiten war, oder ob Mikrokalke, Verdichtungen etc. zu erkennen waren.

Im Anhang ist exemplarisch ein ausgefüllter Befundbogen angefügt (Abbildung 9-1).

4 Ergebnisse

Anhand der physikalischen Ergebnisse sollte zunächst überprüft werden, wie genau die Software eine Dosisreduktion simulieren kann. Dazu wurden die Aufnahmen der Prüfkörper verwendet.

Anhand der diagnostischen Ergebnisse sollte die Fragestellung der Arbeit selbst beantwortet werden. Diese Ergebnisse beziehen sich auf die Mammogramme.

Die vollständigen Ergebnistabellen sind im Anhang zu finden (Tabelle 9-1, Tabelle 9-2, Tabelle 9-3, Tabelle 9-4). Die Befundbögen befinden sich auf der beigefügten CD.

4.1 Physikalische Ergebnisse

4.1.1 PAS 1054-Prüfkörper

Den bedeutendsten Beitrag zur Verschlechterung der Qualität bei der Reduktion der Dosis stellt das Rauschen dar. Die spektrale Verteilung des Rauschens (NPS) wurde bei der Erstellung der Simulationsroutine besonders beachtet. In den Ergebnissen soll der Mittelwert (Median) der spektralen Verteilung von originalen und simulierten Aufnahmen verglichen werden. Diesen Median NPS liefert die im BatchAnalyzer integrierte Auswertung des PAS 1054 Prüfkörpers (28).

In Abbildung 4-1 ist der Median NPS über der jeweiligen Ladung aufgetragen. Die Werte der originalen Aufnahmen sind als Rauten dargestellt, die der simulierten Aufnahmen als Kreuze. Dargestellt sind in dieser Abbildung nur Reduktionen der Ladung, keine Reduktionen der Spannung. Beispielsweise stammen also alle simulierten Aufnahmen mit 28 kV (grüne Kreuze) von echten Aufnahmen mit 28 kV (grüne Rauten). Die schwarzen Trendlinien verdeutlichen den Verlauf der originalen Aufnahmen. Die rote Trendlinie stellt den Verlauf der Simulation dar. Während sich bei den echten Aufnahmen ein nahezu idealer Verlauf der Punkte entlang der Trendlinie ergibt, zeigen sich in der Simulation größere Abweichungen. Die Verläufe beider Trendlinien zeigt eine große Übereinstimmung. Festzustellen ist, dass die Reduktion um eine Stufe, wie von 125 mAs auf 100 mAs, genauer ist als eine größere Reduktion wie von 125 mAs auf 80 mAs.

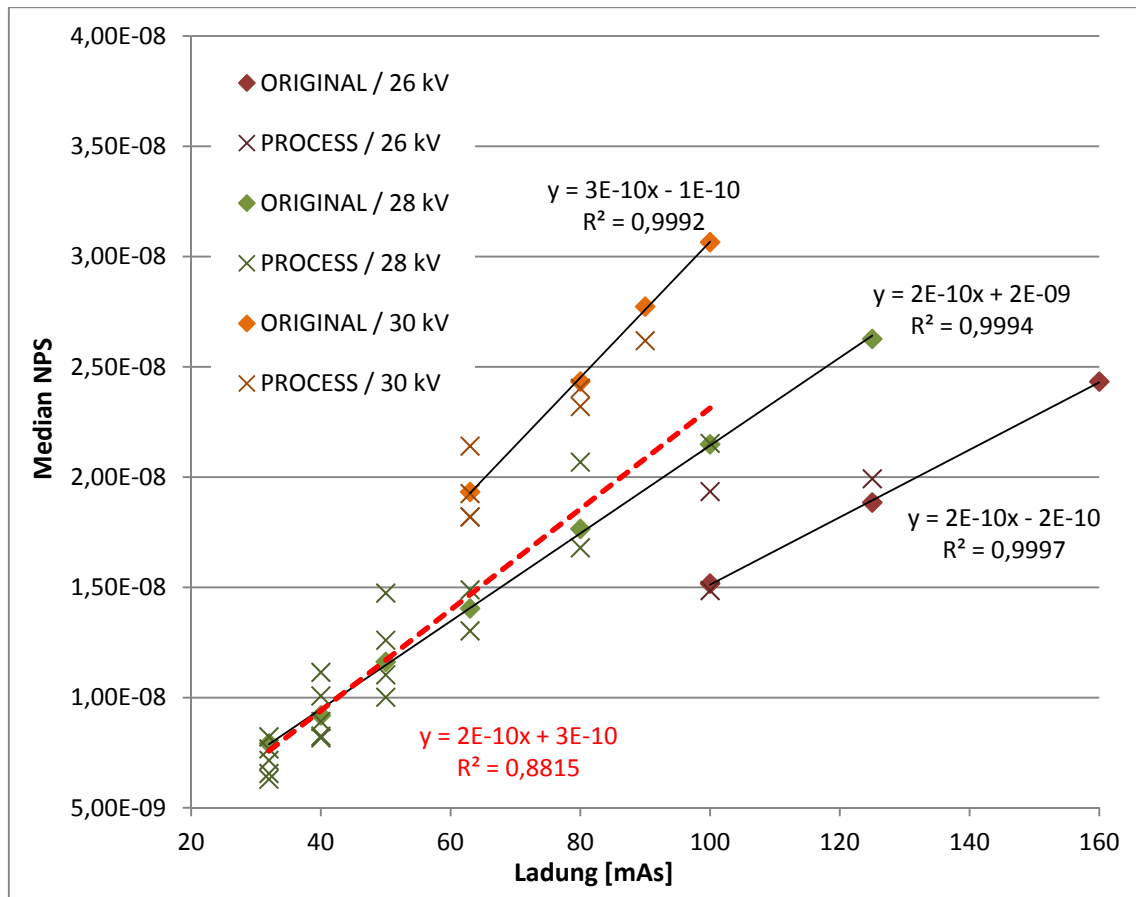


Abbildung 4-1 zeigt den Vergleich des Median NPS für Original und Simulation bei verschiedener Spannung und Ladung. Die rote Trendlinie bezieht sich auf die simulierten Aufnahmen mit 28 kV

Die Werte für die Rausch-äquivalente Quantenzahl, NEQ, wurden bei der Erzeugung der Simulationsroutine nicht berücksichtigt, sollen aber zur Validierung herangezogen werden. Das NEQ liefert ebenfalls die im BatchAnalyzer integrierte Software zur Auswertung des PAS-Prüfkörpers. In Abbildung 4-2 sind die Ergebnisse vergleichbar mit den Ergebnissen der Auswertung des NPS dargestellt. Auch hier zeigt sich eine größere Streuung der simulierten Werte gegenüber den Originalwerten. Die Trendlinie der Simulation zeigt eine große Übereinstimmung mit der Trendlinie der echten Aufnahmen, allerdings sind die simulierten Werte im Mittel etwas niedriger.

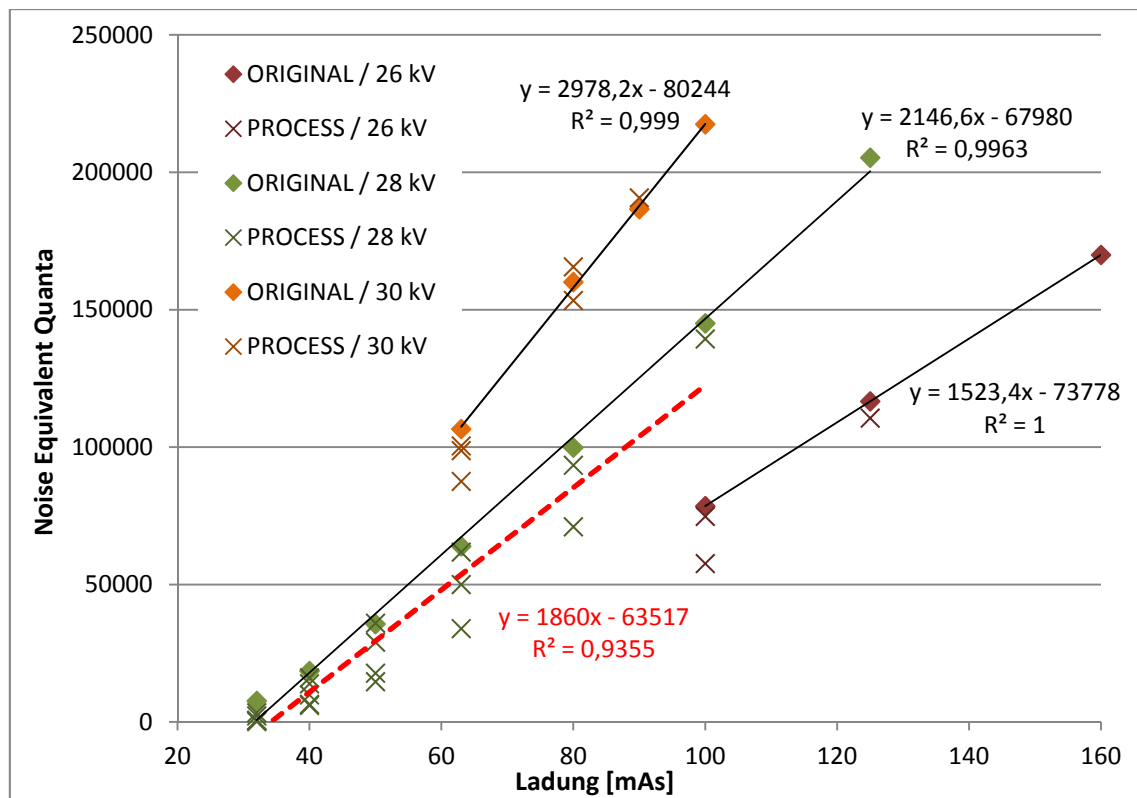


Abbildung 4-2 stellt den Verlauf des NEQ für Original und Simulation bei verschiedener Spannung und Ladung dar. Die rote Trendlinie bezieht sich auf die simulierte Aufnahme mit 28 kV

4.1.2 CDMAM-Prüfkörper

Die CDMAM-Prüfkörperaufnahmen wurden mit der Software CDMAM Image Checker (CDIC) ausgewertet (42), welche ebenfalls in den BatchAnalyzer integriert ist. Diese Software liefert unter anderem einen Wert für die Sensitivität, welcher aussagt, wie viele der Goldplättchen gefunden wurden.

Die Ergebnisse der automatisierten Auswertung sind in Abbildung 4-3 dargestellt. In der Abbildung ist die Sensitivität über der jeweiligen Ladung aufgetragen. Anhand von Farbe und Legende kann abgelesen werden, um welche Ausgangsaufnahme es sich handelt. Der blaue Balken stellt beispielsweise immer die Aufnahme dar, die mit 100 mAs angefertigt wurde. Bei 100 mAs unprozessiert, dann einmal simuliert auf 63 mAs, einmal auf 40 mAs.

Die Werte für gleiche Ladungen liegen nahe bei einander und zeigen nur geringe Schwankungen. Die Abweichungen zwischen Original und Simulation sind nicht größer als die Abweichungen zwischen den Originalen selbst. Diese Abweichungen können somit auf das Verfahren des CDMAM-Prüfkörpers, bzw. das Auswerteverfahren selbst zurückgeführt werden.

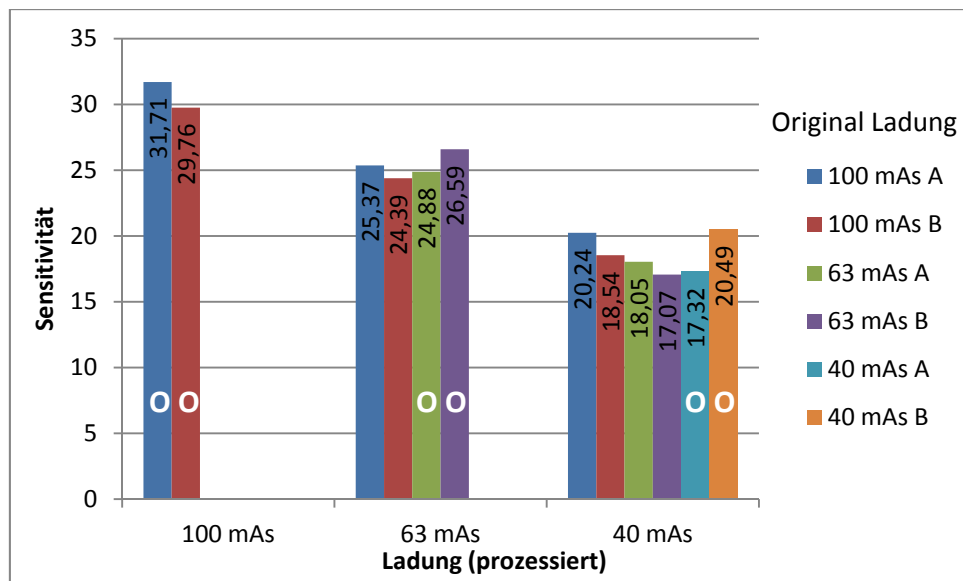


Abbildung 4-3 zeigt die Ergebnisse der Simulation an CDMAM-Aufnahmen. An der Farbe kann die ursprüngliche Ladung/Aufnahme abgelesen werden. Aufgetragen wurde die Sensitivität über der Ladung nach der Simulation. Bei den mit „0“ gekennzeichneten Aufnahmen handelt es sich um Originale

4.2 Diagnostische Ergebnisse

Zunächst sollen die Gesamtergebnisse (Conclusion) der Befundungen der originalen und der „dosisreduzierten“ Aufnahmeserien verglichen werden. In Tabelle 4-1 sind die Ergebnisse aller Serien dargestellt (zusammengefasst aus Tabelle 9-3). Es fällt auf, dass die Anzahl der Serien der Kategorie 2 zunimmt, während beide andere Kategorien abnehmen. Das bedeutet, es wurden insgesamt mehr einzelne Befunde erkannt. Sämtliche Befunde wurden aber seltener so eingestuft, dass eine Folgeuntersuchung nötig ist.

Gesamt	Conclusion	Original	Reduziert	Veränderung	Veränd. in %
39 Serien	1	15	11	-4	-27
	2	10	18	+8	+80
	3	14	10	-4	-29

Tabelle 4-1 zeigt die Conclusions aller Aufnahmeserien vor und nach der Prozessierung

In Tabelle 4-2 sind die Serien nach der Stärke der Dosisreduktion (75% und 50%) sortiert. In beiden Gruppen finden sich etwa gleich viele (19 und 20) Aufnahmeserien, auch der Anteil der Serien mit der Conclusion 3 ist in beiden Gruppen etwa gleich groß. Die übrigen Serien verteilen sich allerdings ungleich. In der 75%-Gruppe findet sich ein großer Anteil von Kategorie 1, in der anderen Gruppe von Kategorie 2. Diese ungleiche Verteilung ist darauf zurückzuführen, dass zum Zeitpunkt der randomisierten Verteilung aller Serien in die zwei Gruppen nur bekannt war, ob eine Serie der Kategorie 3 zugeordnet wurde. Die Information, ob sie im anderen Fall zu Kategorie 1 oder 2 gehörte, war erst zum Zeitpunkt der Auswertung verfügbar. Diese Verzerrung der Eingangswerte muss bei der Bewertung der Ergebnisse berücksichtigt werden.

	Conclusion	Original	Reduziert	Veränderung	Veränd. in %
75 %	1	12	6	-6	-50
19 Serien	2	1	7	+6	+600
	3	6	6	0	0
50 %	1	3	5	+2	+67
20 Serien	2	9	11	+2	+22
	3	8	4	-4	-50

Tabelle 4-2 zeigt die Conclusions der Serien sortiert nach der Stärke der simulierten Dosisreduktion vor und nach der Prozessierung

Des Weiteren kann festgestellt werden, dass in der 75%-Gruppe die Kategorie eher steigt, während sie in der 50%-Gruppe tendenziell fällt. In der ausführlichen Tabelle im Anhang (Tabelle 9-3) zeigt sich, dass es insgesamt zwei Serien gibt, die von Kategorie 1 in Kategorie 3 springen (beide 75%-Gruppe). Ebenso zwei Serien wechseln von Kategorie 3 zu Kategorie 1 (je 1mal 50%- und 75%-Gruppe). Alle weiteren Serien ändern die Kategoriezahl um maximal eins.

Im Folgenden sollen die einzelnen Läsionen verglichen werden. Als Läsion werden in diesem Zusammenhang alle im Befundbogen (Vgl. Abbildung 9-1) je Brust markierten Befunde bezeichnet. Liegt bei einer Brust keine Auffälligkeit vor, so wird die Bezeichnung Ohne Befund (**OB**) verwendet. Weitere vorkommende Befunde sind:

- Mic ben** (gutartige, benigne) Mikrokalzifikationen (Microcalcifications bénignes)
- Opac reg** Abweichungen der Dichte mit regelmäßiger Form (Opacité contour régulier)
- Opac irreg** Abweichungen der Dichte mit unregelmäßiger Form (Opacité contour irrégulier)
- Opac diff** Unklare Abweichungen der Dichte (Opacité diffuse)
- Surdens** Überdichte Bereiche (Surdensité)
- Imag stel** Sternenförmige Unregelmäßigkeiten (Image stellaire)
- Rup arch** Bruch in der Struktur (Rupture architecture)

Für die Auswertung können nur Läsionen betrachtet werden, die häufiger vorkommen, um statistische Schwankungen auszuklammern. Diese sind in Tabelle 4-3 dargestellt (zusammengefasst aus Tabelle 9-4). Bei mehr als einem Drittel der Befunde OB taucht nach der Prozessierung ein anderer Befund auf. Bei rund 20 % sind es Mikrokalzifikationen. Die ursprünglichen Mikrokalzifikationen werden in der 75%-Gruppe vollständig identisch bewertet, in der 50%-Gruppe geht ein Drittel verloren und wird als OB gewertet. Die Dichteabweichungen mit regelmäßiger Kontur werden zu 100 % identisch zugeordnet, allerdings handelt es sich nur um drei Fälle. Die Dichteabweichungen mit unregelmäßiger Kontur werden nur etwa zur Hälfte gleich bewertet. Auch hier liegt in der 75%-Gruppe nur ein einziger Fall vor.

Die anderen Läsionen gelten in dieser Studie als Einzelfälle und können daher nicht ausgewertet werden.

Läsion	Dosis [%]	Anzahl	Erkannt als		Opac	Opac	Andere
			OB	Mic ben	reg	irreg	
OB	Gesamt	48	63%	21%	8%	4%	4%
	75	31	58%	23%	13%	3%	3%
	50	17	71%	18%	0%	6%	6%
Mic ben	Gesamt	19	26%	74%	0%	0%	0%
	75	4	0%	100%	0%	0%	0%
	50	15	33%	67%	0%	0%	0%
Opac reg	Gesamt	3	0%	0%	100%	0%	0%
	75	1	0%	0%	100%	0%	0%
	50	2	0%	0%	100%	0%	0%
Opac irreg	Gesamt	8	38%	0%	13%	50%	0%
	75	1	100%	0%	0%	0%	0%
	50	7	29%	0%	14%	57%	0%

Tabelle 4-3 zeigt, welche ursprünglichen Läsionen in den prozessierten Aufnahmen wie erkannt wurden

4.2.1 Statistische Bewertung

In diesem Kapitel soll eine Bewertung der Ergebnisse mit medizinstatistischen Mitteln erfolgen. Zunächst können Sensitivität, Spezifität und Genauigkeit für das Auffinden einzelner Läsionen angegeben werden. Die Sensitivität ist die Eignung eines diagnostischen Tests, positive Befunde richtig zu identifizieren, die Spezifität macht eine identische Aussage über das erkennen negativer Befunde. Die Genauigkeit bezieht sich sowohl auf positive als auch auf negative Befunde (71 S. 39).

Dosis	Original	Prozessiert		Sensitivität	Spezifität	Genauigkeit
		Andere	Mic ben			
75 %	Original	31	7	100%	82%	83%
	Andere	0	4			
	Mic ben					
50 %	Original	27	3	67%	90%	82%
	Andere	5	10			
	Mic ben					

Tabelle 4-4 zeigt die Übereinstimmung zwischen den originalen Befunden und den Befunden nach der Prozessierung ausgedrückt durch die Sensitivität bezogen auf das Auffinden von Mikrokalzifikationen. Die Zahlen geben die absoluten Häufigkeiten an

Es zeigt sich am Beispiel der benignen Mikrokalzifikationen (Tabelle 4-4), dass die Sensitivität für das Auffinden von Läsionen mit Reduktion der Dosis abnimmt. Die

Spezifität nimmt zu. In den weniger stark reduzierten Aufnahmen werden also mehr Läsionen gefunden als in den ursprünglichen Aufnahmen. Insgesamt bleibt die Genauigkeit auf einem etwa konstanten Niveau von 80%. Diese Werte für die diagnostischen Größen Sensitivität, Spezifität und Genauigkeit beziehen sich auf die Annahme, dass der Befund des unprozessierten Bildes korrekt war (Vgl. 5.2 Dosisreduktion).

Es lässt sich für einzelne Aspekte der Studie die statistische Signifikanz berechnen. Die Signifikanz besagt, wie wahrscheinlich es ist, dass eine beobachtete Verteilung zufällig zu Stande gekommen ist (72 S. 103). Aus Tabelle 4-5 soll die Signifikanz berechnet werden. Diese Tabelle zeigt die Zuordnung von Läsionen nach Dosisreduktion sortiert. Als **Falsch** wurden alle Fälle gewertet, in denen eine ursprüngliche Läsion nicht gefunden wurde. Als **Richtig** zählen zum Einen die Fälle, in denen der ursprüngliche Befund dem des prozessierten Bildes entspricht, sowie die Fälle, in denen eine Läsion gefunden wurde, die im ursprünglichen Befund nicht enthalten ist. Die zu prüfende Hypothese dieser Verteilung ist, dass bei einer stärkeren Dosisreduktion mehr Läsionen falsch zugeordnet werden.

Erkannt	Dosisreduktion	
	75%	50%
Richtig	39	34
Falsch	3	11

Tabelle 4-5 zeigt die Erkennung von Läsionen nach Dosisreduktion sortiert. Die Zahlen sind absolute Häufigkeiten

Mit folgender Formel nach (73 S. 220) kann aus einer solchen Kreuztabelle die Signifikanz berechnet werden:

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^o \sum_{k=1}^p \frac{(n_{ik} - n_{ik}^*)^2}{n_{ik}^*} \quad (IV)$$

Dabei laufen die Indizes i und k über Spalten und Zeilen. Die Werte n_{ik} sind die beobachteten Häufigkeiten, n_{ik}^* sind die zu erwartenden Häufigkeiten und berechnen sich aus einer stochastischen Gleichverteilung nach

$$n_{ik}^* = \frac{n_i * n_k}{n} \quad (V)$$

mit n_i und n_k als Anzahl der Beobachtungen in Zeilen und Spalten und n als Anzahl der gesamten Beobachtungen. Durch Einsetzen ergibt sich $\chi^2 = 4,82$. Dieser Wert kann nun mit dem Wert der χ^2 -Verteilung verglichen werden. Bei einer Wahrscheinlichkeit von 5% ist $\chi^2(0,05) = 3,84$. Da $4,82 > 3,84$, ist die Hypothese signifikant wahr (74). Es besteht also ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Dosisreduktion und der falschen Zuordnung von Läsionen.

5 Diskussion

5.1 Software

In der vorliegenden Arbeit wurde eine Software entwickelt, welche sich zur Simulation von Dosisreduktionen eignet. Durch die Analyse des jeweiligen Systems aus Röntgenröhre, Filterung und Detektor können die Veränderungen in der Aufnahme, welche mit Änderungen der Aufnahmeeinstellungen einhergehen, parametrisiert werden. Dazu muss eine entsprechende Aufnahmereihe mit dem PAS 1054-Prüfkörper angefertigt werden.

Die Genauigkeit der entwickelten Simulationsroutine wird in Abschnitt 4.1 Physikalische Ergebnisse beschrieben. Die vorhandenen Abweichungen zwischen originalen und simulierten Aufnahmen gleichen sich statistisch aus. Besonders groß werden diese Abweichungen nur dann, wenn eine sehr große Dosisreduktion simuliert wird. So enthalten Abbildung 4-1 und Abbildung 4-2 Reduktionen von 125 auf 32 mAs. Diese extremen Dosisreduktionen sind für die Anwendung der Software aber weder sinnvoll noch erforderlich und dienen nur dem Test der Software.

Die Ergebnisse der CDMAM-Auswertung zeigen sehr deutlich das gesamte Ergebnis der Simulation. Auch hier treten Abweichungen von einer idealen Dosisproportionalität auf. Diese liegen aber in einer Größenordnung, in der sie statistisch nicht von den Abweichungen zu trennen sind, welche auch bei der Auswertung von echten Aufnahmen auftreten.

Das halbautomatische Verfahren zur Erstellung der Simulationsroutine anhand von Prüfkörperaufnahmen hat sich demnach als sinnvoll erwiesen. Auch die gewählten Verfahren der Bildverarbeitung, insbesondere die Wavelet-Transformation, haben sich als zuverlässige Werkzeuge für die gegebene Aufgabe herausgestellt.

Bei der Verwendung dieser Software gibt es einige Beschränkungen, die beachtet werden müssen. Die Software wurde bislang nur mit Aufnahmen von einem System getestet. Bei der Implementierung wurde versucht, systemspezifische Besonderheiten zu umgehen. Ob dies gelungen ist, kann nur durch Testen der Software mit entsprechenden Aufnahmen anderer Systeme festgestellt werden.

Eine entwickelte Simulationsroutine gilt jeweils nur für ein System. Wird an der gleichen Modalität die Target-Filter-Kombination verändert, muss eine neue Routine

generiert werden. Auch die integrierte Bildverarbeitung einiger Systeme, genannt Postprocessing, muss beachtet werden. Das in dieser Studie verwendete System hatte kein Postprocessing, welches die Ergebnisse beeinflusst hätte. Einige Systeme bieten beispielsweise Algorithmen zur Rauschreduktion oder zur Kontraststeigerung an. In der vorgelegten Software sind entsprechende Schnittstellen vorhanden, um auch dieses Postprocessing zu simulieren oder rückgängig zu machen. Die Software muss dazu aber um eine Automatisierung oder ein Bedienfeld für den Benutzer erweitert werden.

5.2 Dosisreduktion

Bei der Deutung der Ergebnisse in 4.2 Diagnostische Ergebnisse stellt sich zunächst eine grundsätzliche Schwierigkeit heraus. Insgesamt wurden mehr einzelne Läsionen in den Aufnahmen festgestellt als vor der Prozessierung. Es blieben weniger Serien ohne Befund (OB). Gleichzeitig geht aber die Zahl der Serien in der Kategorie 3 zurück. Das lässt darauf schließen, dass die vorhandenen Befunde von den Radiologen unterschiedlich eingestuft werden. In der Studie konnte nicht beachtet werden, ob die ursprüngliche Befundung und die Befundung der prozessierten Daten vom selben Radiologen durchgeführt wurde. Ob die jeweilige Läsion als Indikation für eine weitere Untersuchung gewertet wird, hängt auch von der beruflichen Erfahrung der einzelnen Experten ab.

Aufgeschlüsselt nach 75%- und 50%-Gruppe zeigt sich ein systematischer Unterschied. In der 75%-Gruppe gibt es vor und nach der Prozessierung die gleiche Anzahl von Serien mit der Kategorie 3, während die Anzahl in der 50%-Gruppe abnimmt. Das ist ein deutliches Indiz dafür, dass durch die stark verschlechterte Bildqualität wichtige diagnostische Merkmale verloren gehen.

Der starke Anstieg der Conclusion 2 in der 75%-Gruppe kommt in erster Linie durch die ungleiche Verteilung der Serien in die beiden Gruppen zustande. Der häufigste Fall ist dabei das Erkennen von Mikrokalzifikationen in Serien, die vorher ohne Befund waren. Eine Erklärung hierfür bietet das hinzugefügte Bildrauschen. Dieses Bildrauschen wird unter anderem in Ortsfrequenzen um 5 Linienpaare pro Millimeter verstärkt. In genau diesen Ortsfrequenzen befinden sich auch Mikrokalzifikationen. Es kann also angenommen werden, dass das starke Rauschen als Mikrokalk wahrgenommen wird. In selteneren Fällen werden Mikrokalken auch durch Rauschen überdeckt. Es ist wichtig zu beachten, dass die Mikrokalzifikationen in den vorliegenden Serien alle als gutartig (benigne) eingestuft wurden. Mikrokalken können beispielsweise auch durch Zysten mit Kalkmilch entstehen. Nur ab einer bestimmten Anzahl (≥ 5) und in einer bestimmten Form und Verteilung werden Mikrokalken als bösartig (maligne/suspekt) und damit als Anzeichen eines Karzinoms gewertet (75). Interessante Ergebnisse könnte eine Studie liefern, in der speziell diese Fälle mit der vorgestellten Software untersucht werden.

Besonderes Augenmerk muss auf die Fälle gelegt werden, in denen Serien der Kategorie 1 zu 3 oder umgekehrt zugeordnet wurden. Diese drastischen Änderungen sind ein Indiz dafür, dass eine Dosisreduktion auf 75% die Bildqualität bereits so gravierend beeinflusst, dass die Diagnostiktauglichkeit nicht weiter gewährleistet ist. Diese Aussage kann allerdings nur unter der Annahme getroffen werden, dass die ursprüngliche Diagnose absolut fehlerfrei und eindeutig war.

Die Dichteunterschiede mit regelmäßiger Kontur wurden auch in den simulierten Aufnahmen alle gleich zugeordnet. Es handelt sich aber nur um eine statistisch nicht belastbare kleine Anzahl. Die mit unregelmäßiger Form zeigen deutliche Abweichungen. Besonders in der 50%-Gruppe gehen viele einzelne Indikatoren verloren. In der 75%-Gruppe stand nur ein einziger Fall zur Auswertung zur Verfügung.

Aus einigen Messdaten wurde in Abschnitt 4.2.1 Statistische Bewertung die Signifikanz bestimmt. Die Signifikanz ist ein häufig verwendetes Maß, um die Aussagekraft von klinischen Studien zu bewerten. In der vorliegenden Arbeit eignet sich diese Methode nur bedingt. Zum einen handelt es sich um sehr kleine Datenmengen, was aus mathematischer Sicht die Berechnung unsicher macht. Im gewählten Beispiel liegen die Erwartungswerte nur knapp über dem Minimum von 5 (74). Aus medizinischer Sicht werden Studien zum anderen erst ab einer umfangreicheren Zahl von Häufigkeiten als statistisch belastbar angesehen (72 S. 17).

Insgesamt kann zusammengefasst werden, dass es viele Indizien gibt, die eine Dosisreduktion negativ bewerten. Mehrere Indizien sprechen gegen eine Reduktion auf 50%, einige auch gegen eine Reduktion auf 75%. Die Abweichungen in der 75%-Gruppe sind aber nicht so gravierend, als dass nicht eine Dosisreduktion um einen etwas geringeren Prozentsatz möglich erscheint.

Die Fragestellung kann nur durch eine weitere, größere Studie beantwortet werden. Diese Studie kann mit der entwickelten Software durchgeführt werden. Folgende Schwierigkeiten, welche sich bei dieser Studie ergeben haben, müssen vermieden werden.

- Die Serien mit den Conclusions 1 und 2 wurden in der vorliegenden Studie randomisiert auf die 50%- und 75%-Gruppe verteilt. Diese Zuordnung hat sich als nicht geeignet erwiesen, da es zu einer statistischen Verzerrung der Ergebnisse gekommen ist. Es sollte auf eine gleichmäßigere Verteilung geachtet werden. Bei einer deutlich größeren Anzahl von Aufnahmeserien ist eine solche Verzerrung statistisch gesehen sehr viel unwahrscheinlicher.
- In der vorliegenden simulierten klinischen Studie wurden keine Änderungen der Röntgenröhrenspannung beachtet. Dieser zusätzliche Parameter hätte die zur Verfügung stehenden Daten in mehr kleinere Gruppen unterteilt und somit die Aussagekraft der einzelnen Ergebnisse geschmälert.

- Es ist nicht bekannt und eher unwahrscheinlich, dass die ursprünglichen Befunde von der gleichen Radiologin gestellt wurden, wie die Befunde der simulierten Aufnahmen. Häufig ist bei medizinischen Fragestellungen die Interobserver-Variabilität deutlich größer als die Intraobserver-Variabilität (76)(77). Zudem standen bei der ursprünglichen Diagnose jeweils die Aufnahmen aus den Vorjahren zur Verfügung, um gegebenenfalls Entwicklungen von bestimmten Merkmalen nachvollziehen zu können. Es sollte daher auf möglichst identische Bedingungen bei den jeweiligen Betrachtungen geachtet werden, so dass die Kausalität eindeutig belegt werden kann.

5.3 Korrelation der Ergebnisse

Abschließend soll versucht werden, die Ergebnisse der technischen Prüfkörperauswertung mit denen der diagnostischen Auswertung zu korrelieren. Aufgrund der relativ kleinen Anzahl von betrachteten Aufnahmen und Serien kann aus dieser Studie sicherlich kein absoluter Grenzwert für eine diagnostische Befundqualität abgeleitet werden. Allerdings lassen sich grobe Schlüsse ziehen und es lässt sich ebenso eine Aussage darüber treffen, wie in einer möglichen Folgestudie entsprechende Grenzwerte evaluiert werden könnten.

Für die Anfertigung der Prüfkörperaufnahmen wurde zunächst die Automatik des Systems verwendet. Es ergab sich eine Einstellung von (gerundet) 28 kV / 125 mAs bei einer Kompressionsdicke von 52 mm. Es soll nun angenommen werden, dass eine Dosisreduktion auf 75% gerade unterhalb der tolerierbaren Schwelle für die diagnostische Qualität liegt. Somit kann davon ausgegangen werden, dass die technischen Qualitätsparameter, welche sich mit der Aufnahmeeinstellung 28 kV / 100 mAs ergeben, als Mindestanforderung für das betrachtete Systeme gelten. Für die Auswertung des PAS 1054-Prüfkörpers entspricht das einem NEQ von 150.000. Der CDMAM Image Checker erbringt eine Sensitivität von rund 30%.

Mit dem beschriebenen Verfahren und unter Berücksichtigung der Hinweise ließe sich in einer größeren Studie eine vollständige Korrelation zwischen Prüfkörperauswertungen und diagnostischer Tauglichkeit herstellen. Die ermittelten Werte für die Prüfkörperauswertungen können dann dazu genutzt werden, die Dosis gemäß dem ALARA-Prinzip an den im Screening eingesetzten Modalitäten so gering wie sinnvollerweise möglich einzustellen.

6 Literaturverzeichnis

1. ÄrzteZeitung.de. *Brustkrebs bei Frauen häufigste Todesursache*. [Online] 1. September 2008. [Zitat vom: 29. Oktober 2011.]
<http://www.aerztezeitung.de/medizin/krankheiten/krebs/mamma-karzinom/article/509044/brustkrebs-frauen-haeufigste-todesursache.html?sh=7&h=-1423660743>.
2. **Boyle, P. und Levin, B., [Hrsg.]**. *World Cancer Report 2008*. Lyon Cedex : International Agency for Research an Cancer, 2008.
3. **Gieseke, Susanne**. ÄrzteZeitung.de. *Mamma-Screening - die Quote macht Sorgen*. [Online] 20. Mai 2010. [Zitat vom: 30. Oktober 2011.]
<http://www.aerztezeitung.de/medizin/krankheiten/krebs/mamma-karzinom/article/603449/mamma-screening-quote-macht-sorgen.html?sh=3&h=-1423660743>.
4. **Bördlein, Ingeborg**. ÄrzteZeitung.de. *Bei Krebsvorstufen der Brust betragen die Heilungschancen nahezu 100 Prozent*. [Online] 20. Mai 2010. [Zitat vom: 30. Oktober 2011.]
<http://www.aerztezeitung.de/medizin/krankheiten/krebs/mamma-karzinom/article/603420/krebsvorstufen-brust-betragen-heilungschancen-nahezu-100-prozent.html>.
5. **Hammerschmidt, Reinhard**. good eHealth. *Luxembourg digital mammography programme*. [Online] 2. Mai 2009. [Zitat vom: 14. November 2011.]
<http://kb.good-ehealth.org/search.do>.
6. **Perry, N., et al.** *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. Fourth Edition. Luxembourg : European Communities, 2006.
7. EPQC, European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. Addendum Digitale Mammography (ADM), Fourth Edition, European commission. s.l. : Eurpean commission, 2006. Bd. Fourth Edition.

8. **Kraywinkel, K, et al.** *Brustkrebs, Ergebnisse aus dem Regierungsbezirk Münster 1999-2004*. Münster : Epidemiologisches Krebsregister NRW gGmbH, 2007. Schwerpunktbericht 2.
9. **Schenz, Alfred.** Systeme für Mammographie. [Hrsg.] Heinz Morneburg. *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik*. Erlangen : Publicis MCD Verlag, 1995, 8.3.4, S. 415ff.
10. **Bittorf, Hansjörg.** Erzeugung von Röntgen- und Gammastrahlung. [Hrsg.] Heinz Morneburg. *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik*. Erlangen : Publicis MCD Verlag, 1995.
11. **Hertrich, Peter.** *Röntgenaufnahmetechnik: Grundlagen und Anwendung*. Erlangen : Publicis Corporate Publishing, 2004.
12. **Hoeschen, Christoph.** *Dissertation: Das reale Strahlenbild bei einer Röntgenthoraxaufnahme*. Magdeburg : Otto-von-Guericke-Universität, 2001.
13. **Boone, J. M.** X-Ray Production, Interaction, and Detection in Diagnostic Imaging. [Buchverf.] J. Beutel, H. L. Kundel und R. L. Van Metter. *Handbook of Medical Imaging*. Bellingham, Washington : SPIE - The International Society for Optical Engineering, 2000, Bd. 1: Physics and Psychophysics.
14. **Nagel, H. D.** *Dosisgrößen für die Röntgendiagnostik*. Hamburg : Philips Medizin Systeme, Abteilung Wissenschaft & Technik, 2004.
15. **Keil, Peter.** Bildgüte. [Hrsg.] Heinz Morneburg. *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik*. Erlangen : Publicis MCD Verlag, 1995.
16. **Bundesamt für Strahlenschutz.** Das Bundesamt für Strahlenschutz. *Akute Strahlenschäden (auch deterministische Strahlenwirkung, Strahlungs-Frühschäden)*. [Online] 28. Dezember 2010. [Zitat vom: 14. November 2011.] http://www.bfs.de/de/ion/wirkungen/akut_strahlenschaeden.html.
17. **Dersee, Thomas.** Schwache Röntgenstrahlung kann die Erbsubstanz nachhaltiger schädigen als angenommen. *Strahlentelex*. 2003, 392-393, S. 6-7.
18. EAN Strategic Plan 2010-2015. Fontenay-aux-Roses, France : European ALARA Network, July 2010.
19. **ICRP.** Recommendations of the ICRP. *ICRP Publication 26*. Oxford : Pergamon Press, 1977.
20. **Blendl, C, Herman, K. P. und Mertelmeier, K. P.** *PAS 1054: Anforderungen und Prüfverfahren für digitale Mammographie-Einrichtungen*. Berlin : Beuth-Verlag, 2005.

21. **Gagne, Robert M., Gallas, Brandon D. und Myers, Kyle J.** Toward objective and quantitative evaluation of imaging systems using images of phantoms. *Med. Phys.* January 2006, Bd. 33, 1, S. 83-95.
22. **Marshall, N. W.** A comparison between objective and subjective image quality measurements for a full field digital mammography system. *Phys. Med. Biol.* 2006, Bd. 51, S. 2441-2463.
23. ICRU Report 54: Medical Imaging - The Assessment of Image Quality, Bethesda (USA), 1996.
24. *Dose dependence of mass and microcalcification detection in digital mammography: Free response human observer studies.* **Ruschin, M, et al.** 2, February 2007, *Med. Phys.*, Bd. 34, S. 400-407.
25. **Saunders, Robert, et al.** Simulation of Mammographic Lesions. *Acad Radiol.* June 2006, Bd. 13, 7, S. 860-870.
26. **Samei, Ehsan, et al.** Digital Mammography: Effects of Reduced Radiation Dose on Diagnostic Performance. *Radiology.* May 2007, Bd. 243, 2, S. 396-404.
27. **Saunders, R. S. und Samei, E.** A method for modifying the image quality parameters of digital radiographic images. *Med. Phys.* 2003, Bd. 11, 30, S. 3006-3017.
28. *Ergebnisse einer automatischen Auswertung von Prüfkörperaufnahmen nach PAS 1054 und IEC 62220-1-2 an unterschiedlichen Typen digitaler Mammografie-Röntgeneinrichtungen.* **Blendl, C, Schreiber, A C und Buhr, H.** 2009, *Fortschr Röntgenstr*, Bd. 181, S. 979-988.
29. IEC 62 220-1-2, Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1: Determination of the detective quantum efficiency - Section 2: Mammography detectors, 2007.
30. *MTF and NPS measurements including X-ray scatter - application in a digital mammography system.* **Perez-Ponce, H, et al.** Wien : ECR (European Congress of Radiology), 2007.
31. ICRU Report 41: Modulation Transfer Function of Screen- Film Systems, Bethesda (USA), 2007.
32. **Cunningham, I. A. und Fenster, A.** A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation. *Med Phys.* 1987, Bd. 14, S. 533.
33. **Hanson, Kenneth M.** A simplified method of estimating noise power spectra. [Hrsg.] J T Dobbins und J M Boone. *Physics of Medical Imaging.* 1998, S. 243-250.

34. **Cunningham, I. A.** Applied Linear-Systems Theory. [Buchverf.] J. Beutel, H. L. Kundel und R. L. Van Metter. *Handbook of Medical Imaging*. Bellingham, Washington : SPIE - The International Society for Optical Engineering, 2000, Bd. 1: Physics and Psychophysics.
35. **Siewerdsen, J H, et al.** Signal, noise power spectrum, and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel imagers for diagnostic radiology. *Med. Phys.* May 1998, Bd. 25, 5, S. 614-628.
36. **Ranger, Nicole T, et al.** Assessment of Detective Quantum Efficiency: Intercomparison of a Recently Introduced International Standard with Prior Methods. *Radiology*. June 2007, Bd. 243, 3, S. 785-795.
37. **Illers, Hartmut, et al.** Measurement of the detective quantum efficiency (DQE) of digital x-ray imaging devices according to the standard IEC 62220-1. *Proc. SPIE 5368*. 2004, 177.
38. **Illers, H., Buhr, E. und Hoeschen, C.** Measurement of the detective quantum efficiency (DQE) of digital x-ray detectors according to the novel standard IEC 62220-1. *Radiation protection dosimetry*. 2005, 114, S. 39-44.
39. **Artinis Medical Systems B.V.** CDMAM 3.4. *Artinis Medical Systems*. [Online] 2011. [Zitat vom: 24. November 2011.] http://www.artinis.com/product/cdmam_34.
40. **Thomas, Jerry A., et al.** Contrast-detail phantom scoring methodology. *Med. Phys.* March 2005, Bd. 32, 3, S. 807-814.
41. **Karssemeijer, N. und Thijssen, M. A. O.** Determination of contrast-detail curves of mammography systems by automated image analysis. [Hrsg.] K. Doi, et al. *Digital Mammography*. 1996, S. 155-160.
42. **Loos, Clemens.** *Diplomarbeit: Entwicklung einer Software zur Auswertung von CDMAM-Prüfkörperaufnahmen*. Köln : Fachhochschule Köln, 2008.
43. *Vergleich zweier automatischer Verfahren zur Auswertung von CDMAM-Prüfkörperaufnahmen.* **Blendl, C, Loos, C und B, Eiben.** 2009, Fortschr Röntgenstr, Bd. 181, S. 637-643.
44. **Schreiter, N. F., et al.** Qualitative JPEG 2000 Compression in Digital Mammography - Evaluation Using 480 Mammograms of the CDMAM Phantom. *Fortschr Röntgenstr.* 2011, Bd. 183, S. 650-657.
45. **National Electrical Manufacturers Association.** *DICOM Homepage*. [Online] 2011. [Zitat vom: 25. November 2011.] <http://medical.nema.org/standard.html>.

46. **Mildenberger, P., Eichelberg, M. und Martin, E.** Introduction to the DICOM standard. *European Radiology*. 2001, Bd. 12, 4, S. 920-927.
47. **Bidgood Jr, W. D., et al.** Understanding and Using DICOM, the Data Interchange Standard for Biomedical Imaging. *J Am Med Inform Assoc*. 1997, Bd. 4, 3, S. 199-212.
48. **Oracle Corporation.** Oracle Technology Network for Java Developers. *Oracle / Hardware and Software, Engineered to Work Together*. [Online] [Zitat vom: 21. November 2011.] <http://www.oracle.com/technetwork/java/index.html>.
49. **Ullenboom, Christian.** *Java ist auch eine Insel*. Bonn : Galileo Computing, 2012.
50. **Eclipse Foundation, Inc.** *Eclipse - The Eclipse Foundation open source community website*. [Online] [Zitat vom: 21. November 2011.] <http://www.eclipse.org/>.
51. **National Institute of Health.** *ImageJ*. [Online] 4. Juni 2011. [Zitat vom: 21. November 2011.] <http://rsbweb.nih.gov/ij/index.html>.
52. **Burger, Wilhelm und Burge, Mark J.** *Digitale Bildverarbeitung*. Berlin Heidelberg : Springer-Verlag, 2006.
53. **Centre de Recherche Public Henri Tudor.** Download TUDOR DICOM Tools [CR SANTEC]. *WORKING TO IMPROVE HEALTH CARE IN LUXEMBOURG [CR SANTEC]*. [Online] 29. August 2011. [Zitat vom: 21. November 2011.] <http://www.santec.lu/project/optimage/dicom/download>.
54. **Hermen, Johannes, Jahnen, Andreas und Moll, Christian.** *Latest Features and Improvements on Tudor DICOM Tools*. Luxembourg : ImageJ User and Developer Conference, 2010. S. 244-246, Conference Proceedings.
55. **Hermen, Johannes, Moll, Christian und Jahnen, Andreas.** Solving Annoying DICOM Problems Using IMAGEJ and the Tudor DICOM Tools. *Global Telemedicine and eHealth Updates: Knowledge Resources*". 2009, Bd. 9.
56. **Bäni, Werner.** *Wavelets: eine Einführung für Ingenieure*. Oldenbourg : Oldenbourg Wissenschaftsverlag, 2002.
57. *Information Technology - JPEG XR image coding system: Image coding specification*. Telecommunication Standardization Sector, International Telecommunication Union. 2009. Recommendation / International Standard. ITU-T Rec. T.832 | ISO/IEC 29199-2.
58. **Hubbard, Barbara Burke.** *Wavelets: Die Mathematik der kleinen Wellen*. Berlin : Birkhäuser, 1997.

59. *A versatile wavelet domain noise filtration technique for medical imaging.*
Pizurica, A, et al. 3, March 2003, IEEE Transactions on Medical Imaging, Bd. 22, S. 323-331.
60. **Daubechies, Ingrid.** *Ten Lectures on Wavelets.* Philadelphia : Society for Industrial and Applied Mathematics, 1992.
61. **Stoffel, Alexander.** *Wavelets und Filterbänke.* Fakultät für Informations-, Medien- und Elektrotechnik, Cologne University of Applied Sciences. 2011. Vorlesungsskript.
62. **Strang, Gilbert und Nguyen, Truong.** *Wavelets and Filter Banks.* Wellesley : Wellesley-Cambridge Press, 1996.
63. **Burrus, C. Sidney, Gopinath, Ramesh A. und Guo, Haitao.** *Introduction to wavelets and wavelet transforms: a primer.* New Jersey : Prentice Hall, 1998.
64. **École Polytechnique Fédérale de Lausanne.** BIG>Fractional Splines Wavelets. EPFL | École Polytechnique Fédérale de Lausanne. [Online] 20. Februar 2007. [Zitat vom: 20. Oktober 2011.] <http://bigwww.epfl.ch/demo/fractsplines/index.html>.
65. *Fractional Splines and Wavelets.* **Unser, M und Blu, T.** 1, March 2000, SIAM Review, Bd. 42, S. 43-67.
66. *A Complete Family of Scaling Functions: The (α, τ) -Fractional Splines.* **Blu, T und Unser, M.** Hong Kong SAR : s.n., 2003. Proceedings of the Twenty-Eighth IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (ICASSP'03). S. 421-424.
67. *The Fractional Spline Wavelet Transform: Definition and Implementation.* **Blu, T und Unser, M.** Istanbul : s.n., 2000. Proceedings of the Twenty-Fifth IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (ICASSP'00). Bd. 1, S. 512-515.
68. **Saunders, R. S., Samei, E. und Hoeschen, C.** Impact of resolution and noise characteristics of digital radiographic detectors on the detectability of lung nodules. *Med. Phys.* 2004, Bd. 31, S. 1603-1613.
69. **Saunders, Robert S, et al.** Does image quality matter? Impact of resolution and noise on mammographic task performance. *Med. Phys.* October 2007, Bd. 34, 10, S. 3971-3981.
70. **Ministère de la Santé.** Programme Mammographie. *Ministère de la Santé.* [Online] [Zitat vom: 22. November 2011.] <http://www.ms.public.lu/fr/activites/programme-mammographie/index.html>.
71. **Ulrich, S.** *Präventivmedizin und Informed Consent.* Berlin : Lit Verlag, 2008.

72. **Stengel, D., Bhandari, M. und Hanson, B., [Hrsg.]**. *Statistik und Aufbereitung klinischer Daten*. Stuttgart, New York : Georg Thieme Verlag, 2010.
73. **Bortz, J. und Döring, N.** *Forschungsmethoden und Evaluation für Human- und Sozialwissenschaftler*. Heidelberg : Springer Medizin Verlag, 2006.
74. **Dubben, H.-H. und Beck-Bornholdt, H.-P.** Die Bedeutung der statistischen Signifikanz. [Hrsg.] A. Diekmann. *Methoden der Sozialforschung*. Wiesbaden : VS-Verlag für Sozialwissenschaften, 2006.
75. *Mikrokalk-Anordnung und Malignomrisiko: Gruppenformen und Dignität*. **Mundinger, A.** Frankfurt am Main : s.n., 2007. Konsensustreffen: Mikrokalk.
76. **Duijm, L. E. M., et al.** Inter-observer variability in mammography screening and effect of type and number of readers on screening outcome. *British Journal of Cancer*. 24. März 2009, Bd. 100, 6, S. 901-907.
77. **Skaane, P., et al.** Observer variability in screen-film mammography versus full-field digital mammography with soft-copy reading. *European Radiology*. Juni 2008, Bd. 18, 6, S. 1134-1143.

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1 zeigt den schematischen Aufbau einer Röntgenröhre. Quelle: commons.wikimedia.org, Wikimedia Foundation Inc.	4
Abbildung 1-2 zeigt die relative Verteilung zweier Röntenspektren bei 28 kV Röhrenspannung mit unterschiedlichem Target. Quelle der Daten: X-ray Toolbox, Siemens, https://w9.siemens.com/cms/oemproducts/Home/X- rayToolbox/Pages/X-rayToolbox.aspx	5
Abbildung 1-3 zeigt die relative Verteilung zweier Röntenspektren bei 28 kV Röhrenspannung mit und ohne Filterung. Quelle der Daten: X-ray Toolbox, Siemens, https://w9.siemens.com/cms/oemproducts/Home/X- rayToolbox/Pages/X-rayToolbox.aspx	6
Abbildung 2-1 zeigt die Grundplatte mit einem Einsatz in der Strukturplatte des PAS 1054-Prüfkörpers. Quelle: www.pehamed.de , PEHA med. Geräte GmbH	9
Abbildung 2-2 zeigt eine ideale und reale MTF-Kurve. Quelle: commons.wikimedia.org, Wikimedia Foundation Inc.	10
Abbildung 2-3 zeigt beispielhaft den Verlauf einer NPS-Kurve	11
Abbildung 2-4 zeigt ein Foto des CDMAM-Prüfkörpers der Firma artinis. Quelle: www.artinis.com , Artinis Medical Systems B. V.....	13
Abbildung 2-5 zeigt die Stapelverarbeitung im BatchAnalyzer	16
Abbildung 2-6 zeigt die Suchmaske für die Datenbank im BatchAnalyzer	17
Abbildung 2-7: Eine Wavelet-Funktion. Quelle: de.wikipedia.org , Wikimedia Foundation Inc.	18
Abbildung 2-8: Der Wavelet-Raum in der ersten (links) und zweiten (rechts) Skalierungsstufe. Der Kontrast der Koeffizienten wurde zur besseren Visualisierung angehoben.....	18
Abbildung 3-1 zeigt das neu entwickelte Bedienfeld zur Erstellung einer Simulationsroutine.....	21

Abbildung 3-2 zeigt die Kurven für den Dynamik-Umfang bei unterschiedlichen Spannungen.....	22
Abbildung 3-3 zeigt das NPS bei unterschiedlichen Einfallsdosen und der Simulation	23
Abbildung 3-4 zeigt die Eingabemaske für die NPS-Simulation	23
Abbildung 3-5 zeigt eine Verstärkung des Rauschens im 1., höchsten (links) und 2. (rechts) Frequenzband.....	23
Abbildung 3-6 zeigt die horizontale und vertikale MTF zweier Aufnahmen. Eine Aufnahme mit einer Stromstärke von 32 mAs (vertikal: rot, horizontal: blau) und eine von 125 mAs (vertikal: grün, horizontal: gelb).....	24
Abbildung 3-7 zeigt das Bedienfeld zur Anwendung der Simulationsroutinen auf beliebige Aufnahmen.....	25
Abbildung 4-1 zeigt den Vergleich des Median NPS für Original und Simulation bei verschiedener Spannung und Ladung. Die rote Trendlinie bezieht sich auf die simulierten Aufnahmen mit 28 kV	29
Abbildung 4-2 stellt den Verlauf des NEQ für Original und Simulation bei verschiedener Spannung und Ladung dar. Die rote Trendlinie bezieht sich auf die simulierten Aufnahmen mit 28 kV	30
Abbildung 4-3 zeigt die Ergebnisse der Simulation an CDMAM-Aufnahmen. An der Farbe kann die ursprüngliche Ladung/Aufnahme abgelesen werden. Aufgetragen wurde die Sensitivität über der Ladung nach der Simulation. Bei den mit „O“ gekennzeichneten Aufnahmen handelt es sich um Originale.....	31
Abbildung 9-1 zeigt exemplarisch einen Befundbogen einer prozessierten Serie	49

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 4-1 zeigt die Conclusions aller Aufnahmeserien vor und nach der Prozessierung.....	31
Tabelle 4-2 zeigt die Conclusions der Serien sortiert nach der Stärke der simulierten Dosisreduktion vor und nach der Prozessierung	32
Tabelle 4-3 zeigt, welche ursprünglichen Läsionen in den prozessierten Aufnahmen wie erkannt wurden	33
Tabelle 4-4 zeigt die Übereinstimmung zwischen den originalen Befunden und den Befunden nach der Prozessierung ausgedrückt durch die Sensitivität bezogen auf das Auffinden von Mikrokalzifikationen. Die Zahlen geben die absoluten Häufigkeiten an.....	33
Tabelle 4-5 zeigt die Erkennung von Läsionen nach Dosisreduktion sortiert. Die Zahlen sind absolute Häufigkeiten.....	34
Tabelle 9-1 zeigt die Ergebnisse der PAS 1054-Prüfkörperauswertung für die Validierung der Simulationsroutine. Vgl. 4.1.1 PAS 1054-Prüfkörper	50
Tabelle 9-2 zeigt die Ergebnisse der Auswertung des CMAM-Prüfkörpers mit CDIC. Vgl. 4.1.2 CDMAM-Prüfkörper	52
Tabelle 9-3 zeigt die Conclusions der einzelnen Serien vor und nach der Prozessierung. Vgl. 4.2 Diagnostische Ergebnisse für Erläuterungen.....	53
Tabelle 9-4 zeigt die Ergebnisse der diagnostischen Auswertung nach einzelnen Läsionen. Vgl. zur Erläuterung 4.2 Diagnostische Ergebnisse	54

9 Anhang

Abbildung 9-1 zeigt exemplarisch einen Befundbogen einer prozessierten Serie

Patient Name: <u>03</u>			
	RB	LB	
Clarté	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Microcalcifications
Opacité			- bénignes <input checked="" type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/>
- Contour régulier	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	- suspectes <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
- Conour irrégulier	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Rétraction
Surdensité	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Signes cutanés
Image stellaire	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Opacité diffuse
Rupture architecture	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Champ libre 3
Prothèse(s)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Champ libre 4
Anomalie nouvelle	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Revue RX _____			
Remarque			
Coclusion <u>21</u>			

Incidence cranio-caudale

Incidence axillaire

Tabelle 9-1 zeigt die Ergebnisse der PAS 1054-Prüfkörperauswertung für die Validierung der Simulationsroutine. Vgl. 4.1.1 PAS 1054-Prüfkörper

Index	ORIGINAL	kV Simulation	Ladung [mAs] Original	Ladung [mAs]	Spannung [kVp] Original	Spannung [kVp]	Entrance Dose [mGy]	Median NPS	Mean NPS	System Power	NEQ
70		NEIN	125	100	26	26	2,56	1,49E-08	1,63E-08	0,131	74792,58566
68		NEIN	160	100	26	26	2,56	1,93E-08	2,09E-08	0,1	57669,10652
128		NEIN	160	125	26	26	3,20	1,99E-08	2,20E-08	0,137	110585,2429
131	JA	NEIN	100	100	26	26	2,56	1,52E-08	1,68E-08	0,133	78548,29963
71	JA	NEIN	125	125	26	26	3,20	1,88E-08	2,07E-08	0,145	116667,0722
69	JA	NEIN	160	160	26	26	4,10	2,43E-08	2,68E-08	0,154	169955,0997
122		NEIN	50	32	28	28	1,06	6,30E-09	6,81E-09	0,041	3356,726276
121		NEIN	50	40	28	28	1,32	8,18E-09	8,90E-09	0,08	16092,49285
119		NEIN	63	32	28	28	1,06	6,56E-09	7,10E-09	0,033	2224,883137
118		NEIN	63	40	28	28	1,32	8,26E-09	8,96E-09	0,074	13920,47753
117		NEIN	63	50	28	28	1,65	1,00E-08	1,10E-08	0,108	35964,62224
116		NEIN	80	32	28	28	1,06	7,16E-09	7,64E-09	0,017	644,1613507
115		NEIN	80	40	28	28	1,32	8,92E-09	9,79E-09	0,059	9858,025768
114		NEIN	80	50	28	28	1,65	1,10E-08	1,20E-08	0,092	29020,35197
113		NEIN	80	63	28	28	2,08	1,30E-08	1,42E-08	0,123	61806,19166
112		NEIN	100	32	28	28	1,06	7,67E-09	8,28E-09	0,015	530,1383541
111		NEIN	100	40	28	28	1,32	1,01E-08	1,09E-08	0,044	6051,338372
110		NEIN	100	50	28	28	1,65	1,26E-08	1,36E-08	0,067	17779,9673
109		NEIN	100	63	28	28	2,08	1,49E-08	1,59E-08	0,104	50014,9093
108		NEIN	100	80	28	28	2,64	1,68E-08	1,82E-08	0,134	93421,05218
105		NEIN	125	32	28	28	1,06	8,22E-09	9,01E-09	0,008	181,1565035
104		NEIN	125	40	28	28	1,32	1,11E-08	1,22E-08	0,043	6456,857143
103		NEIN	125	50	28	28	1,65	1,47E-08	1,59E-08	0,057	14678,91312
102		NEIN	125	63	28	28	2,08	1,82E-08	1,97E-08	0,077	33984,39593
101		NEIN	125	80	28	28	2,64	2,07E-08	2,24E-08	0,105	71051,32462
106		NEIN	125	100	28	28	3,30	2,15E-08	2,39E-08	0,144	139374,5499
67	JA	NEIN	50	50	28	28	1,65	1,16E-08	1,26E-08	0,099	35643,0747
65	JA	NEIN	63	63	28	28	2,08	1,40E-08	1,55E-08	0,121	63927,47385
63	JA	NEIN	80	80	28	28	2,64	1,77E-08	1,93E-08	0,135	99824,29873
61	JA	NEIN	100	100	28	28	3,30	2,15E-08	2,35E-08	0,147	145050,6289
58	JA	NEIN	125	125	28	28	4,13	2,63E-08	2,97E-08	0,159	205330,4102
147	JA	NEIN	40	40	28	28	1,32	9,20E-09	1,02E-08	0,081	18547,10027
148	JA	NEIN	32	32	28	28	1,06	7,93E-09	8,63E-09	0,056	7649,106063
89		NEIN	80	63	30	30	2,45	1,82E-08	1,98E-08	0,127	100470,0866
82		NEIN	90	63	30	30	2,45	1,93E-08	2,12E-08	0,122	98746,65712

Index	ORIGINAL	kV Simulation	Ladung [mAs] Original	Ladung [mAs]	Spannung [kVp] Original	Spannung [kVp]	Entrance Dose [mGy]	Median NPS	Mean NPS	System Power	NEQ
81		NEIN	90	80	30	30	3,11	2,32E-08	2,56E-08	0,144	165614,9008
74		NEIN	100	63	30	30	2,45	2,14E-08	2,31E-08	0,109	87554,29169
73		NEIN	100	80	30	30	3,11	2,40E-08	2,62E-08	0,136	153389,2612
72		NEIN	100	90	30	30	3,50	2,62E-08	2,90E-08	0,146	190738,363
100	JA	NEIN	63	63	30	30	2,45	1,93E-08	2,12E-08	0,126	106583,5168
95	JA	NEIN	80	80	30	30	3,11	2,43E-08	2,69E-08	0,139	160081,7747
88	JA	NEIN	90	90	30	30	3,50	2,77E-08	3,07E-08	0,14	186596,3863
56	JA	NEIN	100	100	30	30	3,89	3,07E-08	3,40E-08	0,144	217492,8809

Tabelle 9-2 zeigt die Ergebnisse der Auswertung des CMAM-Prüfkörpers mit CDIC. Vgl. 4.1.2 CDMAM-Prüfkörper

Ladung [mAs]	Ladung [mAs] Original	Sensitivität [%]	Spezifität [%]	Genauigkeit [%]	Pos. Vorher. [%]	Neg. Vorher. [%]
40	40	20,49	96,1	65,85	77,78	64,45
40	40	17,32	97,72	65,56	83,53	63,94
40	63	17,07	98,37	65,85	87,5	64,02
40	63	18,05	97,56	65,76	83,15	64,1
40	100	18,54	98,05	66,24	86,36	64,35
40	100	20,24	97,24	66,44	83	64,65
63	63	26,59	97,07	68,88	85,83	66,48
63	63	24,88	95,77	67,41	79,69	65,66
63	100	24,39	96,91	67,9	84,03	65,78
63	100	25,37	98,7	69,37	92,86	66,48
100	100	29,76	98,05	70,73	91,04	67,68
100	100	31,71	97,4	71,12	89,04	68,15

Tabelle 9-3 zeigt die Conclusions der einzelnen Serien vor und nach der Prozessierung. Vgl. 4.2
 Diagnostische Ergebnisse für Erläuterungen

Synonym	Dose reduced to [%]	Original Conclusion	Conclusion after Processing
Anonymized01	75	1	1
Anonymized02	75	1	1
Anonymized03	50	2	2
Anonymized04	75	1	2
Anonymized05	50	2	2
Anonymized06	75	3	3
Anonymized07	50	2	1
Anonymized08	75	3	3
Anonymized09	75	1	1
Anonymized10	50	2	2
Anonymized11	50	2	2
Anonymized12	50	2	1
Anonymized13	50	2	2
Anonymized14	50	3	3
Anonymized15	75	3	3
Anonymized16	50	3	3
Anonymized17	50	3	3
Anonymized18	50	1	1
Anonymized19	75	1	2
Anonymized20	50	3	2
Anonymized21	75	1	2
Anonymized22	50	2	2
Anonymized23	75	1	3
Anonymized24	75	3	2
Anonymized25	75	1	2
Anonymized26	75	1	1
Anonymized27	75	3	3
Anonymized28	50	2	1
Anonymized29	50	3	2
Anonymized30	50	1	2
Anonymized31	50	1	2
Anonymized32	75	3	1
Anonymized33	50	3	3
Anonymized34	50	3	2
Anonymized35	75	2	2
Anonymized36	75	1	3
Anonymized37	75	1	1
Anonymized38	50	3	1
Anonymized39	75	1	2

Tabelle 9-4 zeigt die Ergebnisse der diagnostischen Auswertung nach einzelnen Läsionen. Vgl. zur Erläuterung 4.2 Diagnostische Ergebnisse

Synonym	Dose reduced to [%]	Finding	Finding after Processing	Difference
Anonymized01	75	OB	OB	0
Anonymized01	75	OB	OB	0
Anonymized02	75	OB	OB	0
Anonymized02	75	OB	OB	0
Anonymized03	50	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized03	50	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized04	75	OB	Opac reg	+
Anonymized04	75	OB	Opac reg	+
Anonymized05	50	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized05	50	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized05	50	Opac diff	OB	-
Anonymized05	50	Opac diff	OB	-
Anonymized06	75	OB	OB	0
Anonymized06	75	OB	OB	0
Anonymized07	50	Mic ben	OB	-
Anonymized07	50	OB	OB	0
Anonymized07	50	Opac irreg	OB	-
Anonymized08	75	OB	OB	0
Anonymized09	75	OB	OB	0
Anonymized09	75	OB	OB	0
Anonymized10	50	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized10	50	Mic ben	OB	-
Anonymized11	50	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized11	50	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized12	50	OB	OB	0
Anonymized12	50	Surdens	OB	-
Anonymized13	50	OB	OB	0
Anonymized13	50	Opac reg	Opac reg	0
Anonymized14	50	Imag stel	Imag stel	0
Anonymized14	50	OB	OB	0
Anonymized15	75	Imag stel	Imag stel	0
Anonymized15	75	OB	OB	0
Anonymized16	50	OB	OB	0
Anonymized16	50	Opac irreg	Opac irreg	0
Anonymized17	50	OB	Opac irreg	+
Anonymized17	50	OB	Mic ben	+
Anonymized17	50	Opac irreg	Opac irreg	0
Anonymized18	50	OB	OB	0

Synonym	Dose reduced to [%]	Finding	Finding after Processing	Difference
Anonymized18	50	OB	OB	0
Anonymized19	75	OB	Mic ben	+
Anonymized19	75	OB	Mic ben	+
Anonymized20	50	OB	OB	0
Anonymized20	50	Opac irreg	Opac reg	-
Anonymized21	75	OB	Opac reg	+
Anonymized21	75	OB	Opac reg	+
Anonymized22	50	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized22	50	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized23	75	OB	Imag stel	+
Anonymized23	75	OB	OB	0
Anonymized24	75	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized24	75	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized24	75	Opac irreg	OB	-
Anonymized25	75	OB	Mic ben	+
Anonymized25	75	OB	Mic ben	+
Anonymized26	75	OB	OB	0
Anonymized26	75	OB	OB	0
Anonymized27	75	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized27	75	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized27	75	Opac diff	Opac diff	0
Anonymized27	75	Opac diff	Opac diff	0
Anonymized28	50	Mic ben	OB	-
Anonymized28	50	Mic ben	OB	-
Anonymized29	50	OB	OB	0
Anonymized29	50	Opac irreg	Opac irreg	0
Anonymized30	50	OB	OB	0
Anonymized30	50	OB	Rup arch	+
Anonymized31	50	OB	Mic ben	+
Anonymized31	50	OB	Mic ben	+
Anonymized32	75	OB	OB	0
Anonymized32	75	Rup arch	OB	-
Anonymized32	75	Surdens	OB	-
Anonymized33	50	OB	OB	0
Anonymized33	50	Opac irreg	Opac irreg	0
Anonymized34	50	Mic ben	OB	-
Anonymized34	50	Mic ben	Mic ben	0
Anonymized34	50	Opac reg	Opac reg	0
Anonymized35	75	OB	Mic ben	+
Anonymized35	75	OB	Mic ben	+

Synonym	Dose reduced to [%]	Finding	Finding after Processing	Difference
Anonymized35	75	Opac reg	Opac reg	0
Anonymized36	75	OB	Opac irreg	+
Anonymized36	75	OB	OB	0
Anonymized37	75	OB	OB	0
Anonymized37	75	OB	OB	0
Anonymized38	50	OB	OB	0
Anonymized38	50	Opac irreg	OB	-
Anonymized39	75	OB	Mic ben	+
Anonymized39	75	OB	OB	0

Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere hiermit, die vorgelegte Arbeit in dem gemeldeten Zeitraum ohne fremde Hilfe verfasst und mich keiner anderen als der angegebenen Hilfsmittel und Quellen bedient zu haben.

Köln, den 4. Januar 2012

Inhalt der DVD

- Masterarbeit im pdf-Format
- Vollständige Software
 - Quellcode der frei verfügbaren Klassen
 - JavaDoc der relevanten Klassen
- Prüfkörperaufnahmen
- Mammogramme original und prozessiert
- Befundbögen der Auswertung