

**Erstellung eines Programmes zur Bestimmung der
Spatial Frequency Response einer
Prüfkörperaufnahme nach PAS 1054**

Diplom-Abschlussarbeit
im Institut für Medien- und Phototechnik
an der Fachhochschule Köln

Autor:
Holger Buhr
Köln
Mat.-Nr.: 1016289

Referent: Prof. Dr. Christian Blendl
Koreferent: Prof. Dr. Dietmar Kunz

Köln, im Februar 2007

**Generation of a program for measuring the Spatial
Frequency Response in phantom images according
to PAS 1054**

Diploma Thesis
at the Institute of Media and Photo Technology
University of Applied Sciences Cologne

Author:
Holger Buhr
Köln
Mat.-No.: 1016289

First Reviewer: Prof. Dr. Christian Blendl
Second Reviewer: Prof. Dr. Dietmar Kunz

Cologne, February 2007

Kurzbeschreibung

Titel:	Erstellung eines Programmes zur automatischen Bestimmung der Spatial Frequency Response an einem Prüfkörper nach PAS 1054
Autor:	Holger Buhr
Referenten:	Prof. Dr. Christian Blendl und Prof. Dr. Dietmar Kunz
Zusammenfassung:	Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine Software auf Basis von Java und ImageJ zur automatischen Auswertung von Prüfkörperaufnahmen nach PAS 1054 entwickelt. Drei Hauptaspekte standen im Vordergrund: Entwicklung einer benutzerfreundlichen Oberfläche, eine automatische Prüfkörpererkennung bei Aufnahmen von Modalitäten verschiedener Hersteller, sowie die Implementierung eines Algorithmus zur Messung der SFR (Spatial Frequency Response). Diese Software wurde in eine bereits bestehende Softwarestruktur eingefügt. Außerdem wurde eine Sicherung der Messergebnisse als Textdatei und verschiedene kleine Modifikationen in die bestehende Version implementiert.
Stichwörter:	Digitale Mammographie, Prüfkörper, Spatial Frequency Response, PAS 1054
Sperrvermerk:	Die vorgelegte Arbeit unterliegt keinem Sperrvermerk.
Datum:	28.02.2007

Abstract

Title: Generation of a program for measuring the Spatial Frequency Response in phantom images according to PAS 1054

Author: Holger Buhr

Reviewers: Prof. Dr. Christian Blendl and Prof. Dr. Dietmar Kunz

Summary: The goal of this thesis is to create a software based on Java and ImageJ for automatical analysis of phantom images according to PAS 1054. There are three primary concerns on which this thesis focuses on: creation of an user-friendly graphical interface, automatical detection of phantom images derived from different mammography facilities, and the development of an algorithm to measure the Spatial Frequency Response. This program was implemented in an existing software framework. Moreover some modifications have been done to ensure secure data storage and to improve the existing version.

Keywords: Digital mammography, Phantom, Spatial Frequency Response, PAS 1054

Closing remark: The presented thesis is not subject to a blocking period.

Date: 28.02.2007

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Einführung in das Thema	1
1.2	Aufgabenstellung	2
1.3	Die Spatial Frequency Response	2
2	Material und Methoden	4
2.1	Java	4
2.2	ImageJ	4
2.3	Der Prüfkörper nach PAS 1054	5
2.4	SFR Testeinsatz	5
2.5	DICOM Format	6
3	Programmaufbau und Implementierung der Algorithmen	8
3.1	Beschreibung der Programmierung zu den Messmethoden	8
3.2	Detektion des Prüfkörpers	8
3.2.1	Lesen von Informationen aus dem Header	9
3.2.2	Ausrichtung der Aufnahme	9
3.2.3	Bestimmung der herstellerabhängigen Parameter	9
3.2.4	Erkennung einer korrekten Prüfkörperaufnahme	11
3.2.5	Bestimmung des Mittelpunktes des Prüfkörpers	12
3.2.6	Umkehren der Grauwerte	15
3.3	Bestimmung der Spatial Frequency Response und des SFR-Index	15
3.3.1	Auswahl der Messbereiche	16
3.3.2	Unterabtastung der Kante	16
3.3.3	Bildung der Linienbildfunktion	18

3.3.4	Fensterfunktion	20
3.3.5	SFR	21
3.3.6	Korrekturen der SFR	22
3.3.7	Initialisierung der SFR Messung	23
3.3.8	Bestimmung und Speicherung von SFR und SFR-Index	24
3.4	Die Benutzeroberfläche und ihre Funktionalität	24
3.4.1	Testbereich I: Prüfkörper	26
3.4.2	Testbereich II: Homogene Aufnahme	27
3.4.3	Testbereich III: Ghost imaging	27
3.4.4	Das Menu Ergebnisse	27
3.4.5	Optionen	27
4	SFR Messung und Ergebnisse	33
4.1	Vergleichsmessungen bei unterschiedlichen Aufnahmeparametern und verschiedenen Herstellern	33
4.2	Beeinflussung durch veränderte Auswahl des Messfeldes	34
4.3	Einfluss der Brennfleckgeometrie	35
5	Schlussfolgerung	39
A	SFR Messergebnisse	40
A.1	LORAD	40
A.2	Fuji FCR 5000 MA	41
A.3	Kodak CR985	42
A.4	Siemens Mammomat Novation DR	43
A.5	GE Senograph 2000 D	44
B	Abbildungsverzeichnis	45
C	Tabellenverzeichnis	47
D	Literaturverzeichnis	48

Verwendete Abkürzungen und Begriffe

API	Application Programming Interface
CDMAM	Prüfkörper zur rein visuellen Auswertung
CNR	Contrast to Noise Ratio
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
GUI	Graphical User Interface
KRV	Kontrastrauschverhältnis
kV	Die angelegte Röntgenröhrenspannung, bestimmt die Strahlenqualität
LSF	Line Spread Function
LUT	Look Up Table
mAs	Stromzeit-Produkt aus Anodenstrom und Belastungszeit
PACS	Picture Archiving and Communication System
PAS	Public Available Specification
ROI	Region Of Interest
SNR	Signal to Noise Ratio
SRV	Signalrauschverhältnis
Wiki	Eine im Internet verfügbare Seitensammlung, die von den Benutzern nicht nur gelesen, sondern auch online geändert werden kann

1 Einleitung

1.1 Einführung in das Thema

Zur Qualitätsüberprüfung in der Mammographie müssen in regelmäßigen Abständen (täglich, wöchentlich, monatlich, jährlich) Prüfkörperaufnahmen von unter bestimmten Aufnahmebedingungen (kV, mAs, Fokus) nach PAS 1054 [6] durchgeführt werden. Der Prüfkörper enthält verschiedene Elemente (Aluminiumtreppe, Bleistrichraster, abgegrenzte Prüffelder, usw.) die zur Bestimmung von Auflösungsvermögen, Signal-Rauschverhältnis (SRV), Kontrasttauschverhältnis (KRV) und anderer Parameter dienen.

Die bisherige Auswertung der Prüfkörperaufnahmen geschieht manuell, d.h. es werden die jeweiligen zu messenden Bereiche (ROI) per Hand mit Hilfe nicht näher spezifizierter DICOM-Viewer ausgewählt und daraus ermittelte Messergebnisse per Hand protokolliert. Abgeleitete Größen wie das SNR oder CNR. werden mit dem Taschenrechner berechnet. Wesentliche Prüfungen, wie das Auflösungsvermögen, werden zum Teil rein visuell bestimmt. Allgemein lässt sich sagen, dass zwar die Sensivtivität der visuellen Auswertung hoch ist, d.h. die Beurteilung durch einen geschulten Beobachter kann sehr empfindlich hinsichtlich der Erkennung von vorhandenen Objekten sein („richtig-positiv“). Die Spezifität hingegen, auch falsch-positiver Fehler genannt, also die vermeintliche Erkennung von nicht vorhandenen Objekten ist eher schlecht. Darüberhinaus gibt es Fehler systematischer Natur, wie die ungenaue Reproduzierbarkeit der Auswahl der ROIs, wie die Verwendung verschiedener Software, wie der des Lerneffektes des Beobachters (Bias), uvm.

Durch die Einführung von Reihenuntersuchungen (Screening) in Deutschland vollzieht

sich ein Paradigmenwechsel hinsichtlich des vermehrten Einsatzes digitaler Einrichtungen. Es erscheint ein Paradoxon, eine durchgängig digitale Bildgebung mit den herkömmlichen analogen Messmethoden zu qualifizieren.

1.2 Aufgabenstellung

Es erscheint konsequent nun eine ebenso voll digitale Messung zu implementieren. Es würden nicht nur die bereits beschriebenen Fehler vermieden, vor allem beruhen die Messungen nun auf eindeutigen physikalischen Parametern, im Vergleich etwa zur rein visuellen Auswertung eines CDMAM Prüfkörpers. Die ermittelten Messwerte können weiterhin automatisch gespeichert werden und somit auch leicht über das Internet weitergeleitet werden. Ein nicht zu vernachlässigender Faktor ist die Zeitersparnis, die hier entwickelte Software soll in der Lage sein auf einen Tastenklick hin alle Tests durchzuführen, die Daten zu speichern und eine Meldung über ein positives oder negatives Testergebnis auszugeben. Die exakte Reproduzierbarkeit der Messungen zu späteren Zeitpunkten ist ebenfalls eine Folge einer softwarebasierten Auswertung.

Die bereits im Rahmen von zwei anderen Diplomarbeiten erstellte Software ist in der Lage sämtlichen in der PAS 1054 beschriebenen Tests durchzuführen. Mit dieser Arbeit soll eine Messung ermöglicht werden, die bisher nicht gefordert wurde, nämlich die Messung der SFR, sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung. Dazu muss ein neuer Testeinsatz mit Kanteneinsätzen für den Prüfkörper entwickelt werden.

1.3 Die Spatial Frequency Response

Die herkömmliche Bestimmung der Schärfe mit Hilfe des PAS 1054-Prüfkörpers geschieht über ein Bleistrichraster, welches über fünf verschiedene Auflösungen von 6 - 10 Linienpaaren/mm verfügt. Das Raster ist drehbar gelagert mit Winkelvoreinstellungen von 0° , 45° , 60° und 90° gegenüber der Pixelmatrix. Die Beurteilung der Auflösung geschieht visuell aus der Testaufnahme. Neben den unter 1.1 beschriebenen Fehlern, gibt es hier noch weitere Nachteile dieser Messung, zum einen die Auswahl auf wenige

fest eingestellte Auflösungen, zum anderen das Problem der Moirémuster-Bildung, das seine Ursache in der Überlagerung des Bleistrichrasters mit der Pixelmatrix hat und stark abhängig ist von der Winkelung der beiden Strukturen zueinander. Eine Lösung dieses Problems besteht in der Bestimmung der Spatial Frequency Response (SFR), wie die Modulationsübertragungsfunktion (MTF) im diskreten Fall genannt wird, die eine kontinuierliche Aufzeichnung des Bildkontrastes in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz ermöglicht. Im Bild muss dazu eine Struktur einbelichtet werden, aus der die SFR mit Hilfe der Fouriertransformation gemessen werden kann. Zwar sind verschiedene Varianten von Strukturen möglich, am sinnvollsten wegen der leichten Herstellbarkeit hat sich aber eine Kante erwiesen. Aus der diskreten Ableitung des Kantenbildes, der sogenannten Line Spread Function (LSF), oder Linienbildfunktion, wird die Spatial Frequency Response bestimmt.

2 Material und Methoden

2.1 Java

Verwendung findet die Programmiersprache Java und die frei verfügbare Bildverarbeitungssoftware ImageJ [8], die voll in Java implementiert ist. Zudem bieten ihre Java-Bibliotheken bereits implementierte, häufig verwendete Algorithmen an. Als Entwicklungsumgebung wurde NetBeans von Sun Microsystems verwendet. Auf dem Rechner wird außerdem die Java Runtime benötigt. Man kann ein komplettes Paket, das JDK (Java Developer Kit) auf der Internetseite von Sun¹ erhalten.

2.2 ImageJ

ImageJ ist eine frei verfügbare von Wayne Rusbund am US National Institute of Health entwickelte Bildverarbeitungssoftware², die über eine Schnittstelle verfügt, mit der über Plugins eigene Lösungen in Java programmiert werden können. Auf der Website zugänglich sind nicht nur viele Plugins anderer Autoren, sondern auch Anleitungen zur Benutzung des Programmes, zur Plugin-Programmierung und die Dokumentation zur ImageJ-API. Auf der Webseite des Centre de Recherche Public Henri Tudor (TUDOR)³, bei dem im Jahr 2006 die erste ImageJ-Entwicklerkonferenz stattfand, steht außerdem ein Wiki-Portal⁴ zu ImageJ zur Verfügung.

¹<http://java.sun.com>

²<http://rsb.info.nih.gov/ij>

³www.tudor.lu

⁴<http://imagejdocu.tudor.lu/imagej-documentation-wiki>

2.3 Der Prüfkörper nach PAS 1054



Abbildung 2.1: Der Prüfkörper mit dem neuen Testeinsatz zur SFR Messung

Grundlage der hier entwickelten Software ist ein Prüfkörper aus PMMA (Polymethylmethacrylat), Abb. 2.1, der den Maßgaben nach PAS 1054 verschiedene Elemente enthält, die zur Messung der geforderten Parameter dienen. Im mittleren Bereich befindet sich eine 8 x 8 cm große und 8 mm tiefe Aufnahme für verschiedener Testeinsätze, z.B. den Testeinsatz KRV zur Messung des Kontrastverhältnisses. Ein Bleistrichraster dient zur visuellen Bestimmung der Ortsauflösung, eine PMMA- oder Aluminiumtreppe wird eingesetzt zur Messung des Dynamikumfangs.

2.4 SFR Testeinsatz

Für die SFR-Messung wurde ein neuer Testeinsatz (Abb. 2.2 und 2.3) analog zu den bisherigen Testeinsätzen aus PMMA entwickelt, der zusätzlich zum Messfeld für die KRV-Messung ein aufgeklebtes, gewinkeltes, 1 mm dickes Stahlstück mit zwei exakt plan geschliffenen Kanten enthält. Die Kanten stehen orthogonal zueinander und sind um ca. $1,5^\circ$ gegen die Außenkanten des Testeinsatzes gekippt. Weiterhin befindet sich ein rechteckiges Stahlstück auf dem Einsatz, der als alternative Detektion des Prüfkörpers

dienen soll, falls das eigentlich dafür vorgesehene SNR-Messfeld auf neuen Varianten des PAS 1054 Prüfkörpers nicht mehr mit Blei markiert sein sollte. In diesem Fall reicht der Kontrast zu einer sicheren Erkennung nicht mehr aus. Genauso wie der herkömmliche KRV-Testeinsatz ist der neue mit einer hochreinen Aluminiumschicht von 200 μm belegt. Der neue Testeinsatz kann weiterhin zur Messung des KRV verwendet werden.

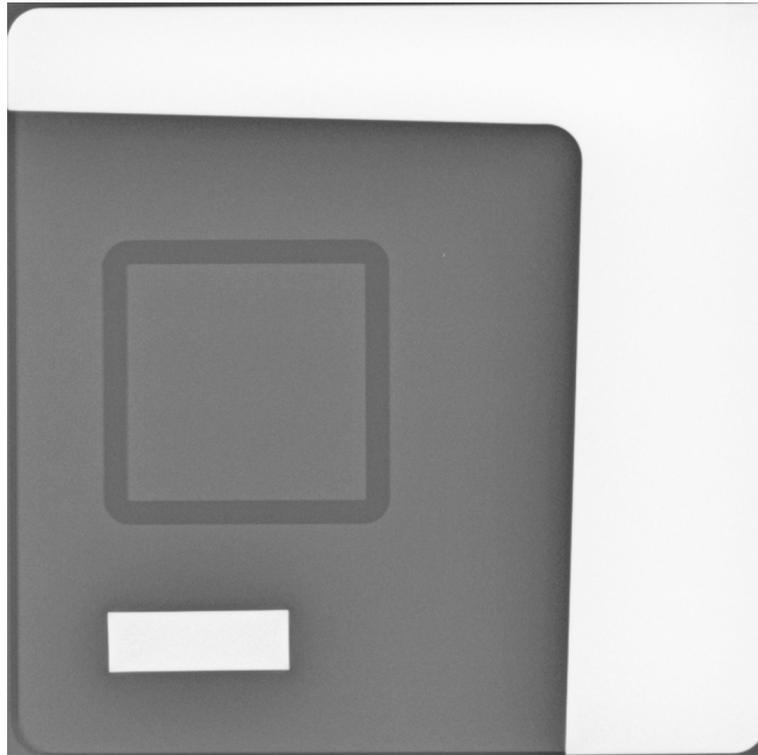


Abbildung 2.2: Aufnahme des Testeinsatzes

2.5 DICOM Format

DICOM ⁵ ist ein internationaler Standard, der Bildaufnahme, -wiedergabe, und -austausch in der medizinischen Bilddiagnostik beschreibt. Unter anderem definiert er auch die Struktur medizinischer Bilder; so enthalten Bilder im DICOM-Format einen sogenannten Header, der den eigentlichen Bildinformationen vorangeht und Informationen über die Aufnahmeparameter und Patientendaten enthält. Jeder dieser Einträge

⁵<http://medical.nema.org>

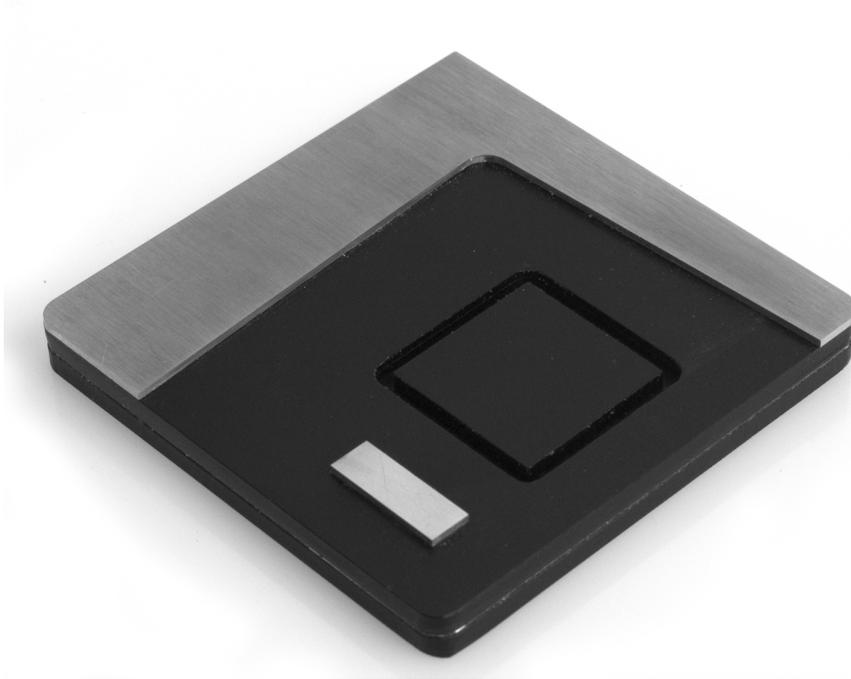


Abbildung 2.3: Der neu entwickelte Testeinsatz

ist über eine Kennzahl adressierbar und einzeln auslesbar. Einige dieser Informationen werden von dem hier beschriebenen Programm ausgelesen und sind unabdingbar für die weitere Verarbeitung. Aufnahmen zur Auswertung mit diesem Programm müssen also im DICOM-Format vorliegen, dies ist bei der Ausgabe aus einem PACS-System zu beachten, da hier die Bilder auch in anderen Formaten wie TIFF oder JPEG exportiert werden können.

3 Programmaufbau und Implementierung der Algorithmen

3.1 Beschreibung der Programmierung zu den Messmethoden

Das Programm ist in verschiedene Javaklassen aufgeteilt, deren logischer Aufbau sich nach den Aufgaben ergibt. Tabelle 3.1 zeigt eine Übersicht zu den einzelnen Klassen. In der ersten Spalte steht der Name der Dateien, die Quelldatei erhält als Dateiendung `.java`, die kompilierte Javaklasse die Endung `.class`.

Im folgenden werden die einzelnen Schritte beschrieben.

3.2 Detektion des Prüfkörpers

In Aufnahmen verschiedener Hersteller von Mammographieeinrichtungen, soll der beleuchtete Prüfkörper unter allen Expositionsbedingungen erkannt werden. Es gilt also verschiedene Abmessungen, Ausrichtungen, die Umkehrung der Grauwerte, die Bittiefe und einige andere Parameter zu berücksichtigen, die sich unterscheiden können. Aus der **Header**-Information des DICOM-Bildes lassen sich z.B. die Informationen über Hersteller und Pixelbreite entnehmen. Dies geschieht in der Klasse **Header**. Als wichtige Information wird die Pixelgröße benötigt, um sämtliche Größenangaben von Anzahl Pixel nach metrischen Größen umrechnen zu können und umgekehrt.

3.2.1 Lesen von Informationen aus dem Header

Im Headerblock jedes DICOM-Bildes befinden sich Informationen über sämtliche Daten und Parameter, die die jeweilige Modalität zur Verfügung stellen kann, zu Gerät, Patient, Aufnahmeeinstellungen, uvm. Die Addressierung der Einträge erfolgt über einen achtstelligen Zahlencode (beschrieben im Dokument 06_02pu.pdf unter [2]), der in zwei vierstellige Blöcke unterteilt ist. Alle Informationen, also auch Zahlwerte, werden als String ausgelesen und müssen gegebenenfalls in ein passendes Format zur weiteren Verwendung umgewandelt („typecasting“) werden. Für den Hersteller ist z.B. die Adresse „0008,0070“ vorgesehen. Weitere benötigte Daten für die Auswertung sind die Pixelgröße (0018,1164) und eine eindeutige Identifikationsnummer (UID=**U**nique **I**dentifier) des Bildes, hier eignet sich die „SOP Instance UID“ (0008,0018), sie existiert einmalig für dieses Bild und ist ein Eintrag, der, wie die beiden anderen auch, von der Modalität unbedingt zur Verfügung gestellt werden muss. Im Gegensatz dazu gibt es auch optionale Einträge. Die UID wird zur Kontrolle der bereits prozessierten Bilder verwendet (Tabelle 3.5).

3.2.2 Ausrichtung der Aufnahme

Da zumindest ein Hersteller (Konica-Minolta) das Bild im Querformat ausgibt, muss in diesem Fall das Bild um 90° gedreht werden, so dass die Graustufentreppe links im Bild ist. Dies ist Grundvoraussetzung für alle weiteren Detektionen. Es wird einfach das Verhältnis Breite zu Höhe bestimmt, ist es größer als 1, so wird das Bild gedreht. Dies geschieht in der Klasse `Detect`.

3.2.3 Bestimmung der herstellerabhängigen Parameter

Wie in den folgenden Abschnitten beschrieben, muss eine ROI festgelegt werden (Abb. 3.1), die grob um einen Bereich gelegt wird, innerhalb dessen sich das Messfeld für die SRV-Messung befindet. Diese erste Bestimmung geschieht sozusagen blind in das Bild hinein, allerdings kann die grobe Lage aus exemplarischen Aufnahmen eines Herstellers

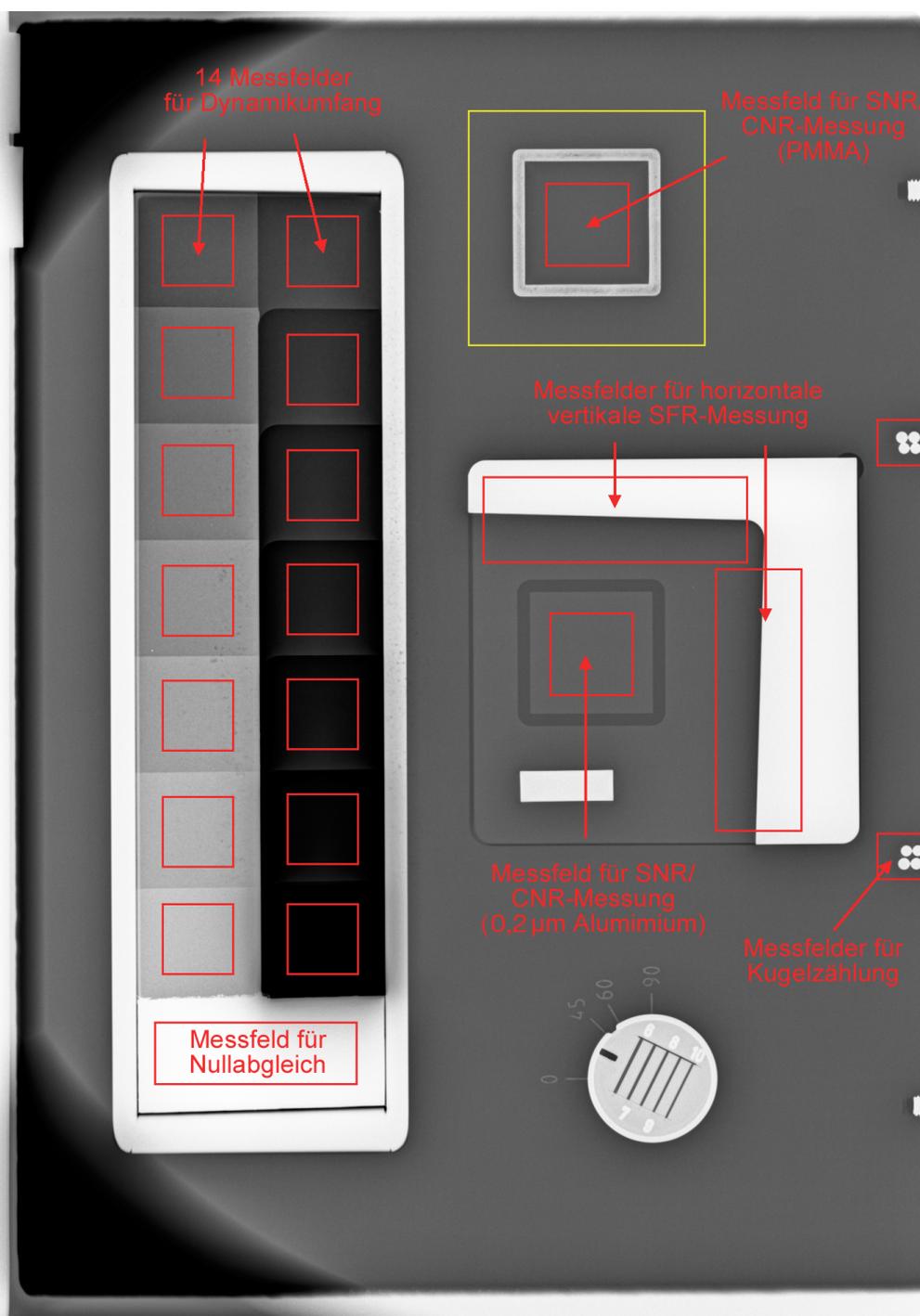


Abbildung 3.1: Aufnahme des Prüfkörpers nach PAS 1054 mit Kanteneinsatz, gelb markiert die ROI zur Detektion des Prüfkörpers

abgeschätzt werden. Bei einer Vorgabe von 40 x 40 mm für diese ROI liegt das Messfeld mit aboluter Sicherheit innerhalb dieses Bereiches, da die Toleranz für Verschiebungen des Prüfkörpers, die bei der Aufnahme entstehen, weit innerhalb dieser ersten Festlegung des Testbereiches liegt. In der Klasse `Manufacturer` werden für die verschiedenen Hersteller entsprechende x- y-Koordinaten für diese ROI festgelegt. Der Hersteller wird dem Headereintrag „0008,0070“ entnommen.

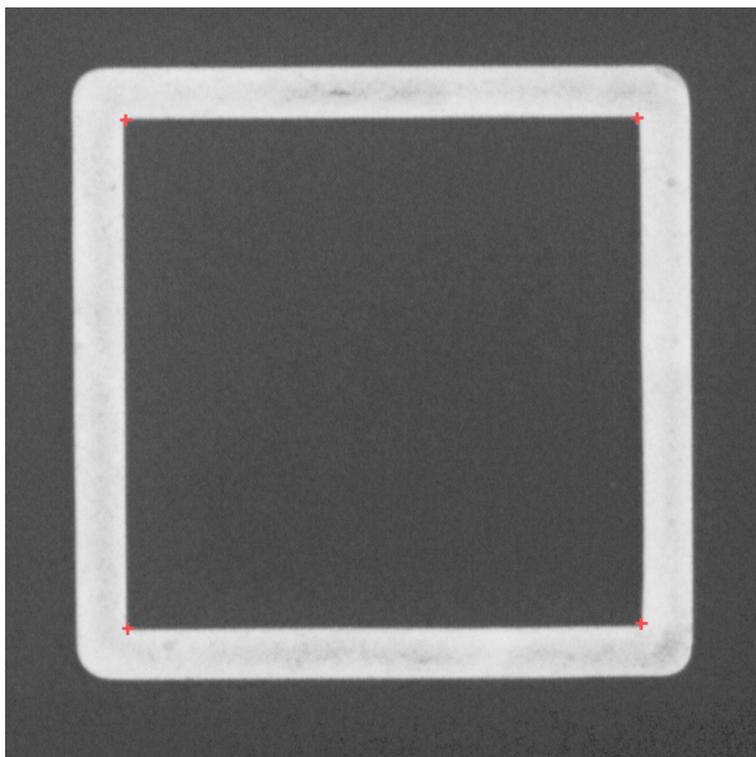


Abbildung 3.2: Das quadratische, mit Blei abgegrenzte Messfeld mit den vier detektierten Ecken

3.2.4 Erkennung einer korrekten Prüfkörperaufnahme

Um zu überprüfen, ob der Prüfkörper richtig aufgenommen wurde, und im Bild richtig ausgerichtet ist, wird folgende Überlegung zu Grunde gelegt. Im Umfeld des mit Blei umrandeten Messfeldes ist ein homogen belichteter Bereich vorhanden. Das Messfeld muss rechts oben im Bild liegen, damit der Prüfkörper richtig ausgerichtet ist. Es wird nun eine quadratische ROI von 40 mm Kantenlänge festgelegt, innerhalb derer das Messfeld in etwa in der Mitte liegt (Abb. 3.1). Um zu testen ob der Bereich entlang

der Kanten homogen ist, wird die Standardabweichung entlang der vier Kanten berechnet. Liegt dieser Wert unterhalb eines empirisch bestimmten Schwellwertes, wird davon ausgegangen, dass der Bereich homogen ist. Liegt der Wert oberhalb des Schwellwertes, wird das Bild um 180° gedreht und die vorausgegangene Prozedur wiederholt. Die Verteilungskurven der Standardabweichungen vom homogenen und inhomogenen Bereich liegen weit genug auseinander, so dass ein eindeutiger Schwellwert gefunden werden kann und keine falschpositiven oder -negativen Entscheidungen möglich sind. Liegt der Parameter für homogene Flächen auch nach dem zweiten Test über dem Schwellwert, so handelt es sich offensichtlich nicht um eine korrekte Prüfkörperaufnahme und eine entsprechende Fehlermeldung wird ausgegeben. Eine noch spezifischere Detektion ist nicht beabsichtigt, da eine visuelle Überprüfung Aufschluss über eine falsche Prüfkörperaufnahme gibt.

Wird nun ein homogener Bereich entlang der Kanten der ROI festgestellt ist der nächste Schritt zu testen, ob sich innerhalb der ROI das mit Blei umrandete Messfeld befindet. Da nicht ausgeschlossen werden kann, dass in Zukunft das Messfeld weiterhin mit Blei umrandet ist, muss als Alternative eine manuelle Detektion angeboten werden. Bei einigen Aufnahmen, die im Rahmen dieser Arbeit angefertigt wurden, war der Kontrast von Bleirahmen und Umgebung zu gering um eine zuverlässige Detektion zu ermöglichen. Für diese Fälle ist eine manuelle Detektion integriert worden, welche recht einfach und schnell angewandt werden kann. Dazu wird mit dem Rechteckauswahlwerkzeug von ImageJ ein Feld exakt entlang der Kanten des Testeinsatzes aufgezo-gen. Aus Position und Größe wird analog zur automatischen Detektion der geometrische Fixpunkt und der Vergrößerungsmaßstab bestimmt.

3.2.5 Bestimmung des Mittelpunktes des Prüfkörpers

Um die Messungen durchführen zu können, ist es nun notwendig, einen geometrischen Fixpunkt im Bild des Prüfkörpers zu ermitteln von dem aus die Messfelder festgelegt werden können. Es muss also ein Objekt im Prüfkörper vorhanden sein, das zum einen in allen Varianten des Prüfkörpers nach PAS 1054 immer an der gleichen Stelle vorhanden ist und zum anderen durch einen Algorithmus sicher und spezifisch erkannt

werden kann. Eine Möglichkeit wäre das Verfahren des Bildvergleiches (*Template matching*; [1], S. 411ff), dieses setzt allerdings voraus, dass das Bild nicht skaliert und rotiert wurde, da das Vergleichsmuster eine feste Größe hat. Dies ist durch die unterschiedlichen Vergrößerungsmaßstäbe der verschiedenen Modalitäten, die im Bereich von einigen Prozent liegen können, allerdings nicht gegeben. Ein weiteres gängiges Verfahren ist das Suchen von Eckpunkten ([1], S. 139ff). Das am besten geeignete Objekt mit eindeutigen Ecken ist das mit Blei umrandete Messfeld für die KRV-Messung. Die Abstände der Eckpunkte zueinander sind hier am größten und der Lokalkontrast am höchsten. Es gibt keine störenden Objekte in der Umgebung. Aus den Koordinaten der vier inneren Eckpunkte sollen ein geometrischer Fixpunkt, sowie der Vergrößerungsmaßstab ermittelt werden. Das grundlegende Prinzip der Eckendetektion geht davon aus, dass an einer Ecke die Gradientenwerte in zwei Richtungen einen hohen Wert haben. Der *HarrisCornerDetector* ([1], S.139ff) verwendet die quadrierten Ableitungen in x- und y-Richtung, sowie das Produkt der beiden Ableitungen um daraus eine Matrix zu bilden, die sogenannte Strukturmatrix:

$$M = \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{pmatrix} \quad (3.1)$$

mit den partiellen Ableitungen der Bildfunktion in horizontaler und vertikaler Richtung:

$$I_{x,y}(u, v) = \frac{\partial I}{\partial x, y}(u, v) \quad (3.2)$$

Generell gilt für diese Ableitungen und alle weiteren mathematischen Rechenvorschriften, dass in digitalen Bildern, die durch eine Pixelmatrix dargestellt werden, die jeweiligen diskreten Varianten Anwendung finden, Ableitungen werden also zu Differenzbildungen. Nach Glättung der Ableitungsfunktionen mit einem Gaußfilter wird die Matrix M diagonalisiert zu:

$$M' = \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

mit den beiden Eigenwerten $\lambda_{1,2}$ der Matrix M. Die beiden Eigenwerte und die zugehörigen Eigenvektoren beinhalten Informationen über Kantenstärke- und Richtung.

Nach [1], S. 141 muss die Differenz $\lambda_1 - \lambda_2$ möglichst klein werden. Als Lösungsgleichung für die Eckenstärke ergibt sich:

$$Q(u, v) = \text{Determinante}(M) - \alpha * (\text{trace}(M))^2 \quad (3.4)$$

$$= (I_x^2 * I_y^2 - (I_x I_y)^2) - \alpha * (I_x^2 + I_y^2)^2 \quad (3.5)$$

wobei dieser Ausdruck große Werte für ausgeprägte Eckpunkte liefert. α wird in der Praxis auf einen festen Wert eingestellt. Es stellt sich nun das Problem bei welchem Schwellwert von Q die vier markanten Ecken gefunden werden. Da im Ausschnitt des Bildes die vier Ecken der Stahlplatte die einzigen prominenten im Umfeld sonst homogener Flächen sind, erscheint es sinnvoll den Schwellwert für Q so lange iterativ zu ändern, bis genau vier Ecken gefunden werden. Dazu wurde der Algorithmus des *HarrisCornerDetector* entsprechend modifiziert:

Da Q vom jeweiligen Kontrast des Bildes abhängig ist, muss zunächst ein Startwert für einen solchen Schwellwert festgelegt werden. Dazu wird eine empirisch ermittelte LUT (Look Up Table) angelegt, welche verschiedenen Kontrastwerten einen bestimmten Startwert für den Schwellwert zuweist. Bei jedem Iterationsschritt wird die Schrittweite für den Schwellwert Q halbiert, um den Rechenaufwand zu minimieren. Sind genau vier Ecken gefunden wird die Iteration abgebrochen. Der *HarrisCornerDetector* liefert nun die x- und y-Positionen der vier Eckpunkte. Aus diesen Werten wird ein geometrischer Fixpunkt bestimmt, von dem aus alle anderen Messbereiche festgelegt werden. Dazu werden die Positionen der vier Ecken in x- und y-Richtung jeweils gemittelt und daraus der Mittelpunkt des Messfeldes bestimmt. Als absoluter Fixpunkt wird anschließend der Mittelpunkt des Prüfkörpers festgelegt. Da die Geräte verschiedenener Hersteller (Modalitäten) unterschiedliche Abbildungsmaßstäbe haben, wird aus dem Verhältnis der (mit den Daten der vier Eckpunkte) ebenfalls berechneten Größe des Messfeldes zu seiner Originalgröße (20 mm) der Vergrößerungsfaktor bestimmt und zur Korrektur der geometrischen Abstände im Bild verwendet. Aus dem entsprechenden Header-Eintrag der DICOM-Aufnahme wird die Pixelbreite ausgelesen, um die gewonnenen Abstände (in Anzahl Pixel) in metrische Größen umzurechnen.

3.2.6 Umkehren der Grauwerte

Bei einigen Modalitäten ist es notwendig das Bild zu invertieren, da der Grauwertbereich umgekehrt ist (weiß \equiv 0). Da diese Information nicht aus dem Header entnommen werden kann (es wird nur der Wertebereich angegeben), wird der mittlere Grauwert innerhalb des Messfeldes für den Nullabgleich verwendet (Abb. 3.1). An dieser Stelle befindet sich Blei im Prüfkörper und somit ist in diesem Bereich der geringste Grauwert zu finden. Ist dieser größer als der Mittelwert des gesamten Bildes, wird das Bild invertiert.

3.3 Bestimmung der Spatial Frequency Response und des SFR-Index

Die Modulationsübertragungsfunktion wird im diskreten Bereich **Spatial Frequency Response** genannt (SFR). Das Verfahren zur Bestimmung der SFR umfasst viele Schritte, die hier in chronologischer Reihenfolge erläutert werden. Eine umfassende Dokumentation mit Fehlerrechnung findet sich im Bericht der PTB Braunschweig PTB-Opt-69 [5]. Voraussetzung ist eine Stahlkante von wenigstens 3 cm Länge, die im Winkel von etwa 1,5° bis 4° zur Pixelmatrix ausgerichtet sein muss. Die Stahlkante muss so dick sein, dass sie unter den Betriebsbedingungen der Röntgenröhre für Konstanzprüfungen [6] eine homogene dunkle Belichtung im Bild bewirkt. Die SFR wird jeweils an einer horizontalen und einer vertikalen Kante gemessen. Der SFR-Index ergibt sich aus der Fläche unterhalb der SFR-Kurve im Bereich von 20 - 80% der Nyquistfrequenz, relativ zu einer (rechteckigen) Fläche bei der die SFR überall 1 ist. Dieser Bereich wurde gewählt, weil er die diagnostisch relevanten Bildinformationen enthält. Die Berechnung der SFR wird durch die Klasse **SFR** bewerkstelligt, die Klasse **SFRIndex** beinhaltet die Auswahl und Übergabe der beiden ausgewählten Kantenbereiche an **SFR**, sowie die anschließende Ermittlung der SFR Indizes. Die Klasse **SFRIndex** legt dazu von dem ausgewählten Bereich im Originalbild eine Kopie an und übergibt sie an **SFR**, welche dann die Berechnung durchführt und die Ergebnisse der einzelnen SFR und den SFR

als Textdatei speichert. Da es sich um eine Vergleichsmessung handelt, werden zur Entscheidung für das Bestehen des Testes die Referenzwerte der beiden SFR Indizes aus der Initialisierungsmessung zum Vergleich herangezogen und bei einer Überschreitung eines Grenzwertes eine Fehlermeldung an die Hauptklasse `Phantom` übergeben.

Der Grenzwert für die maximal zulässige Abweichung ist von der visuellen Wahrnehmbarkeitsschwelle der SFR-Index-Änderung abhängig und muss noch in weiteren Arbeiten experimentell ermittelt werden.

3.3.1 Auswahl der Messbereiche

Sukzessive werden die beiden Bereiche der Kanten ausgewählt (Abb. 3.1) und als Kopien an `SFR` übergeben, um sie dort zu prozessieren. Die Länge der Messbereiche ist auf 30 mm festgelegt mit einem Sicherheitsabstand zu den Randbereichen. Die Breite beträgt 10 mm und deckt den Verlauf der schrägen Kante ab. Die ROI der Messbereiche wird dabei so über die Kanten gelegt, dass die Querseite, die später bei der Festlegung der Kantenlage im unterabgetasteten Bild maßgebend ist, von der Kante genau in der Mitte geschnitten wird (Abb. 3.3). So ist sichergestellt, dass bei der unter 3.3.4 beschriebenen Fensterung das wichtige Signal, nämlich das Linienbild, in der Mitte des Signalverlaufes liegt.

Zur weiteren Verarbeitung wird je eine Kopie der Pixelmatrix der ausgewählten Messbereiche angelegt, wobei der vertikale Bereich noch um 90° gedreht wird, so dass beide hochkant sind. Die folgenden Arbeitsschritte werden jeweils auf die beiden Messbereiche angewandt, um getrennte SFR Messungen für beide Kanten durchzuführen.

3.3.2 Unterabtastung der Kante

Der Winkel der Kante zur Pixelmatrix muss mit Subpixelgenauigkeit gemessen werden, dazu wird der 50 % Schwellwert auf dem Grauwerteverlauf jeder Zeile in der Pixelmatrix des ausgewählten Messbereiches bestimmt und über die Werte aller Zeilen die Regressionsgerade bestimmt (Abb. 3.4). Der Algorithmus für die Regressionsrechnung ist in `ImageJ` implementiert. Aus der Steigung der Geraden wird der Winkel

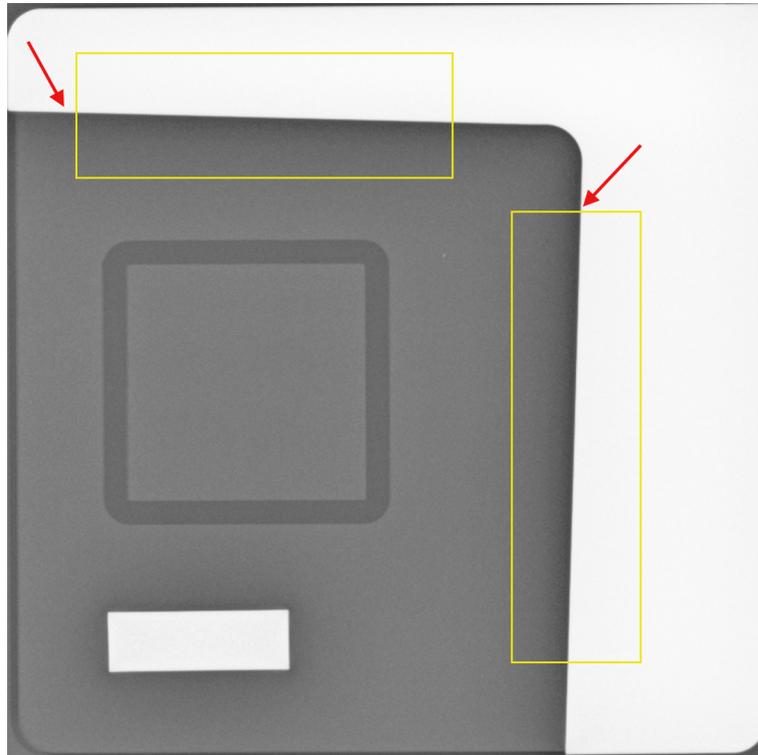


Abbildung 3.3: Festlegung der SFR Messbereiche über den Kanten

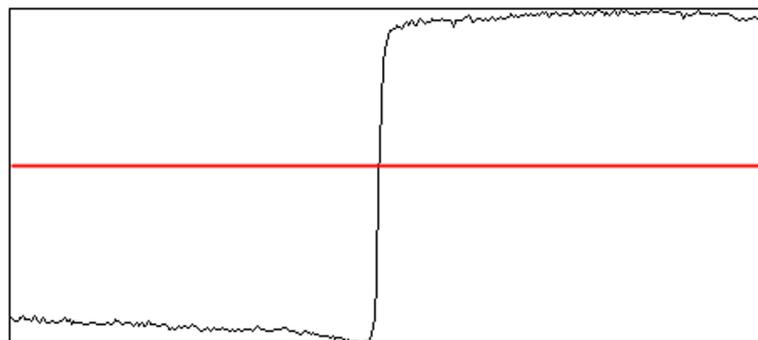


Abbildung 3.4: Bestimmung des Schwellwertes im Grauverlauf einer Zeile des Kantenbildes

dieser Geraden zur y-Richtung der Pixelmatrix berechnet.

Für eine exakte Frequenzmessung wird die Kante nun unterabgetastet. Dazu wird mit Hilfe der Kenntnis des Kantenwinkels die Anzahl der Zeilen bestimmt, bei der die Kante um genau einen Pixel in x-Richtung zur Matrix verschoben ist. Weiterhin wird ermittelt wie häufig die Kante innerhalb der ROI um einen Pixel verschoben ist (Abb. 3.5, (a)). Die Bereiche des Kantenbildes mit Verschiebung der Kante um einen Pixel werden einzeln unterabgetastet und anschließend gemittelt. Die Unterabtastung geschieht durch eine Matrixtransformation; die Spalten eines Bereiches werden so hintereinandergesetzt, dass sich ein Datensatz mit den Pixelwerten der unterabgetasteten Kante ergibt (Abb. 3.5, (b)). In allen Datensätzen wird noch einmal die exakte Lage der unterabgetasteten Kante bestimmt (wie oben bereits beschrieben), um die Datensätze so gegeneinander zu verschieben, dass die Lage der unterabgetasteten Kante jeweils im Datensatz an der gleichen Stelle vorhanden ist, um sie mitteln zu können. Diese Mittelung über mehrere Datensätze vermindert vor allem auch den Rauschpegel ([5], S. 55f).

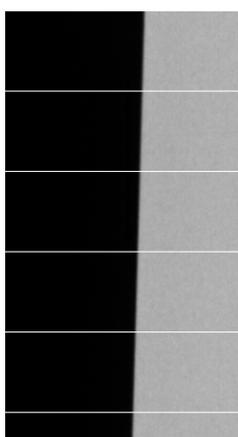
Bei einem Winkel von $1,5^\circ$ ergibt sich eine Verschiebung der Kante um exakt einen Pixel auf in y-Richtung der Pixelmatrix von 38 Pixeln. Bei einer Pixellänge von $100 \mu\text{m}$ können so beispielsweise 10 unterabgetastete Kantenbereiche gemittelt werden. (Abb. 3.2) Die Breite des Messbereiches von 10 mm umfasst in diesem Fall 100 Pixel.

3.3.3 Bildung der Linienbildfunktion

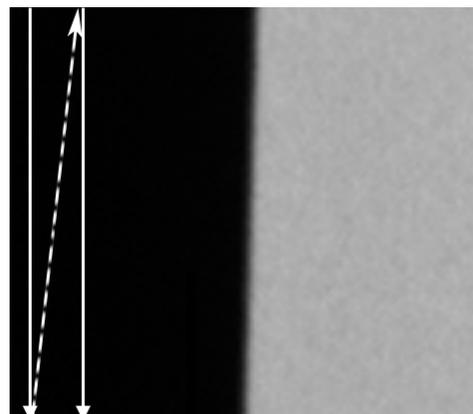
Zur Bestimmung der SFR muss ein Impuls, d.h. ein Punktbild bzw. eine Linie verwendet werden (mathematisch ein Dirac-Impuls), um die Punktbildfunktion (bzw. Linienbildfunktion) zu erhalten und mit Hilfe der Fouriertransformation die Übertragungsfunktion. Der Betrag der Übertragungsfunktion (Amplitudenspektrum) ergibt schließlich die SFR.

Da ein punkt-, bzw. linienförmiger Impuls aus praktischer Sicht nur schwer zu realisieren ist, behilft man sich mit einer leicht herzustellenden Kante. Die 1. Ableitung des Kantenbildes wiederum führt dann auf das Linienbild (Abb. 3.7).

Aus dem nach 3.3.2 gewonnen Datensatz mit der gemittelten und unterabgetasteten



(a) Kantenbild mit Einteilung der zu mittelnden Bereiche



(b) Unterabtastung der Kante durch spaltenweise Anordnung der Pixelwerte

Abbildung 3.5: Auswahl der Kante

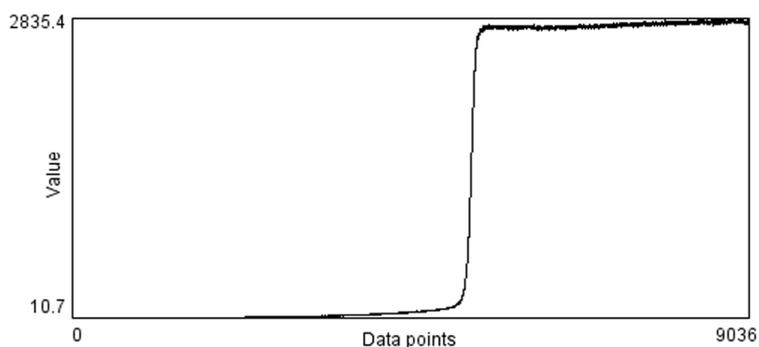


Abbildung 3.6: Gemittelt unterabgetastetes Kantenbild (Kantenbildfunktion)

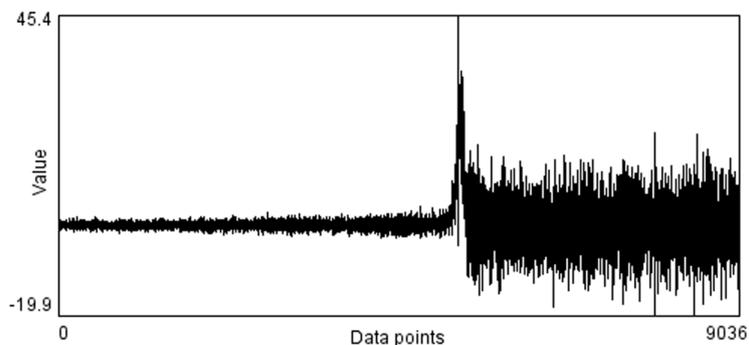


Abbildung 3.7: Linienbildfunktion (1. Ableitung des Kantenbildes aus Abb. 3.6)

Kante wird nun die 1. diskrete Ableitung berechnet:

$$s'(x) = \frac{1}{2 * \Delta x} (s(x + \Delta x)) - s(x - \Delta x))$$

Es wird also das Signal mit einem um $2 * \Delta x$ verschobenen Signalpunkt verglichen und der Mittelwert gebildet. Der Bezugspunkt x liegt in der Mitte zwischen den beiden anderen Signalpunkten. In unserem Fall ist $\Delta x = 1$, d.h. es wird die Differenz zweier Pixel gebildet und das Ergebnis in das zwischen den beiden gelegenen geschrieben.

Gut zu erkennen in Abb. 3.7 ist das höhere Rauschen in den niedrigen Grauwertbereichen, das durch die diskrete Ableitung noch verstärkt wird, aber das eigentliche Signal nicht wesentlich beeinflusst.

3.3.4 Fensterfunktion

Bei der diskreten Fouriertransformation wird die Signalfunktion im Gegensatz zur kontinuierlichen Fouriertransformation als begrenzt und periodisch fortgesetzt angenommen (Abb. 3.8). Oder genauer ausgedrückt, aus einem diskreten, periodischen Signal im Ortsbereich, wie in unserem Fall, wird ein diskretes, periodisches Spektrum im Frequenzbereich. Die Periodisierung ist in diesem Fall die Ausschnittbildung der Kante an den Rändern der ROI, die Diskretisierung ergibt sich aus der Pixelmatrix des digitalen Bildes.

Die Übergänge an den Bildrändern von einer Periode zur nächsten (Abb. 3.8)) führen bei großen Sprüngen zu einer großen Bandbreite im Frequenzspektrum, also zu einer groben Verfälschung des eigentlichen Signales. Es ist also notwendig die Randbereiche gegen Null abfallen zu lassen ohne das eigentliche Signal stark zu verfälschen. Hierzu wird das Signal mit einer Fensterfunktion ([1], S. 342ff) multipliziert, so dass das Signal an beiden Rändern kontinuierlich abfällt. Da das Maximum der Fensterung in der Mitte des Signalverlaufs liegt (eine halbe Sinusperiode über die gesamte Breite des Signales), sollte die Kante die Querseite der ROI auch in der Mitte schneiden, und zwar jeweils auf der Seite, die den Signalverlauf bestimmt (siehe Kap. 3.3.2).

Das Hanning-Fenster erweist sich in der Praxis als guter Kompromiss zwischen geringer Beeinflussung des Signalspektrums und guter Abschwächung des Signalverlaufs in

den Randbereichen:

$$w(x) = f(x) * 0,5 * \left(1 - \cos \frac{x * \pi}{r}\right) \quad \text{mit } r: \text{Breite des Signales und } x \leq r.$$

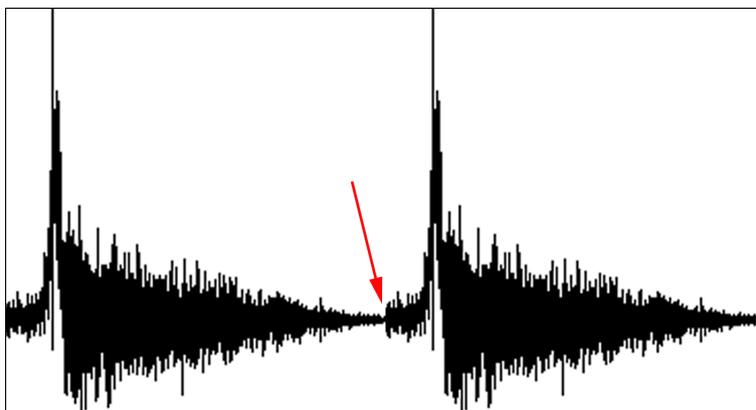


Abbildung 3.8: Periodische Fortsetzung eines diskreten Signal mit dem Sprung an den Periodenübergängen

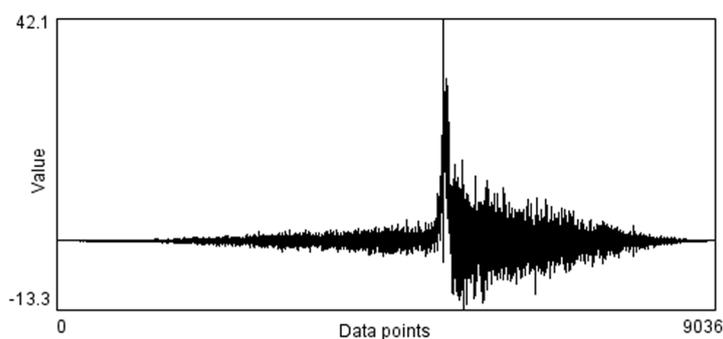


Abbildung 3.9: Ergebnis der Fensterung des Signales aus Abb. 3.7 mit dem Hanning-Fenster

3.3.5 SFR

Die gefensterte Signalfunktion kann nun transformiert werden. Definition der 1-dimensionalen diskreten Fouriertransformation:

$$F(u) = \frac{1}{N} * \sum_{x=0}^{N-1} f(x) \exp \frac{-j * 2 * \pi * u * x}{N} \quad \text{für } 0 \leq u < N.$$

Der Betrag der Übertragungsfunktion ergibt die SFR:

$$SFR(u) = |F(u)|.$$

Abschließend wird die SFR bei der Frequenz 0 (mittlerer Grauwert) auf 1 normiert.

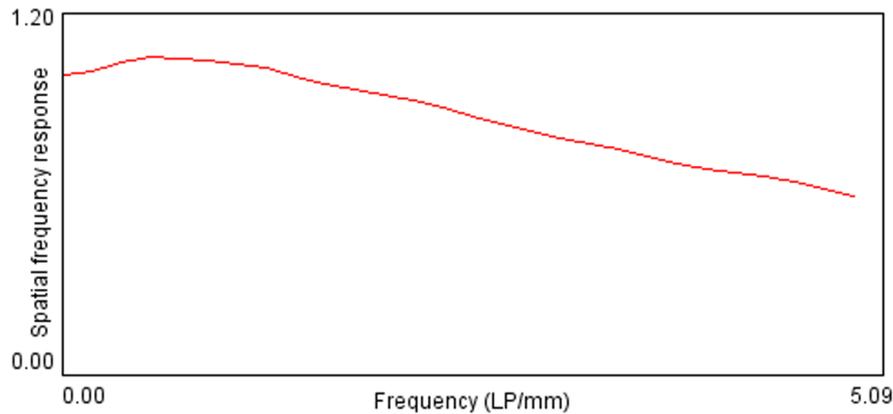


Abbildung 3.10: SFR des Signales aus Abb. 3.7

In Abb. 3.10 ist die SFR bis zur Nyquist-Frequenz dargestellt. Auf der x-Achse wird die Frequenz in Linienpaare/mm aufgetragen, auf der y-Achse die entsprechenden SFR Werte.

$$\text{Nyq-Freq} = \frac{1}{2 * f} \quad (\text{mit } f = \text{höchste vorkommene Frequenz in LP/mm})$$

Die Darstellung als Kurve täuscht darüber hinweg, dass es sich um diskrete Werte handelt.

3.3.6 Korrekturen der SFR

Da die angewandten mathematischen (diskrete Fouriertransformation) und praktischen Verfahren (Verkippung der Kante) systemimmanente Fehler aufweisen, werden diese abschließend korrigiert. So gibt es durch die Verkippung der Kante gegenüber der Pixelmatrix eine geringfügige Verfälschung der gemessenen Frequenz, da diese parallel zur Pixelmatrix bestimmt werden muss. Es findet also eine winkelabhängige Korrektur der Frequenzen statt:

$$u_i = u_i * \cos \alpha \quad \text{mit } \alpha = \text{Winkel der Kante zur Pixelmatrix}$$

Eine weitere Korrektur ergibt sich aus der diskreten Ableitung (siehe 3.3.3), wobei näherungsweise gilt:

$$G(u) = 2\pi i u * S(u) \quad \text{mit } u: \text{Frequenz, } S(u) \text{ Fouriertransformierte}$$

Die diskrete Ableitung im Ortsbereich entspricht also einer Multiplikation im Frequenzbereich. Weiterhin ist die Abtastung mit dem Abstand von zwei Pixeln zu berücksichtigen. Man kann dies so interpretieren, dass es sich um die „Ableitung“ einer Rechteckfunktion handelt, dies entspricht wiederum im Frequenzbereich folgender Vorgehensweise:

$$G(u) = \sin(2\pi u) \quad \text{mit } u: \text{Frequenz, } G(u): \text{Fouriertransformierte}$$

Fügt man beide Formeln und zusammen ergibt sich folgende Rechenvorschrift zur Korrektur der SFR:

$$SFR(u) = SFR(u) * \frac{\frac{2*\pi*u}{N}}{\sin \frac{2*\pi*u}{N}} \quad (\text{mit } 1/N = \text{maximale Frequenz})$$

Anders formuliert:

$$SFR(u) = SFR(u) * \frac{1}{\text{sinc} \frac{2*\pi*u}{N}}$$

Diese Korrektur der diskreten Ableitung ist bereits in verschiedenen Arbeiten untersucht worden, unter anderem von Cunningham und Fenster [3] 1987. Die Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass der Fehler in der SFR aufgrund der diskreten Ableitung vernachlässigbar klein ist, wenn die Abtastfrequenz mindestens viermal so groß ist wie die Nyquistfrequenz. In unserem Fall ergibt sich durch die Unterabtastung ein Faktor der größer als zehn ist und somit diese Bedingung erfüllt.

3.3.7 Initialisierung der SFR Messung

Da die SFR-Messung eine relative Messung ist, muss zur Abnahmeprüfung eine Initialmessung mit den dafür notwendigen Einstellungen von kV und mAs durchgeführt werden. Durch klicken auf die Initialisierungstaste wird eine SFR-Messung ausgelöst und die Werte für den SFR-Index in vertikaler und horizontaler Richtung in der Datei

`initSFR.txt` im Verzeichnis `C://PAS1054` gespeichert. Bei allen folgenden Messungen werden diese Daten ausgelesen und mit den jeweiligen aktuellen Messergebnissen verglichen. Bei erneuter Initialisierung wird nach einer Bestätigungsabfrage erneut eine Referenzmessung durchgeführt und die Referenzdatei `initSFR.txt` aktualisiert.

3.3.8 Bestimmung und Speicherung von SFR und SFR-Index

Ist eine Messung der SFR durchgeführt worden, werden die Ergebnisse von vertikaler und horizontaler SFR in einer Datei mit dem Namen der kompletten Pfadangabe des bearbeiteten Bildes im Verzeichnis `C://PAS1054/SFR` abgespeichert. In Tabelle 3.3 ist ein Beispiel für ein Messergebnis wiedergegeben. Die Anzahl der gemessenen Frequenzen ergibt sich aus der Breite des Messbereiches, d.h. aus der Anzahl der Pixel über die Breite des SFR Messbereiches (3.5). Die höchste vorkommende Frequenz ist ein Linienpaar pro zwei Pixel, d.h. ein Hell-Dunkelwechsel zwischen zwei Pixeln. Um Aliaseffekte auszuschließen werden nur die SFR-Werte bis zur Nyquistfrequenz bestimmt. Die Anzahl der Messwerte entspricht demzufolge einem Viertel der Breite (in Pixeln) des Messfeldes. Je breiter also der Messbereich, desto feiner ist die Unterteilung des Frequenzbereiches in die einzelnen diskreten Frequenzen, bei denen die SFR bestimmt wird.

3.4 Die Benutzeroberfläche und ihre Funktionalität

Die grafische Benutzeroberfläche (GUI=Graphical User Interface) wird so einfach und übersichtlich wie möglich gehalten, um mit wenigen Tastenklicks einen kompletten Testdurchlauf durchführen zu können. Die Oberfläche ist in drei logisch zusammenhängende Testbereiche eingeteilt, für die jeweils eine eigene Aufnahme notwendig ist. Für den ersten Bereich wird eine Phantomaufnahme mit entsprechendem Testeinsetzung, wie in Abb. 3.1 gezeigt, benötigt. Für den zweiten muss eine homogene Aufnahme vorhanden sein, und für das "Ghost Imaging" eine Aufnahme mit der in der PAS 1054 (Anhang A, S. 45) beschriebenen Kante. In den Informationsfeldern auf der rechten

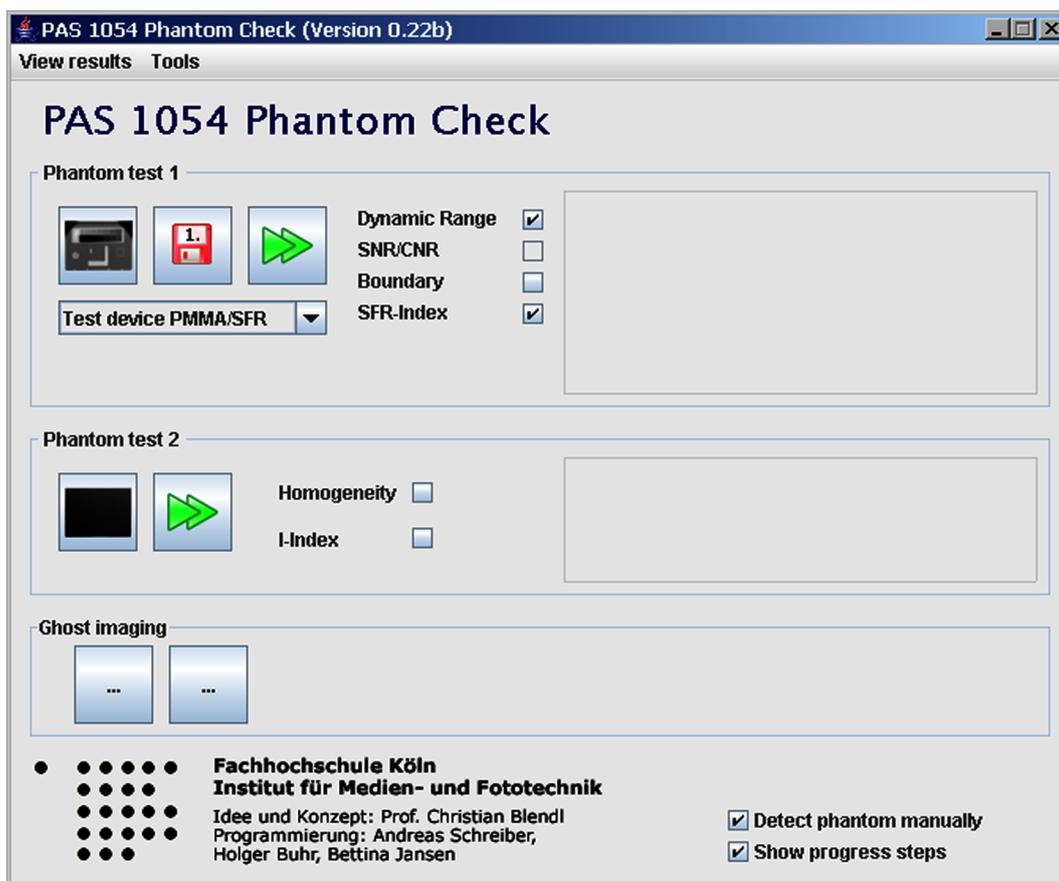


Abbildung 3.11: Die grafische Benutzeroberfläche

Seite (Abb. 3.4) wird mitgeteilt, ob ein Test bestanden wurde, oder was die Ursache für das Nichtbestehen ist. Eine genaue Dokumentation der Messergebnisse ist über das Menu “View results“ einzusehen. Hierbei werden die in der Textdatei chronologisch gespeicherten Messdaten in einem neuen Fenster geöffnet.

3.4.1 Testbereich I: Prüfkörper

Für die Initialisierung bei der Abnahmeprüfung muss für die SFR- und die Dynamikumfangmessung jeweils eine Referenzdatei erstellt werden. Beim Auslösen dieser Initialisierung (mittlere Taste mit Rotem Diskettensymbol), werden beide Messungen sukzessive ausgeführt und die Ergebnisse in den Dateien `initgreysteps.txt` und `initSFR.txt` im Verzeichnis `C://PAS1054` gespeichert. `initSFR.txt` beinhaltet lediglich die zwei Werte für den SFR-Index in vertikaler und horizontaler Richtung, `initSFR.txt` eine Tabelle über alle 14 Messfelder der Grautreppe [9]. Bei einer Neuinitialisierung wird abgefragt, ob die alten Daten überschrieben werden sollen. Mit Hilfe des Menus „Select your test device“ wird festgelegt, welcher Testeinsatz für die Aufnahme verwendet wurde, in Abhängigkeit davon können nur bestimmte Tests durchgeführt werden. Nur mit dem neu entwickelten Kanteneinsatz kann z.B. die SFR gemessen werden. Mit der linken Taste wird ein DICOM-Bild geöffnet und mit der rechten Taste werden alle ausgewählten Tests nacheinander abgearbeitet und die Ergebnisse gespeichert, indem sie in den jeweiligen Textdateien hinten angehängt werden. Eine sichere Kennzeichnung wird dadurch gewährleistet, dass zum jeweiligen Messergebnis der Dateiname in voller Länge des Pfades angegeben wird, sowie der genaue Messzeitpunkt.

In der Protokolldatei `ImageOverview.txt` (3.5) wird festgehalten, welche Bilder bereits analysiert wurden. Wird versucht einen Test auf dasselbe Bild ein zweites mal anzuwenden erscheint eine Warninformation, die allerdings eine erneute Prozessierung nicht unterbindet, da eine detektivische Funktion, welche eine solche mehrfache Testung verhindern könnte, nicht durch dieses Programm erbracht werden soll. Es hat also nur den Charakter einer Erinnerung. Als eindeutige Kennzeichnung eines Bildes eignet sich der Eintrag „SOP Instance UID“ (0008,0018) aus dem Header des Bildes (Kap. 3.2.1). Ein Eintrag in der Datei `ImageOverview.txt` beinhaltet zuerst die ID des Bil-

des und anschließend einen vierstelligen binären Zahlencode. Die null steht hierbei für einen nicht durchgeführten Test an diesem Bild, die eins dafür, dass dieser Test bereits absolviert wurde. Die vier Ziffern geben dabei die Reihenfolge der Tests wieder, wie sie auf der GUI von oben nach unten auszuwählen sind. Es ist möglich verschiedene Tests an demselben Bild zu unterschiedlichen Zeitpunkten durchzuführen, der Eintrag in der Protokolldatei wird dabei aktualisiert.

3.4.2 Testbereich II: Homogene Aufnahme

Gleiches Procedere wie unter 3.4.1 beschrieben gilt auch für den zweiten Testbereich, mit dem Unterschied, dass hier keine Initialisierung notwendig ist. Weitere Informationen sind der Diplomarbeit von Andreas Schreiber zu entnehmen [9].

3.4.3 Testbereich III: Ghost imaging

Der Test zu „Ghost imaging“ wurde von Bettina Gerndt im Rahmen einer weiteren Diplomarbeit programmiert. [4].

3.4.4 Das Menu Ergebnisse

Im Menueintrag „View results“ können die Ergebnisse aufgerufen werden. Es werden die gespeicherten Daten in einem Fenster in Tabellenform dargestellt (Abb.3.12).

3.4.5 Optionen

Optional können in der aktuellen Version des Programmes zwei Vorgaben eingestellt werden. Zum einen die manuelle Detektion des Prüfkörpers (Kap. 3.2.4), und zum anderen eine schrittweise Anzeige der einzelnen Schritte bei Detektion und Messung („Show progress steps“).

SFR Index (vertical)	Deviation (%)	SFR Index (horizontal)	Deviation (%)	SFR Ratio
07.03.2007 15:31:30 C:\Primescan\Phantomaufnahmen\PAS1054\Fuji\Mo_Mo\PA3\ST1\SE2\IM1				
0.8458125924116066	66.3 %	0.9209903337048089	68.66 %	1.09
07.03.2007 16:00:16 C:\Primescan\Phantomaufnahmen\PAS1054\Konica_Minolta\PAS M Kante\PA2\ST1\SE1\IM1				
0.5085961478573466	0.0 %	0.5476343880325913	0.28 %	1.08
07.03.2007 16:22:49 C:\Primescan\Phantomaufnahmen\PAS1054\LORAD\09052006B\09052006B\im_2\0000,0000b.dcm				
0.8341148760968649	64.0 %	0.8526983118380665	56.15 %	1.02
07.03.2007 16:25:40 C:\Primescan\Phantomaufnahmen\PAS1054\LORAD\09052006B\09052006B\im_2\0000,0000b.dcm				
0.8341148760968649	64.0 %	0.8526983118380665	56.15 %	1.02

Abbildung 3.12: Aufruf der SFR Ergebnisse aus dem Menu

Boundary	Misst die Anzahl der Kugeln im brustwandseitigen Bereich des Prüfkörpers. Es müssen mindestens sechs Kugel vorhanden sein. [9]
Conformity	Prüfung auf niedrige Frequenzen, also Grauverläufe über das gesamte Bild (Heel-Effekt). [9]
Constants	Beinhaltet feste Angaben, wie z.B. Pfade zu Verzeichnissen und Größenangaben des Prüfkörpers. [9]
MathTools	Enthält verschiedene Methoden zur Messung von mittlerem Grauwert, Standardabweichung, SRV und andere mathematischer Algorithmen
Corner & HarrisCorner-DetectorModified	Detektiert die vier Ecken des quadratischen durch Blei markierten Messbereichs zur CNR-Messung. Modifizierter HarrisCornerDetector [1]
Detect	Erkennt den Prüfkörper und ermittelt verschiedene Kenngrößen (Geometrischer Fixpunkt, Vergrößerungsfaktor)
DynamiRange	Zur Bestimmung von Dynamikumfang und SNR in allen Graustufen [9]
Header	Liest wichtige Informationen aus dem Header(Hersteller, Pixelgröße, u.a.)
Manufacturer	Legt die geometrischen Bezugspunkte zur Detektion des Prüfkörpers in Abhängigkeit vom Hersteller fest
Offset	Misst den Nullpunkt (Gain, Offset) des Bildes im Bereich des Bleistückes, wird für SNR-Messung benötigt.
Phantom	Hauptprogramm mit grafischer Oberfläche
SFR.java & SFRIndex.java	Messung der Spatial Frequency Response, der Fläche unter der SFR-Kurve (AUC=Area Under Curve) und des SFR-Index (Relativmessung)
SetGreySteps	Erzeugt die Referenzdatei für die Messung des Dynamikumfangs, da es sich dabei um eine Relativmessung handelt[9]
SnrCnr	Misst das Signal- und Kontrastverhältnis an den definierten Messpunkten hinter PMMA und 0,2 mm Aluminium.[9]
UIndex	Misst den Unbestimmtheitsindex, eine quantitative Aussage zu Defektpixeln und ihren Nachbarschaftsbeziehungen. [9]

Tabelle 3.1: Die Javaklassen und ihre Funktion.

Vertical edge:	
Edge Angle:	-1.64°
Lines per dataset:	35
Number of datasets:	13
Pixels per line:	110 pixels
Pixel pitch:	100.0 μm
Horizontal edge:	
Edge Angle:	-1.5°
Lines per dataset:	38
Number of datasets:	10
Pixels per line:	110 pixels
Pixel pitch:	100.0 μm

Tabelle 3.2: Anzeige von Informationen zur Winkelmessung

Vertical SFR	
0.00	1.00
0.18	1.07
0.36	1.14
0.54	1.13
0.71	1.13
0.89	1.12
1.07	1.10
1.25	1.10
1.43	1.05
1.61	1.03
1.79	1.01
1.97	0.99
2.14	0.98
2.32	0.95
2.50	0.92
2.68	0.89
2.86	0.86
3.04	0.84
3.22	0.81
3.39	0.80
3.57	0.77
3.75	0.75
3.93	0.73
4.11	0.72
4.29	0.71
4.47	0.68
4.64	0.65
4.82	0.64

Tabelle 3.3: Die SFR Messwerte: linke Spalte Frequenz [LP/mm], rechte Spalte SFR-Wert

SFR-Index vertical	Deviation (%)	SFR-Index horizontal	Deviation (%)	SFR ratio
10.01.2007 17:45:41				
C:\\Primescan\\Phantomaufnahmen\\PAS1054\\MoMo CB\\32 kV				
0.775	3.07	0.754	2.9	0.97

Tabelle 3.4: SFR-Index Messergebnisse

1.2.392.200036.9125.9.0.251860987.1275117568.103625235	1111
1.2.840.113619.2.66.2164245562.1345060123143825.133	1000
1.2.840.113619.2.66.2164245562.1345060123143909.137	1000
1.2.840.113619.2.66.2162657999.25726060713140931.3	0001
1.2.840.113619.2.66.2162657999.27936060713141353.3	0001
1.2.840.113619.2.66.2158524133.13741060608170204.15	1000

Tabelle 3.5: Protokolldatei für bereits durchgeführte Tests an Bildern

4 SFR Messung und Ergebnisse

Um die Stabilität der SFR-Messung zu untersuchen, wurde zum einen eine Testreihe durchgeführt, welche eine Änderung der SFR-Kurve in Bezug zu einer Verschiebung des Messfeldes setzt. Zum anderen eine Testreihe bei verschiedenen Aufnahmeparametern (kV, mAs) und verschiedenen Herstellern.

4.1 Vergleichsmessungen bei unterschiedlichen Aufnahmeparametern und verschiedenen Herstellern

Im Anhang A findet sich eine Übersicht über die bisher durchgeführten Messungen der SFR an einigen Mammographiegeräten. Es wurden dabei zwei Messreihen durchgeführt, zum einen eine mAs-Reihe bei gleich bleibender kV (A.4, A.1, A.2, A.3) und eine kV-Messreihe bei gleich bleibendem mAs-Wert (A.5). Es fällt auf, dass nur bei Fuji und Kodak ein signifikanter Unterschied in den SFR Kurven bei den verschiedenen Expositionseinstellungen festzustellen ist. Bei dem Fuji FCR 5000 MA fällt eine Abhängigkeit der SFR Kurven vom mAs-Wert auf, und zwar derart, dass die SFR um so schlechter wird je höher der mAs-Wert ist. Ein gravierender Unterschied ist außerdem zwischen den vertikalen und horizontalen SFR Kurven festzustellen. Die SFR in vertikaler Richtung hat bei geringen Frequenzen SFR Werte über der bei Frequenz 0 (Mittelwert oder auch DC-Anteil genannt) auf 1 normierten Obergrenze. Außerdem fallen die Kurven der horizontalen SFR bedeutend rascher ab als die der vertikalen SFR. Hier liegt also eindeutig ein Einfluss der Nachprozessierung des Gerätes auf die Bildgüte vor. Zum einen ist eine Abhängigkeit vom mAs-Wert auf die gesamte SFR

festzustellen, zum anderen sind die Beeinflussungen nicht isotrop, sondern haben in x- und y-Richtung unterschiedliche Auswirkungen. Das Kodak CR 985 zeigt die gleichen Abweichungen bei geringen Frequenzen und das raschere Abfallen der horizontalen SFR wie das Fuji-System, allerdings divergieren die einzelnen Kurven der mAs-Reihe hier nicht.

In weiteren Messungen müssten diese ersten Ergebnisse nun verifiziert und auf ihre Ursachen hin untersucht werden.

4.2 Beeinflussung durch veränderte Auswahl des Messfeldes

Es wurde bei einer Aufnahme (GE, 26kV, MoMo-Kombination) das Messfeld dadurch variiert, dass eine manuelle Detektion durchgeführt wurde und die ROI dazu in x- und y-Richtung um bis zu 5 Pixel verschoben wurde. Dadurch ergeben sich verschiedene Mittelpunkte des Prüfkörpers und in Abhängigkeit davon Verschiebungen des Messfeldes zur SFR-Messung. Unter der Spalte „SFR-Index vertikal“ in Tabelle 4.1 ist die Fläche unterhalb der SFR-Kurve zwischen 20 und 80% des Bereiches bis zur Nyquistfrequenz wiedergegeben (Kap. 3.3). Aus der zweiten Spalte entnimmt man eine größte Abweichung von 1,2%. Als Mittelwert ergibt sich ein Wert von $81,47\% \pm 0,31\%$. Der relative Fehler beträgt somit 0,38%. Für die horizontale Messung ergibt sich eine maximale Abweichung von 2,4%, der Mittelwert beträgt $77,53\% \pm 0,68\%$. Der relative Fehler beträgt hier 0,88%. Die Abweichungen liegen somit für beide Kanten unter 1%. Eine Boxplot-Darstellung dazu zeigt Abb. 4.1. Der Mittelstrich in den Boxen stellt den Median dar, Ende und Anfang der Box markieren das 25%- bzw. 75%-Quantil, die Linien außerhalb gehen bis zu den Minimal-, bzw. Maximalwerten.

Als Kriterium für ein Nichtbestehen des Testes ist eine Differenz von 10% einer Fläche in Bezug auf die Referenzmessung vorgesehen, weitere Untersuchungen müssen verifizieren, ob dieser Wert der Wahrnehmbarkeitsschwelle des menschlichen Auges für solche Unterschiede noch angepasst werden muss.

Diese Testreihe zeigt, dass der SFR-Index eine große Sensitivität hinsichtlich der Mes-

sung des Auflösungsvermögens hat.

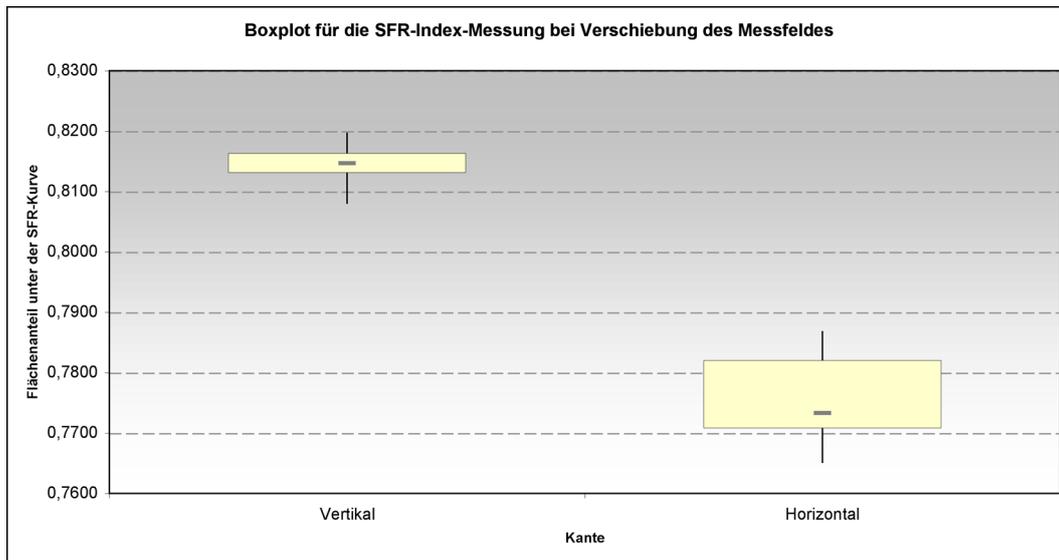


Abbildung 4.1: Boxplot zur Beeinflussung der SFR-Messung bei Verschiebung des Messfeldes

4.3 Einfluss der Brennfleckgeometrie

Bei Betrachtung der Ergebnisse in Tabelle 4.1 ist ein offensichtlicher Unterschied in den Werten für den SFR-Index zwischen der vertikalen und der horizontalen Kante festzustellen. Der SFR-Index der horizontal zur Brustwandseite liegenden Kante ist signifikant höher als der der vertikalen, wie eine Überprüfung mit Hilfe des Student t-Tests ergibt:

$$t = \frac{\overline{M}_1 - \overline{M}_2}{s_{beide}} * \sqrt{\frac{n_1 * n_2}{n_1 + n_2}}$$

mit

$$s_{beide} = \sqrt{\frac{s_1^2 * (n_1 - 1) + s_2^2 * (n_2 - 1)}{n_1 + n_2 - 2}}$$

Setzt man jeweils für M_1 und M_2 den Mittelwert der beiden Indizes ein, für s_1 , s_2 die Standardabweichung und für n_1 , n_2 die Anzahl der Messungen, so ergibt sich ein t-Wert von ca. 23, der den tabellierten Wert von 3,79 (Tabellen zu Verteilungen in jedem Statistiklehrbuch, z.B. [10], S. 582), unter für eine Wahrscheinlichkeit von 99,95 % weit

	SFR-Index horizontal	Abweichung von Referenz (%)	SFR-Index vertikal	Abweichung von Referenz (%)	SFR Verhältnis
M_1	0,8127	0,65%	0,7688	1,93%	0,95
M_2	0,8144	0,44%	0,7708	1,68%	0,95
M_3	0,8178	0,03%	0,7837	0,03%	0,96
M_4	0,8147	0,41%	0,7724	1,48%	0,95
M_5	0,8147	0,41%	0,7724	1,48%	0,95
M_6	0,8196	0,20%	0,7868	0,35%	0,96
M_7	0,8137	0,53%	0,7722	1,50%	0,95
M_8	0,8191	0,14%	0,7841	0,01%	0,96
M_9	0,8186	0,07%	0,7827	0,16%	0,96
M_{10}	0,8187	0,08%	0,7854	0,18%	0,96
M_{11}	0,8126	0,66%	0,7733	1,37%	0,95
M_{12}	0,8164	0,20%	0,7672	2,14%	0,94
M_{13}	0,8160	0,25%	0,7738	1,30%	0,95
M_{14}	0,8129	0,62%	0,7666	2,22%	0,94
M_{15}	0,8155	0,31%	0,7726	1,45%	0,95
M_{16}	0,8155	0,31%	0,7693	1,87%	0,94
M_{17}	0,8138	0,52%	0,7688	1,93%	0,94
M_{18}	0,8154	0,32%	0,7651	2,40%	0,94
M_{19}	0,8097	1,02%	0,7814	0,34%	0,97
M_{20}	0,8138	0,52%	0,7820	0,25%	0,96
M_{21}	0,8081	1,21%	0,7750	1,15%	0,96
M_{22}	0,8097	1,02%	0,7814	0,34%	0,97
\overline{M}_x	0,8147		0,7753		0,95
σ	0,0031		0,0068		0,01

Tabelle 4.1: Einfluss der Auswahl des Messbereiches auf die SFR-Indizes

überschreitet, so dass sich beide Messwerte hochsignifikant voneinander unterscheiden. Als Ursache kommen zwei Überlegungen zum Tragen, die beide ihren Ursprung in der geometrischen Lage der Kanten in Bezug zum Brennstrahl hat. Wie aus Abbildung 4.2 zu entnehmen ist, hängt die Geometrie des optischen Brennfleckes, also das Bild des elektronischen Brennfleckes der Drehanode auf dem Aufnahmetisch, vom Winkel gegenüber dem Zentralstrahl ab. Der Brennfleck des Zentralstrahls liegt in der Mitte des SNR-Messfeldes (Abb. 2.2). Da die Form des Brennfleckes für das Auflösungsvermögen mitentscheidend ist und beide Kanten von unterschiedlichen Brennfleckgeometrien betroffen sind, ist dies eine Erklärung für den Unterschied der SFR-Indizes. Weiterhin ist es möglich, dass sich die Streueigenschaften der beiden Stahlkanten gegenüber der in unterschiedlichem Winkel einfallenden Strahlung unterscheiden.

Da beide SFR-Indizes aber getrennt betrachtet und mit den Referenzwerten verglichen werden, ist dieser Unterschied für die Sensitivität der Erkennung von Langzeitveränderungen der Schärfe des Gesamtsystems irrelevant. Die getrennte Bestimmung der Schärfe ist hingegen sogar ein Vorteil, da bei CR-Systemen es nicht auszuschließen ist, dass es zu anisotropen Beeinflussungen der Schärfe kommen kann. So geschieht die Abtastung einer Speicherfolie mit dem Laser in der einen Raumrichtung und orthogonal dazu wird die Folie weitergeführt. Bei Unregelmäßigkeiten im Einzug können somit nicht-quadratische Abtastpunkte entstehen. Moiré- und Aliaseffekte bei Überlagerung des Abtastrasters mit der Kante können ebenfalls Folgen von solchen Fehlern sein.

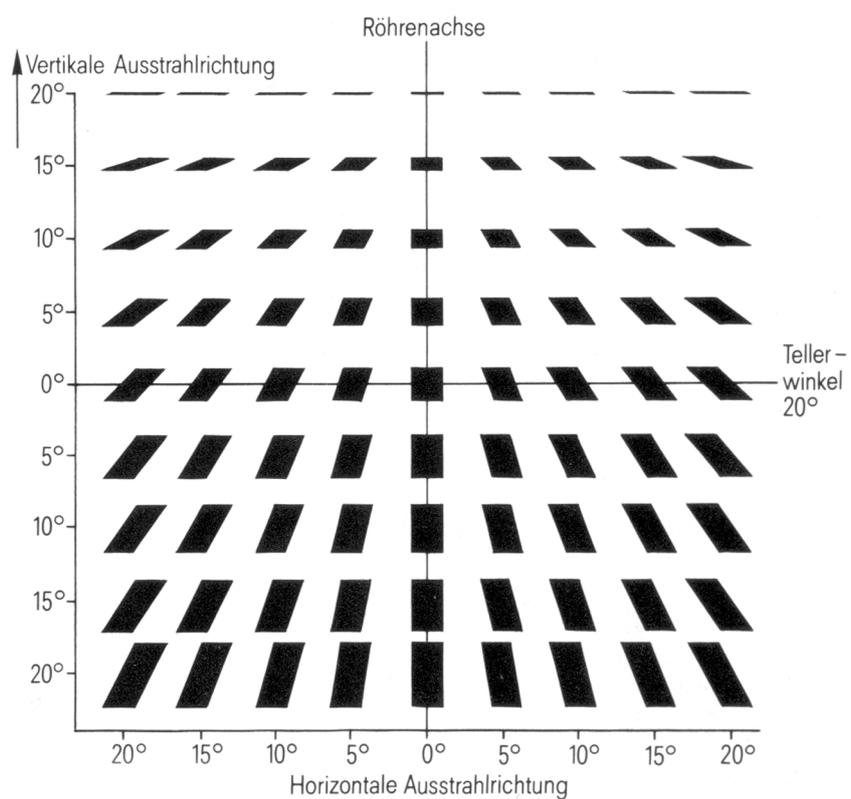


Abbildung 4.2: Die Brennfleckgeometrie mit dem Zentralstrahlpunkt im Koordinatenursprung, entnommen aus [7]

5 Schlussfolgerung

Im Rahmen dieser Arbeit konnte eine Software erstellt werden, die die Prüfkörperaufnahmen nach PAS 1054 von Mammographieeinrichtungen verschiedener Hersteller automatisch detektiert und die Messung der Spatial Frequency Response ermöglicht. Als Gütemaßstab wurde ein Flächenanteil unter der SFR-Kurve gewählt, genannt SFR-Index, der dem diagnostisch relevanten Bereich entspricht. Anhand erster Testaufnahmen wurde nachgewiesen, dass die Schankungen der Messung durch systematische Fehler um etwa den Faktor 10 niedriger liegen als die Wahrnehmbarkeitsschwelle des menschlichen Auges für die Veränderungen der Schärfe. Eine hohe Sensitivität und Reproduzierbarkeit der Messung wurde somit erreicht.

Weiterhin wurde eine einfach zu bedienende Oberfläche entwickelt und eine Speicherung der Messergebnisse implementiert.

Weitere Testreihen müssen durchgeführt werden, um eine sichere Erkennung des Prüfkörpers in den Aufnahmen anderer Hersteller und unter ungünstigen Voraussetzungen, wie hohem Rauschen, zu ermöglichen und den Algorithmus entsprechend anzupassen. Vergleichsmessungen bei Belichtungsreihen sollten weiterhin Aufschluss darüber geben, inwiefern sich die Geräteeinstellungen (kV, mAs, Fokus) auf den SFR-Index auswirken. Sinnvoll erscheint auch die Wahrnehmbarkeitsschwelle des menschlichen Auges für Änderungen des SFR-Index zu bestimmen. Weiterhin wäre es sinnvoll, den Einfluss der Brennfleckgeometrie auf die SFR Indizes in vertikaler und horizontaler Richtung zu untersuchen.

A SFR Messergebnisse

A.1 LORAD

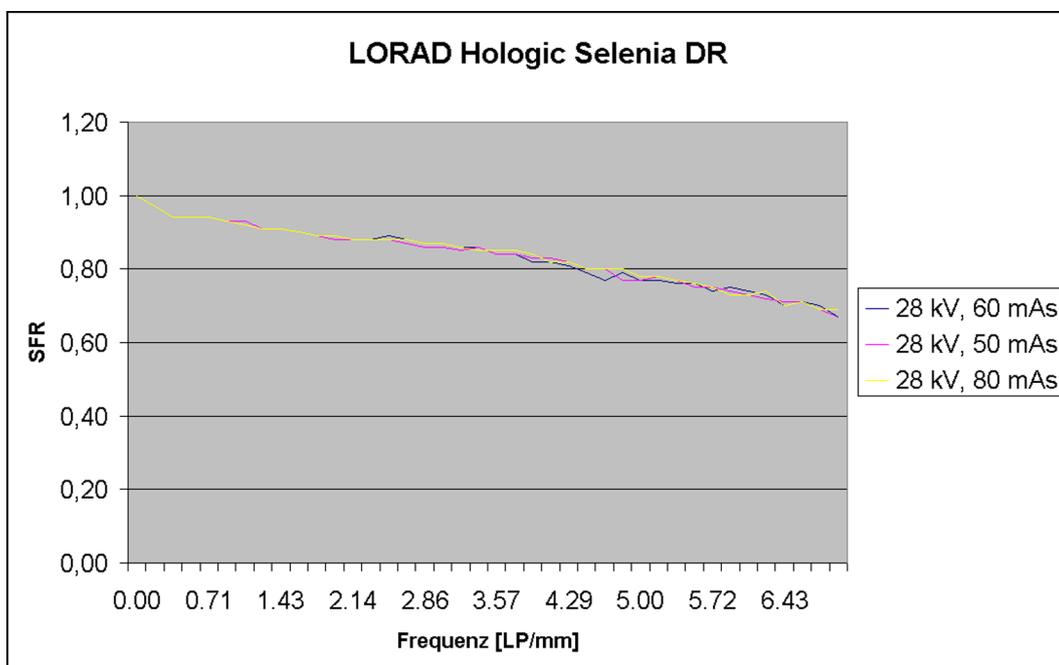


Abbildung A.1: LORAD Hologic Selenia DR: mAs Reihe bei 28 kV

A.2 Fuji FCR 5000 MA

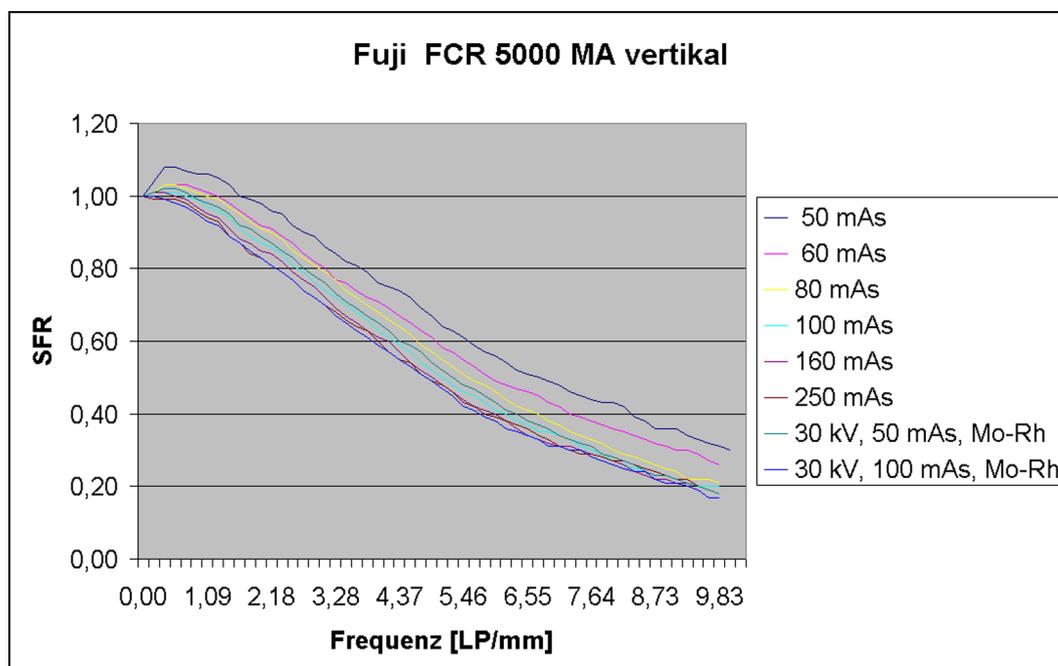


Abbildung A.2: Fuji FCR 5000 MA: mAs Reihe, vertikale SFR

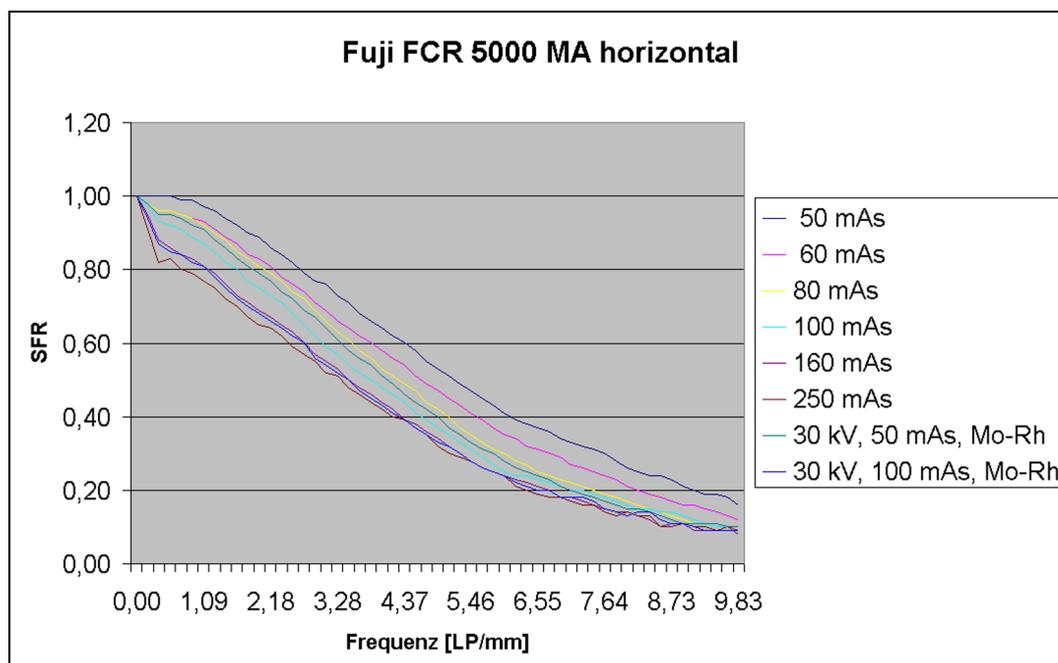


Abbildung A.3: Fuji FCR 5000 MA: mAs Reihe, horizontale SFR

A.3 Kodak CR985

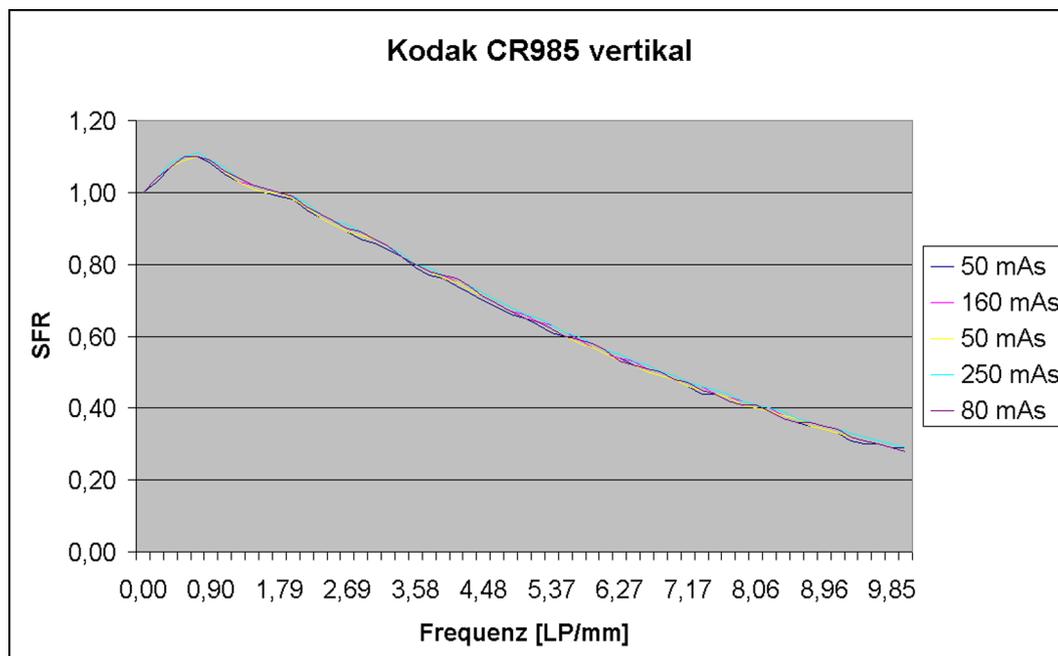


Abbildung A.4: Kodak CR985: mAs Reihe, vertikale SFR

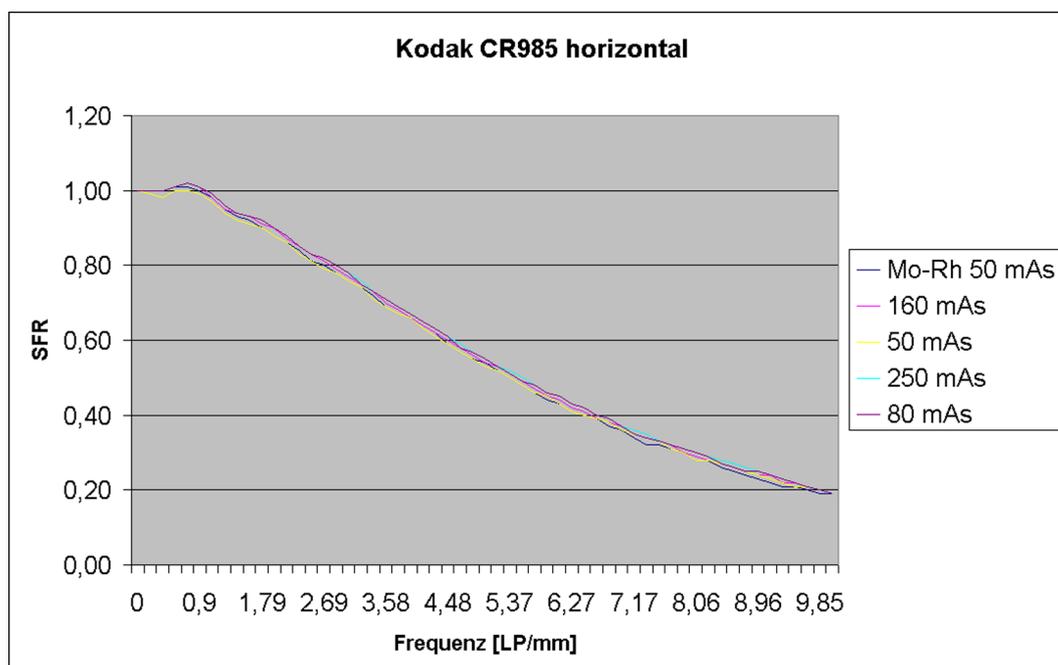


Abbildung A.5: Kodak CR985: mAs Reihe, horizontale SFR

A.4 Siemens Mammomat Novation DR

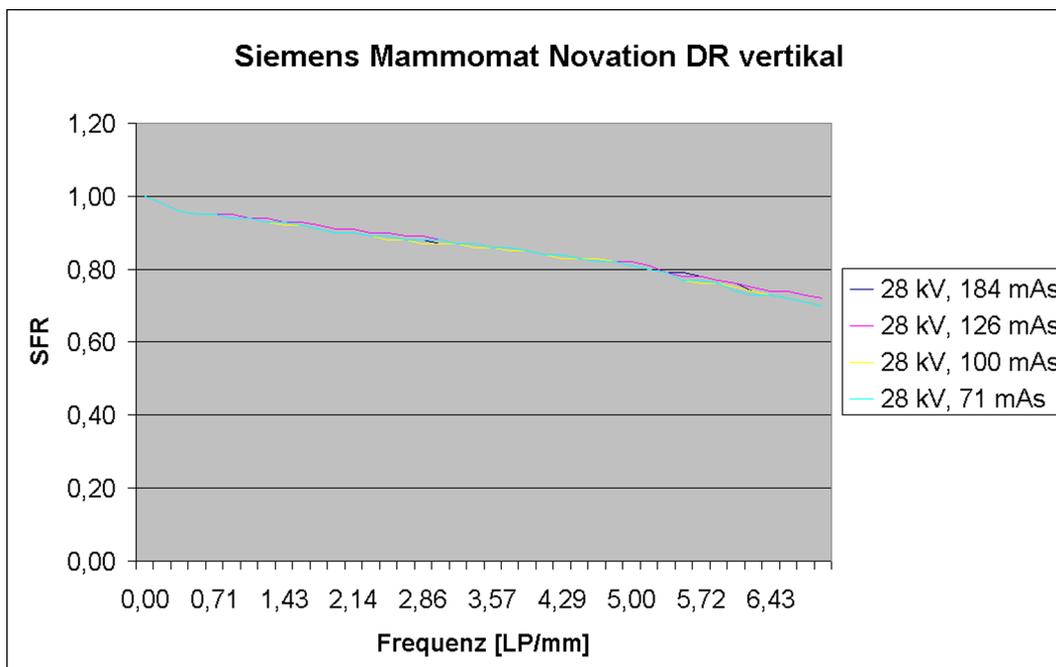


Abbildung A.6: Siemens Mammomat Novation DR: mAs Reihe, vertikale SFR

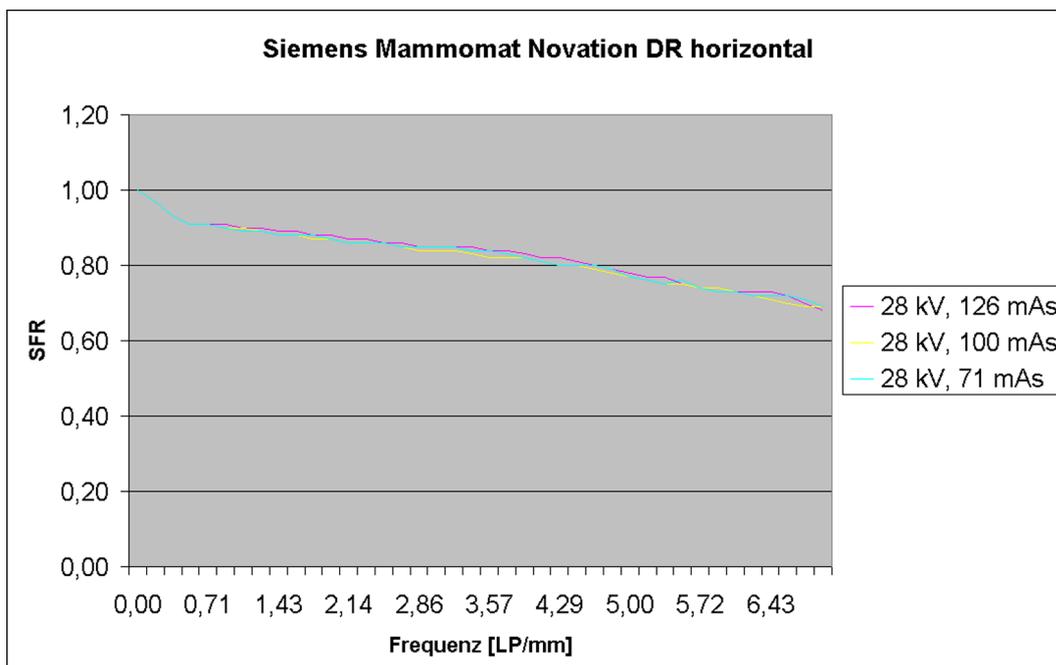


Abbildung A.7: Siemens Mammomat Novation DR: mAs Reihe, horizontale SFR

A.5 GE Senograph 2000 D

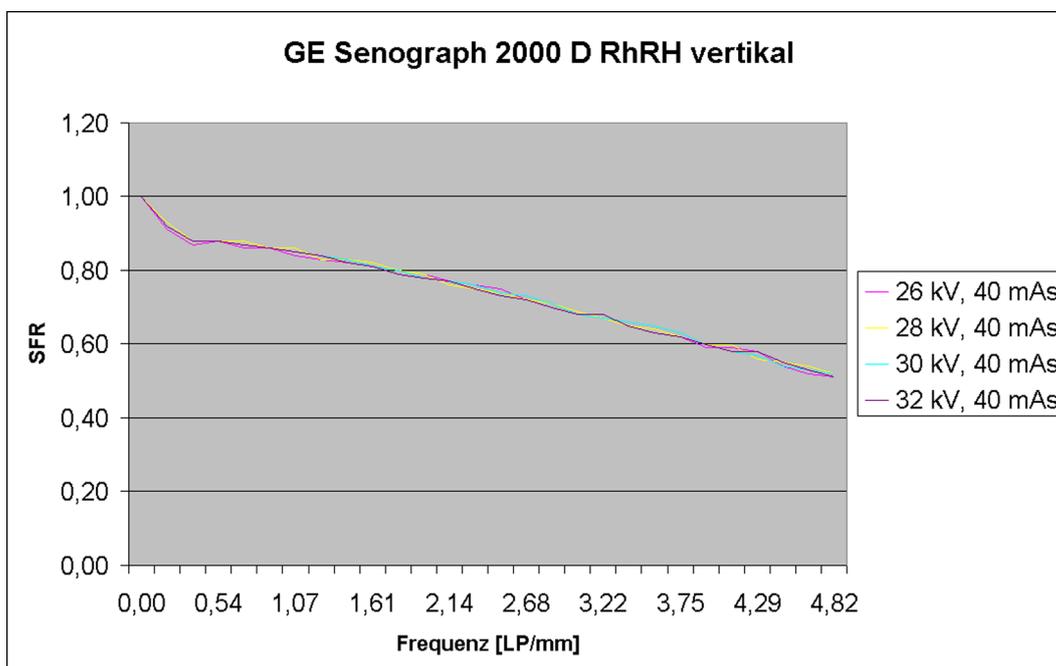


Abbildung A.8: GE Senograph 2000 D: RhRH, mAs Reihe, vertikale SFR

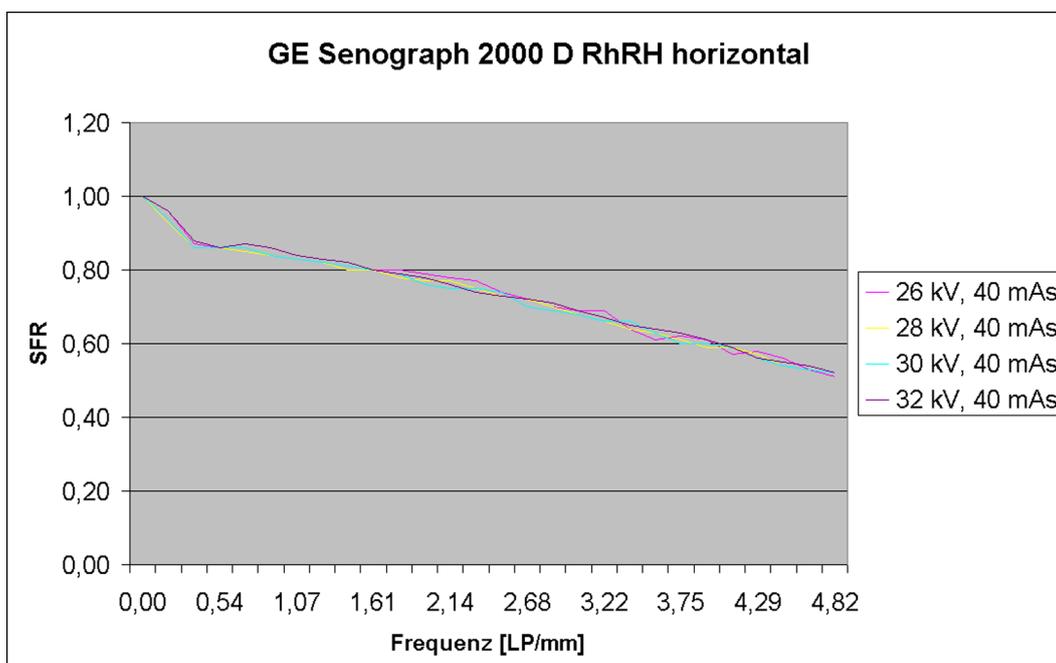


Abbildung A.9: GE Senograph 2000 D: RhRH, mAs Reihe, horizontale SFR

B Abbildungsverzeichnis

2.1	Der Prüfkörper mit dem neuen Testeinsatz	5
2.2	Aufnahme des Testeinsatzes	6
2.3	Der neu entwickelte Testeinsatz	7
3.1	Aufnahme des Prüfkörpers nach PAS 1054 mit Kanteneinsatz	10
3.2	Das Messfeld zur Detektion des Prüfkörpers	11
3.3	Festlegung der SFR Messbereiche	17
3.4	Bestimmung des Schwellwertes im Grauverlauf einer Zeile des Kantenbildes	17
3.5	Auswahl der Kante	19
3.6	Die Kantenbildfunktion	19
3.7	Die Linienbildfunktion	19
3.8	Periodische Fortsetzung eines diskreten Signal	21
3.9	Fensterung eines Signales	21
3.10	Die Spatial Frequency Response eines Signales	22
3.11	Die grafische Benutzeroberfläche	25
3.12	Darstellung der SFR Ergebnisse	28
4.1	Boxplot zur Beeinflussung der SFR-Messung bei Verschiebung des Messfeldes	35
4.2	Beeinflussung durch die Brennfleckgeometrie	38
A.1	LORAD Hologic Selenia DR: mAs Reihe bei 28 kV	40
A.2	Fuji FCR 5000 MA, vertikale SFR	41
A.3	Fuji FCR 5000 MA, horizontale SFR	41
A.4	Kodak CR985, vertikale SFR	42

A.5	Kodak CR985, horizontale SFR	42
A.6	Siemens Mammomat Novation DR, vertikale SFR	43
A.7	Siemens Mammomat Novation DR, horizontale SFR	43
A.8	GE Senograph 2000 D, vertikale SFR	44
A.9	GE Senograph 2000 D, horizontale SFR	44

C Tabellenverzeichnis

3.1	Die Javaklassen und ihre Funktion	29
3.2	Anzeige von Informationen zur Winkelmessung	30
3.3	Die SFR Messwerte	31
3.4	SFR-Index Messergebnisse	32
3.5	Protolldatei für durchgeführte Tests	32
4.1	Einfluss der Messbereichsauswahl	36

D Literaturverzeichnis

- [1] Wilhelm Burger, Mark James Burge. *Digitale Bildverarbeitung. Eine Einführung mit Java und ImageJ*. Springer, 2006.
- [2] DICOM. *Digital Imaging and Communications in Medicine*. National Electrical Manufacturers Association, 1300 N. 17th Street, Rosslyn, Virginia 22209 USA, 2006.
- [3] I.A. Cunningham, A. Fenster. A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation. *Medical Physics*, 14(4):533–537, July 1987.
- [4] Bettina Gerndt. Automatische Auswertung additiver und multiplikativer Abklingeffekte nach PAS 1054. Master's thesis, Fachhochschule Köln, 2006.
- [5] Hartmut Illers. *Development of a Standardised Technique for the Measurement of the Detective Quantum Efficiency of Digital X-ray Imaging Systems*. PhD thesis, PTB Braunschweig, 2005.
- [6] Christian Blendl, Thomas Mertelmeier. *PAS 1054. Anforderungen und Prüfverfahren für digitale Mammographie-Einrichtungen*. DIN Deutsches Institut für Normung e.V., Beuth Verlag GmbH, 10772 Berlin, 2005.
- [7] Heinz Morneburg. *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik*. Publicis MCD Verlag, 1995.
- [8] Wayne Rusband. *ImageJ*. US National Institute of Health, 1997-2006.

- [9] Andreas Schreiber. Entwicklung eines Programmes zur automatischen Messung von Prüfkörperaufnahmen in der Mammographie. Master's thesis, Fachhochschule Köln, 2005.
- [10] Ludwig Fahrmeir, Rita Künstler, Iris Pigeot, Gerhard Tutz. *Statistik, Der Weg zur Datenanalyse*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2003.

Eidesstattliche Erklärung

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

Köln, den 28.02.2007

Holger Buhr

Sperrvermerk

Die vorgelegte Arbeit unterliegt keinem Sperrvermerk.

Weitergabeerklärung

Ich erkläre hiermit mein Einverständnis, dass das vorliegende Exemplar meiner Diplomarbeit oder eine Kopie hiervon für wissenschaftliche Zwecke verwendet werden darf.

Köln, den 28.02.2007

Holger Buhr

CD-Inhalt

- ImageJ (Version 1.37)
- PlugIn Phantom Checker
- Diplomarbeit
- Ergebnisse
- Testbilder