



Ausbildungszentrum West für Gesundheitsberufe  
Innsbruck

Akademie für den Radiologisch Technischen  
Dienst

# **Röntgenbildqualität und Strahlendosis**

Diplomarbeit zur Erlangung des  
Radiologisch Technischen Diploms

Eingereicht von: Kößler Ulrike  
Pfeffer Manuela

Betreuung: Dipl. RTA Fankhauser Hubert MSc  
Dipl. RTA Fankhauser Birgit

Innsbruck, Juni 2005

## INHALTSVERZEICHNIS

ABSTRACT .....	3
1 Vorwort.....	4
2 Einleitung .....	5
3 Grundlagen .....	7
3.1 Dosisflächenprodukt .....	7
3.2 Optische Dichte ( $D_{opt}$ ) .....	8
3.3 Der Kontrast .....	9
3.4 Streustrahlung und Streustrahlenraster.....	10
4 Verwendete Prüfkörper und Messgeräte.....	12
4.1 Human-Phantome.....	12
4.2 Technische Prüfkörper.....	13
4.3 Messgeräte.....	14
5 Röntgenanlage, Bildempfangssystem .....	16
5.1 Für Experimente mit Film-Folien-System.....	16
5.2 Für Experimente mit Digitaler-Lumineszenz-Radiographie (DLR) .....	17
6 Experimente "Einfluss der Streustrahlung".....	19
6.1 Mit Niedrigkontrastphantom .....	19
6.1.1 Versuchsaufbau und -ablauf.....	19
6.1.2 Mit Film-Folien-System.....	20
6.1.2.1 Einblendung des Strahlenfeldes .....	21
6.1.2.2 Ohne und mit Streustrahlenraster .....	22
6.1.2.3 Ergebnisse .....	23
6.2 Mit Humanphantom – LWS seitlich .....	25
6.2.1 Versuchsaufbau und -ablauf.....	25
6.2.2 Mit Film-Folien-System.....	26
6.2.2.1 Einblendung des Strahlenfeldes .....	27
6.2.2.2 Ohne und mit Streustrahlenraster .....	29
6.2.2.3 Ergebnisse .....	31
6.2.3 Mit Digitaler-Lumineszenz-Radiographie.....	33
6.2.3.1 Einblendung des Strahlenfeldes .....	34
6.2.3.2 Mit Streustrahlenraster .....	36
6.2.3.3 Ergebnisse .....	37
6.3 Mit Humanphantom – Schultergelenk a.p.....	38
6.3.1 Versuchsaufbau und -ablauf.....	38

6.3.2	Mit Film-Folien-System .....	39
6.3.2.1	Einblendung des Strahlenfeldes.....	39
6.3.2.2	Ergebnisse .....	40
6.3.3	Mit Digitaler-Lumineszenz-Radiographie.....	40
6.3.3.1	Einblendung des Strahlenfeldes.....	40
6.3.3.2	Ergebnisse .....	41
<b>7</b>	<b>Experimente "Einfluss der Röhrenspannung" .....</b>	<b>42</b>
7.1	Mit Niedrigkontrastphantom .....	42
7.1.1	Versuchsaufbau und -ablauf.....	42
7.1.2	Mit Film-Folien-System.....	43
7.1.2.1	Röntgenaufnahmen.....	44
7.1.2.2	Ergebnisse .....	45
7.2	Mit Humanphantom – Schädel seitlich .....	46
7.2.1	Versuchsaufbau und -ablauf.....	46
7.2.2	Mit Film-Folien-System.....	47
7.2.2.1	Röntgenaufnahmen.....	47
7.2.2.2	Ergebnisse .....	50
7.2.3	Mit Digitaler-Lumineszenz-Radiographie.....	51
7.2.3.1	Röntgenaufnahmen.....	52
7.2.3.2	Ergebnisse .....	54
<b>8</b>	<b>Experimente "Belichtungsspielraum".....</b>	<b>55</b>
8.1	Mit Aluminium-Treppe.....	55
8.1.1	Versuchsaufbau und -ablauf.....	55
8.1.2	Mit Film-Folien-System.....	56
8.1.2.1	Röntgenaufnahmen.....	57
8.1.2.2	Ergebnisse.....	58
8.2	Mit Humanphantom – Schädel seitlich .....	60
8.2.1	Versuchsaufbau und -ablauf.....	60
8.2.2	Mit Film-Folien-System.....	61
8.2.2.1	Röntgenaufnahmen.....	61
8.2.2.2	Ergebnisse .....	63
8.2.3	Mit Digitaler-Lumineszenz-Radiographie.....	63
8.2.3.1	Röntgenaufnahmen.....	64
8.2.3.2	Ergebnisse .....	67
<b>9</b>	<b>Interpretation und Diskussion.....</b>	<b>69</b>
<b>10</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>73</b>
<b>11</b>	<b>Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>75</b>
<b>12</b>	<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>79</b>

## **Abstract**

Strahlenfeldeinblendungen, unterschiedliche Strahlenqualität (Röhrenspannung) und Strahlenquantität (mAs-Produkt) haben einen Einfluss sowohl auf die Röntgenbildqualität als auch auf die Dosisbelastung des Patienten. Wir versuchten in unserer Arbeit diese Auswirkungen im Bereich der konventionellen Radiographie anhand von ausgewählten Röntgenaufnahme-Experimenten sowohl mit technischen- als auch mit Human-Phantomen darzustellen.

In einem unserer Experimente ermittelten wir, welchen Einfluss die Streustrahlung auf die Bildqualität - insbesondere den Bildkontrast - hat, wie sich eine Strahlenfeldeinblendung auf diese auswirkt und ob sich dabei die Dosisbelastung des Patienten verändert. Weiters erbrachten wir den Nachweis, wie sich eine Änderung der Röhrenspannung bzw. des mAs-Produktes auf den Bildkontrast und die Dosisbelastung des Patienten auswirkt.

Wir untersuchten dabei auch vorhandene Unterschiede zwischen einem Aufnahmesystem mit Film-Folien-Kombination und der Digitalen-Lumineszenz-Radiographie (DLR).

### **Schlagwörter:**

Streustrahlung, optische Dichte, Bildkontrast, Belichtungsspielraum, Dosisflächenprodukt.

# 1 Vorwort

Ein Sprichwort von Laotse besagt: „Jeder Weg beginnt mit einem ersten Schritt“.

Den ersten Schritt zu wagen ist bekanntlich nicht einfach und man weiß auch nie, ob er zum richtigen Weg führt.

Die ersten Schwierigkeiten hatten wir schon beim Finden eines passenden Themas und dem dazu passenden Betreuer. Uns war es wichtig ein Thema zu wählen, das uns interessiert und gleichzeitig auch im Berufsleben von Nutzen sein kann.

Ein herzliches Dankeschön gebührt unserem Betreuer Herrn Dipl. RTA Hubert Fankhauser MSc, der uns das Thema für unsere Arbeit vorschlug, uns mit Rat und Tat zur Seite stand, uns bei jeden Schwierigkeiten mit viel Engagement unterstützte und seine Freizeit für uns opferte.

Weiters möchten wir uns bei Frau Dipl. RTA Birgit Fankhauser für die Hilfe bei der Durchführung der Experimente, der Organisation und dem Korrekturlesen der Arbeit bedanken.

Außerdem bedanken wir uns bei Prim. Univ. Doz. Dr. med. Rudolf Knapp und Dr. med. Eberhard Partl und deren Mitarbeitern, die es uns ermöglichten, die Versuche in ihrer Abteilung/Praxis durchzuführen und bei Herrn Markus Grubbauer von der Firma Philips, der uns Informationen über den komplexen Hintergrund der Bildverarbeitung in der DLR gab.

## 2 Einleitung

Bildqualität und Strahlendosis sind zwei wesentliche Begriffe in der Radiodiagnostik, die auch für uns als radiologisch-technisches Personal von großer Bedeutung sein sollen. Einerseits wird von uns gefordert Röntgenaufnahmen von diagnostisch ausreichender Bildqualität anzufertigen, andererseits sollte aber gleichzeitig auch die Dosisbelastung des Patienten so gering wie möglich gehalten werden.

Es stellt sich die Frage, was wir als radiologisch-technische Assistenten neben der korrekten Einstelltechnik dazu beitragen können, die Strahlenbelastung des Patienten zu reduzieren und trotzdem eine noch ausreichende Bildqualität zu erreichen.

- Wie wichtig ist es tatsächlich zur Verbesserung der Bildqualität die Strahlenfeldgröße zu reduzieren, das Lichtvisierfeld einzublenden?
- Welche Auswirkungen hat eine falsche Belichtung?
- Wie groß ist der Belichtungsspielraum?
- Wie verändert sich die Qualität des Röntgenbildes wenn man die Röhrenspannung zu stark erhöht?
- Welche Auswirkung hat die Strahlenfeldeinblendung und die eingesetzte Röhrenspannung auf die Dosisbelastung des Patienten?

Natürlich sind dies Fragen, die man mit unserem theoretischen Wissen aus dem Unterricht einfach beantworten könnte und die keinesfalls neue wissenschaftliche Erkenntnisse beinhalten. Aber das war auch nicht das Ziel unserer Arbeit.

Uns war es wichtig, uns auch praktisch, das heißt anhand von ausgewählten Experimenten, eingehender mit dieser Thematik zu beschäftigen und ein Bewusstsein dafür zu entwickeln, welche Rolle diese Faktoren tatsächlich für die verantwortungsbewusste Ausübung unseres Berufes spielen.

Gerade am Anfang unserer Praktikumszeit stellte sich oft die Frage nach der richtigen Belichtung, und es wurde uns meist geraten einfach ein „bisschen“ mehr Dosis zu nehmen. Erstaunlicherweise waren die Röntgenaufnahmen fast immer von ausreichend

guter Bildqualität, und die Frage nach der optimalen Belichtung rückte für uns immer mehr in den Hintergrund.

Wir haben jedoch beide auch Praktika in Bezirkskrankenhäusern absolviert, in denen noch mit dem herkömmlichen Film-Folien-System gearbeitet wurde und mussten feststellen, dass die richtige Einstellung der Aufnahmeparameter doch eine große Bedeutung hat. Über- bzw. unterbelichtete Röntgenaufnahmen hatten Wiederholungsaufnahmen zur Folge.

Bei der Arbeit mit der Digitalen-Lumineszenz-Radiographie ist uns das äußerst selten passiert. Daraus zogen wir den logischen Schluss, dass die Digitale Radiographie wesentlich weniger dosisbelastend ist, da sie weniger Wiederholungsaufnahmen erfordert. Aber kann man das wirklich behaupten? Könnte es nicht auch sein, dass wir in der Digitalen-Lumineszenz-Radiographie oft zuviel Dosis verwendet haben, ohne dass es uns wirklich bewusst war, da zu hohe Dosis eigentlich zu keiner Fehlbelichtung führt? Aus diesem Grund versuchten wir in unserer Arbeit auch diese beiden Systeme zu vergleichen und uns kritisch mit dieser Thematik auseinanderzusetzen.



## 3 Grundlagen

- Dosisflächenprodukt
- optische Dichte
- Kontrast
- Streustrahlung und Streustrahlenraster

### 3.1 Dosisflächenprodukt

Das Dosisflächenprodukt ist eine Messgröße zur Kontrolle der Strahlenexposition und damit der Strahlenbelastung des Patienten. Es beinhaltet einerseits die Bestrahlungsdosis und andererseits die bestrahlte Körperfläche, woraus wiederum das bestrahlte Körpervolumen resultiert. Somit stellt es ein äußerst kritisches Messinstrument für die Ermittlung der Strahlenbelastung des Patienten bei einer Röntgenuntersuchung dar.

Das Dosisflächenprodukt kann mit einem entsprechenden Messgerät einfach und schnell ohne zusätzlichen zeitlichen Aufwand bei der Untersuchung ermittelt werden. Auch deshalb bietet sich diese Messmethode zur Ermittlung der Patientendosis bei Röntgenuntersuchungen an.

$$\text{Dosisflächenprodukt} = \text{Energiedosis in Luft (mGy)} \times \text{Fläche (cm}^2\text{)}$$

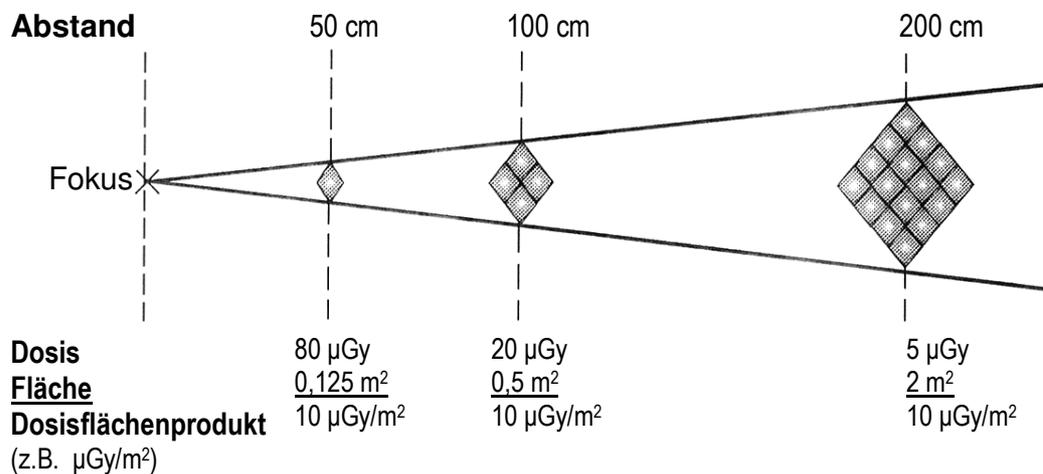
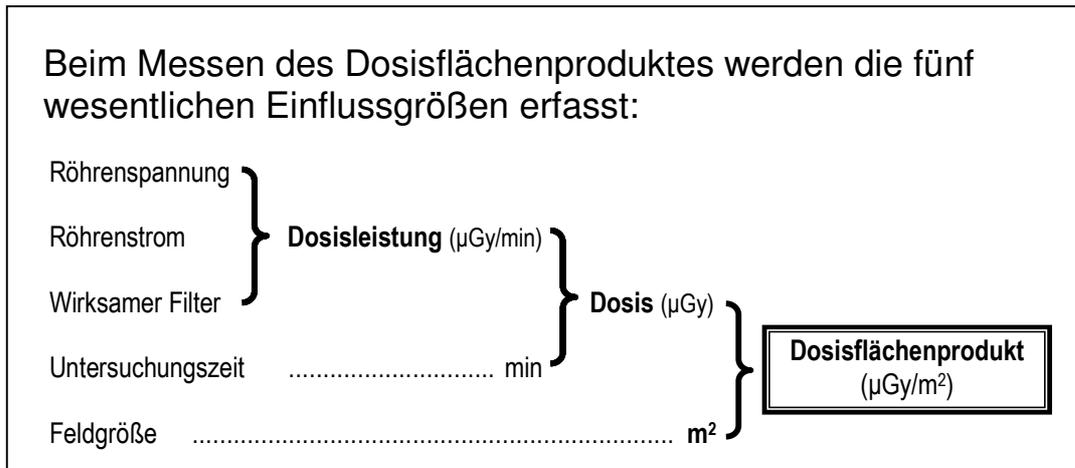


Abb. 3-1: Dosisflächenmessung

### 3.2 Optische Dichte (D<sub>opt</sub>)

Die optische Dichte eines Films wird mit Hilfe eines Densitometers ermittelt.

Sie ist definiert als das logarithmische Verhältnis der eingestrahlenen Lichtintensität I<sub>0</sub> (Lichtquelle vom Densitometer) und der hinter dem Film gemessenen Intensität I<sub>1</sub>.

$$D_{opt} = \log I_0/I_1$$

Wird ein Zehntel der einstrahlenden Lichtintensität durchgelassen, so beträgt die optische Dichte 1,0. Von einer optische Dichte 2,0 spricht man dann, wenn nur mehr ein Hundertstel der einstrahlenden Lichtintensität durchgelassen wird. Je größer der Wert von  $D_{\text{opt}}$ , desto geringer ist die Lichttransparenz bzw. desto dunkler ist der Film an dieser Stelle.

### 3.3 Der Kontrast

Beim Röntgenbild bezeichnet man als Kontrast hell – dunkel Unterschiede zwischen benachbarten Bildstrukturen. Bei großen Unterschieden spricht man von einem kontrastreichen Bild und bei kleinen Unterschieden von einem kontrastarmen Bild.

Durchdringt Röntgenstrahlung die Materie, wird sie unterschiedlich geschwächt. Diese Schwächungsunterschiede resultieren in einem messbaren Unterschied der Strahlendosis bzw. -dosisleistung, dem Strahlenkontrast, auch Objektkontrast genannt. Dieser stellt sich als Bildkontrast am Film bzw. als Helligkeitskontrast am Betrachtungsmonitor dar.

#### **Faktoren, die den Kontrast beeinflussen:**

- Dicke und Dichte des Objektes
- Dicke- und Dichteunterschiede benachbarter Objektstrukturen (Detailkontrast)
- Strahlenenergie (Strahlenqualität)
- Streustrahlung

#### **Maximalkontrast**

Verhältnis der hellsten zur dunkelsten Stelle eines Bildes (auch dynamischer Bereich).

#### **Minimalkontrast**

Kleinster visuell noch erkennbarer Dichte- oder Helligkeitsunterschied im Röntgenbild.

## 3.4 Streustrahlung und Streustrahlenraster

### Streustrahlung

Röntgenquanten treten in Wechselwirkung mit den Atomen der Materie. Neben der Primärstrahlung entsteht dabei Streustrahlung (vor allem Comptonstrahlung), die zwar fotografisch wirksam ist, aber die Bildqualität und den Schwärzungscontrast wesentlich verschlechtert. Um eine gute Bildqualität zu gewährleisten ist es deshalb wichtig, den Streustrahlenanteil zu reduzieren.

### Maßnahmen zur Verringerung der Streustrahlung

Primäre Streustrahlenreduktion (damit weniger Streustrahlung entsteht)

- Einblendung des Strahlenfeldes
- Kompression

Sekundäre Streustrahlenreduktion (Reduzierung der bereits vorhandenen Streustrahlung vor der Bildempfangseinheit)

- Abschirmungen direkt am Patienten bzw. am Untersuchungstisch (z.B. mit speziellen Bleigummivorrichtungen oder anderen Absorbermedien)
- Streustrahlenraster
- kassettennahe Einblendung

Je größer die Feldgröße des Nutzstrahlenbündels, das heißt das bestrahlte Volumen ist, umso mehr Streustrahlung entsteht. Streustrahlung trägt aber auch zur Schwärzung des Films bei. Reduziert man den auf den Film auftreffenden Streustrahlenanteil, trifft weniger Strahlung am Bildempfangssystem auf. Um aber die gleiche Grundschwärzung zu erreichen, muss die Primärstrahlung (die erzeugte Strahlendosis) erhöht werden. Das Ausmaß der erforderlichen Primärstrahlendosiserhöhung ist abhängig vom Ausmaß der Strahlenfeldeinblendung.

### Streustrahlenraster

Das Streustrahlenraster ist eine der wichtigsten und effektivsten Maßnahmen zur Reduzierung der Streustrahlung. Es wird jedoch nicht nur die Streustrahlung sondern auch ein geringer Anteil der Primärstrahlung absorbiert.

Das Streustrahlenraster besteht aus sehr dünnen Lamellen, meistens aus Pb, welche die Streustrahlung absorbieren. Dazwischen befindet sich ein so genanntes Schachtmittel, das strahlendurchlässig ist. Umschlossen ist das Raster meist von einer Aluminiumhülle.

**Selektivität**

Sie charakterisiert die Wirksamkeit eines Streustrahlenrasters und ist definiert als das Prozentverhältnis der Primärstrahlendurchlässigkeit zur Streustrahlendurchlässigkeit. Je höher die Selektivität, umso mehr Streustrahlenanteil wird absorbiert.

## 4 Verwendete Prüfkörper und Messgeräte

### 4.1 Human-Phantome



Abb. 4-1: Schädel-Phantom



Abb. 4-2: Rumpf-Phantom

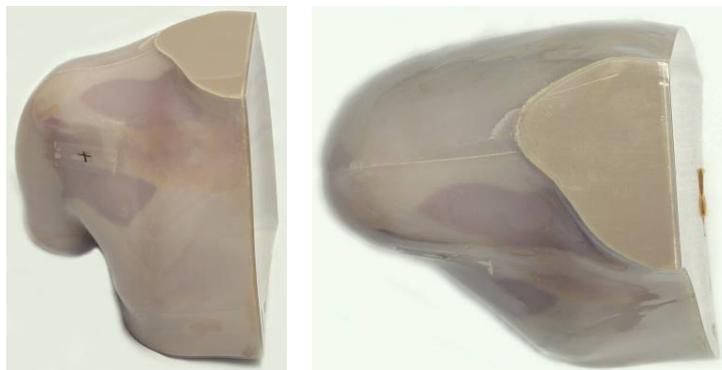


Abb. 4-3: Schulter-Phantom

Diese Humanphantome wurden uns vom Ausbildungszentrum West (AZW) Innsbruck bzw. der Universitätsklinik Innsbruck zur Verfügung gestellt. Die genauen Produktinformationen und Typenbezeichnungen sind nicht mehr eruierbar.

## 4.2 Technische Prüfkörper

### Niedrigkontrastphantom

Aus Plexiglas, versehen mit Bohrungen unterschiedlicher Durchmesser (1, 2, 3, 4 und 6 mm) und elf unterschiedlichen Bohrtiefen (0,55, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 und 10 mm).

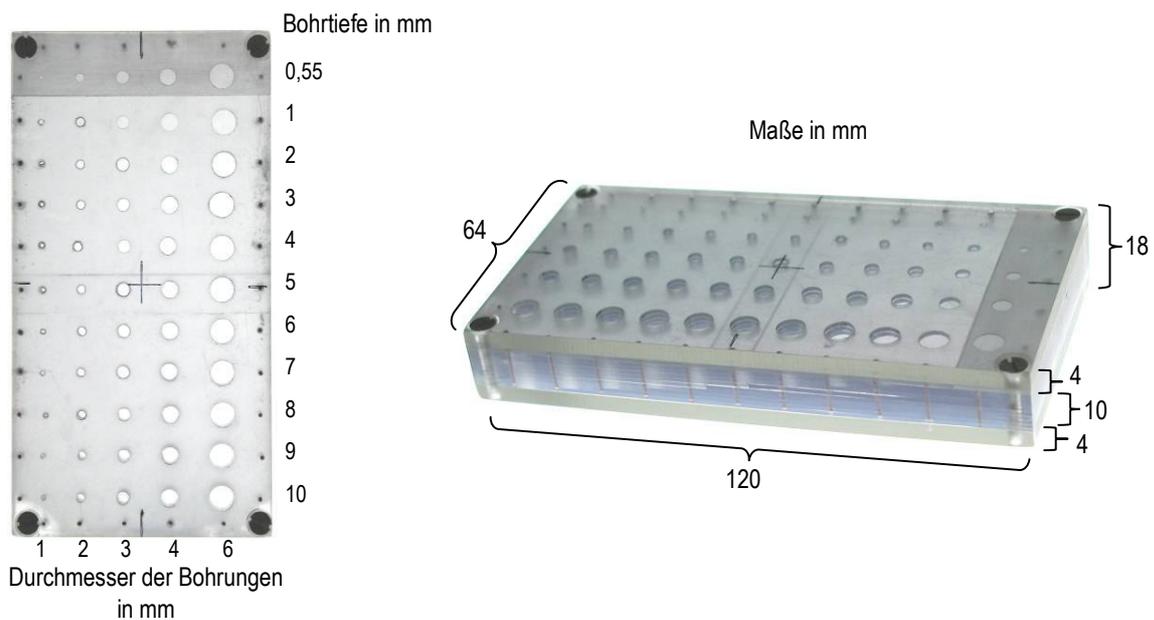


Abb. 4-4: Niedrigkontrastphantom

### Aluminium-Treppe und -Klotz

Zwölf Treppen mit der jeweils gleichen Treppenhöhe von 2 mm.

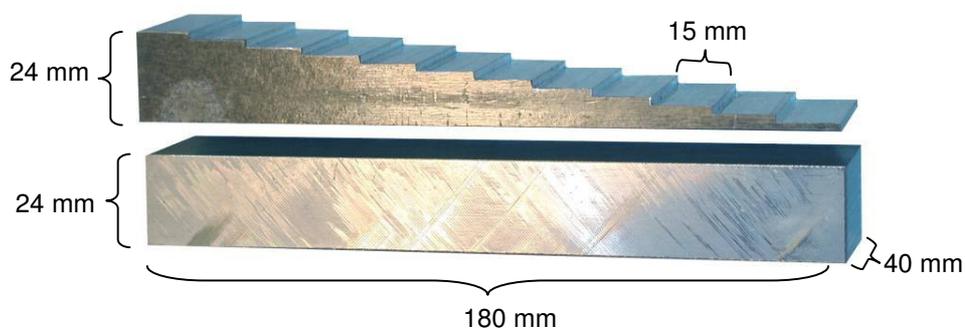


Abb. 4-5: Aluminium-Treppe und -Klotz

### Bleimarkierungen

Aus 2 mm starkem Bleiblech, mit einer Kunststoffolie überzogen.

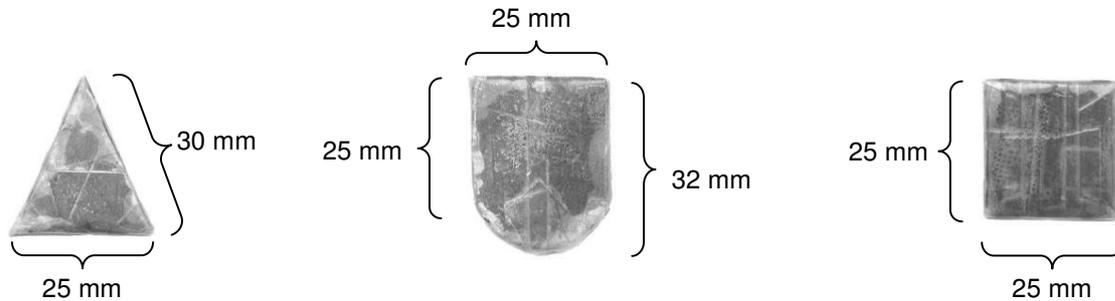


Abb. 4-6 bis 4-8: 2 mm starke Bleimarkierungen in unterschiedlichen Formen

### Wasserphantom – Streukörper

Kunststoffkanister mit Wasser gefüllt.

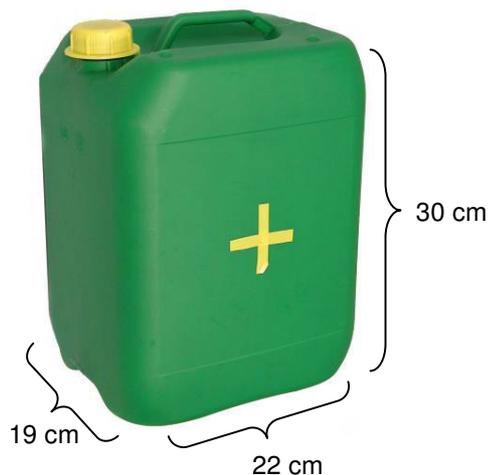


Abb. 4-9: Wasserphantom

## 4.3 Messgeräte

### Dosisflächenmessgerät Diamentor CX

Der Diamentor CX von der Firma PTW-Freiburg ist ein Messgerät für die Messung des Dosisflächenproduktes und auch der Dosisflächenproduktleistung in der Röntgendiagnostik. Dieser Typ ist als kombinierte Kammer-Displayeinheit konzipiert, mikroprozessorgesteuert und besitzt einen Messkanal. Die Messkammer (Ionisationskammer) kann direkt an der Tiefenblende der Röntgenröhre montiert (meistens in vorhandene

Schienenführung geschoben) und die Messergebnisse auf einer 8-stelligen LED-Anzeige abgelesen werden.

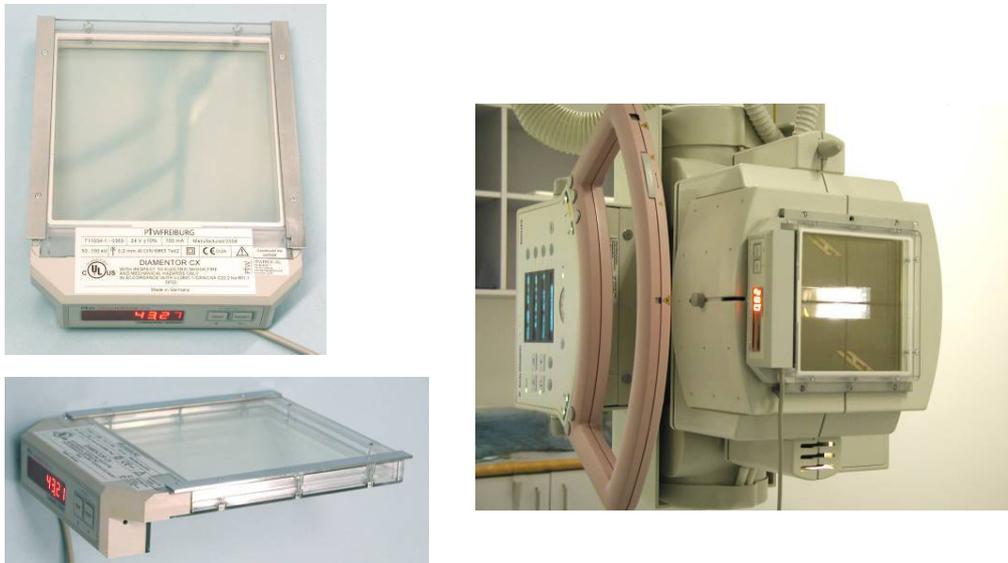


Abb. 4-10 bis 4-12: Dosisflächenmessgerät Diamentor Cx

## Densitometer



Abb. 4-13: Densitometer

Das Densitometer ist ein Messgerät zur Messung der optischen Dichte (Transparenz) eines Filmes.

Beim „darkscan“ der Firma medset electronic handelt es sich um ein kombiniertes Gerät - Sensitometer und Densitometer.

## 5 Röntgenanlage, Bildempfangssystem

### 5.1 Für Experimente mit Film-Folien-System

Die Experimente wurden in der Röntgenpraxis Dr. med. Eberhard Partl in Kitzbühel durchgeführt.

**Untersuchungsraum**      Aufnahmeraum

#### **Röntgenanlage**

Hersteller                  Philips

Generator                  Optimus 50

Anwendungsgerät          Wandbucky mit Streustrahlenraster    Pb, n 36, r 12, f 100

Röntgenröhre              Typ SRO 2550

#### **Bildempfangssystem**

Röntgenfilmkassette      AGFA Curix, Formate 24 x 30 cm und 35 x 43 cm

Verstärkerfolie            AGFA Curix, Ortho Regular

Film                          AGFA Curix, HAT 1.000 G

**Filmverarbeitung**      AGFA Tageslichtsystem

Entwicklungsmaschine    AGFA Compact EOS

Geschwindigkeit          90 sec

Chemie                      Tetenal Roentoroll HC (Entwickler)

Tetenal Superfix EC (Fixierer)

Für die Wiedergabe der Röntgenbilder in diesem Dokument wurden diese mit einer Digitalkamera vom Röntgenbildschaukasten abfotografiert. Um bezüglich der Röntgenbildhelligkeit eine möglichst authentische Wiedergabe zu erreichen, wurden bei der Kamera die Belichtungszeit und Blende konstant gehalten. Es ist jedoch nicht möglich den Bildumfang des Röntgenbildes in der gleichen Dimension wiederzugeben. Deutliche Unterschiede sind aber auch in dieser Dokumentation gut darstellbar.

## 5.2 Für Experimente mit Digitaler-Lumineszenz-Radiographie (DLR)

Die Experimente wurden im Bezirkskrankenhaus Kufstein, Abteilung Radiologie, durchgeführt. Abteilungsleiter Prim. Univ. Doz. Dr. med. Rudolf Knapp.

**Untersuchungsraum** Rasterraum

### Röntgenanlage

Hersteller Philips

Generator Optimus 80

Anwendungsgerät Wandbucky Diagnost VE/VT  
mit Streustrahlenraster Pb, n 36, r 12, f 100

Röntgenröhre Typ SRO 33100

### Bildempfangssystem

Röntgenkassette Fuji, IP Cassette, Type C

Speicherfolien Fuji, Type ST-VN

Formate 18 x 24 cm (Folien-Nr. A20539672C)

24 x 30 cm (Folien-Nr. A20941932C)

35 x 43 cm (Folien-Nr. A20898175C)

Pixelmatrix 1770 x 2370 (18 x 24 cm)

1576 x 1976 (24 x 30 cm)

1760 x 2140 (35 x 43 cm)

Auflösung 10 Pixel/mm (18 x 24 cm)

6,7 Pixel/mm (24 x 30 cm)

5 Pixel/mm (35 x 43 cm)

### Bildverarbeitungssystem

Hersteller Philips

System PCR AC5000 (Philips Computed Radiography System)

bestehend aus Bedienerterminal

Speicherfolien-Lesegerät

Workstation Easy Vision RAD

Bei der digitalen Bildbearbeitung arbeitet der Reader normalerweise so, dass er automatisch den S-Wert (Empfindlichkeit) und L-Wert (Steilheit) ermittelt – „**Automatik-Mode**“. Dies erfolgt anhand eines Vergleichs der für jede Untersuchungsregion vordefinierten Gauß'schen Kurve mit dem ausgelesenen Rohdatensatz (EDR Code definiert am USIT = vordefinierte Gauß'sche Kurve am Reader; der EDR Code wird für jede Untersuchung vom USIT zum Reader übertragen).

Wird der "**semi-Mode**" gewählt, arbeitet der Reader im Halbautomatik-Modus, das heißt der S-Wert bei fix eingestelltem L-Wert (je nach EDR Code können verschiedene Steilheiten gewählt werden) wird automatisch ermittelt. Der Vorteil davon ist die Vergleichbarkeit von spezifischen Verlaufsuntersuchungen (kein Unterschied im Kontrastverhalten bei optimaler Schwärzungseinstellung).

Wird der "**fixed-Mode**" gewählt, arbeitet der Reader mit einem fest vorgegebenen S-Wert und L-Wert und ohne Bezug auf eine vordefinierte Gauß'sche Kurve somit wie eine ganz normale Film-Folienkombination mit einem Gamma 1 - also sehr kontrastarm. Je nach EDR Code können verschiedene Empfindlichkeiten bzw. Steilheiten gewählt werden.

*Der S-Wert ist ein Indikator für die Empfindlichkeit des bilderzeugenden Systems und ist eine mit der Empfindlichkeit des Film-Folien-Systems vergleichbare Zahl. Bei Überbelichtung, das heißt zu hoher Primärdosis, sinkt der S-Wert. Unterbelichtung bewirkt eine Erhöhung des S-Wertes und gleichzeitig eine Zunahme des Rauschanteiles der Röntgenaufnahme.*

*Der L-Wert beschreibt die Steilheit der dynamischen Kennlinie und ist somit ein Maß für den Kontrast. Je kleiner der L-Wert, umso steiler ist die Linie und umso größer der Kontrast.*

Für die Wiedergabe der Röntgenbilder in diesem Dokument wurden diese im JPEG-Format exportiert.

## 6 Experimente "Einfluss der Streustrahlung"

Mit diesen Experimenten soll

- der Nachweis erbracht werden, dass im bestrahlten Körpervolumen die gerichtete Nutzstrahlung auch gestreut wird (*siehe Experimente von LWS seitlich*)
- ermittelt werden, ob überhaupt und wenn ja in welchem Ausmaß sich eine Strahlenfeldeinblendung auf die Bildqualität (Bildkontrast) und die Dosisbelastung auswirkt (*siehe Experimente vom Niedrigkontrastphantom sowie von LWS seitlich und Schultergelenk a.p.*)
- ermittelt werden, wie sich der Einsatz eines Streustrahlenrasters auf die Bildqualität (Bildkontrast) und die Dosisbelastung auswirkt (*siehe Experimente vom Niedrigkontrastphantom sowie von LWS seitlich*)

### 6.1 Mit Niedrigkontrastphantom

#### 6.1.1 Versuchsaufbau und -ablauf



Verwendete Prüfkörper:

- Niedrigkontrastphantom
- Wasserphantom als Streukörper

Verwendete Messgeräte:

- Dosisflächenmessgerät „Diamentor CX“
- Densitometer „darkscan“

Abb. 6-1: Versuchsaufbau mit Niedrigkontrastphantom

Damit gewährleistet war, dass sowohl die Positionierung des Niedrigkontrastphantoms als auch der Röntgenfilmkassette bei allen Röntgenaufnahmen gleich gehalten werden

konnte, brachten wir sowohl beim Kunststoffkanister als auch bei der Kassettenhalterung Markierungen an.

Die Kassette gaben wir jeweils für die Aufnahmen ohne Streustrahlenraster im Hochformat in die Kassettenhalterung bzw. für die Aufnahme mit Streustrahlenraster in die Buckylade.

Wir ermittelten bei jeder Röntgenaufnahme das Dosisflächenprodukt.

### **Gleichbleibende Einstellungen und Elemente**

FFA 200 cm

Wandbucky mit Raster Pb, n 36, r 12, f 100

Strahlenfeldeinblendung in Kassettenebene auf 24 x 30 cm, 8 x 14 cm und 8 x 7 cm  
kleiner Fokus

Röhrenspannung: 81 kV

Sowohl in Kitzbühel als auch in Kufstein verwendeten wir den gleichen Aufbau.

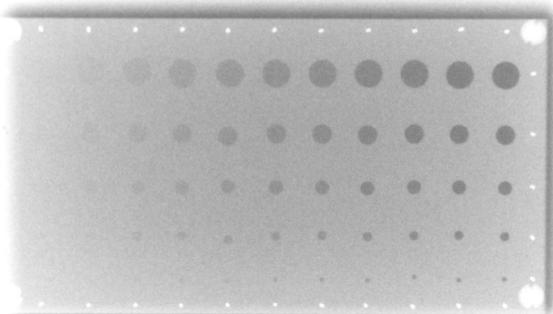
### **6.1.2 Mit Film-Folien-System**

*Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Niedrigkontrastphantom*

Bildempfangseinheit und Filmverarbeitung siehe Kapitel 5.1

Röntgenfilmkassette Format 24 x 30 cm

Mit dem Densitometer führten wir bei den Röntgenaufnahmen Messungen der optischen Dichte sowohl in der Kreisfläche mit einem Durchmesser von 6 mm und den unterschiedlichen Bohrtiefen als auch unmittelbar außerhalb der Kreisflächen durch.



Das  $\Delta D_{\text{opt}}$  aus  $D_{\text{opt}}$  (innerhalb der Kreisfläche) und  $D_{\text{opt}}$  (außerhalb der Kreisfläche) gibt die Information über den Detailkontrast.

Abb. 6-2: Röntgenaufnahme vom Niedrigkontrastphantom

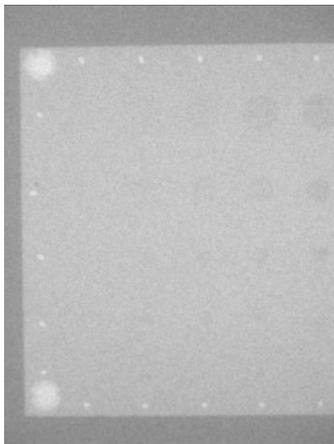
### 6.1.2.1 Einblendung des Strahlenfeldes

*Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Niedrigkontrastphantom, mit Film-Folien-System*

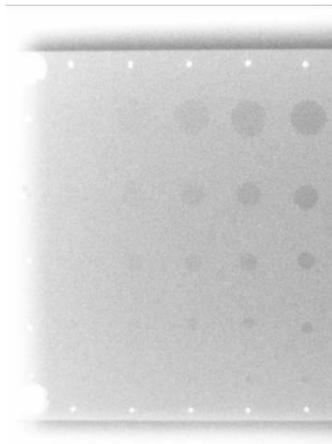
Ohne Streustrahlenraster

Einblendung auf	24 x 30 cm	6,3 mAs	(+/- 0 Belichtungs-Punkte)
Einblendung auf	8 x 14 cm	16 mAs	(+ 4 Belichtungs-Punkte)
Einblendung auf	8 x 7 cm	25 mAs	(+ 6 Belichtungs-Punkte)

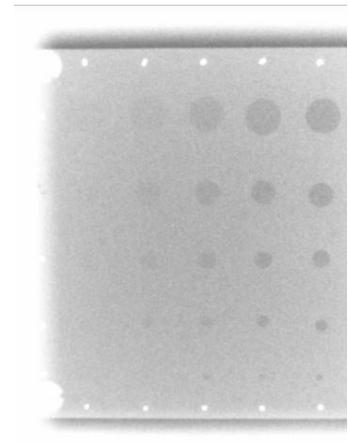
Ausschnitt aus der jeweiligen Röntgenaufnahme:



Einblendung auf 24 x 30 cm



Einblendung auf 8 x 14 cm



Einblendung auf 8 x 7 cm

Abb. 6-3 bis 6-5: Röntgenaufnahmen vom Niedrigkontrastphantom mit einer Strahlenfeldgröße von 24 x 30 cm, 8 x 14 cm und 8 x 7 cm; Auswirkung auf den Detailkontrast

Tabelle 1: Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung – unterschiedliche Strahlenfeldeinblendung

Einblendung in Kassettenebene											
auf 24 x 30 cm				auf 8 x 14 cm				auf 8 x 7 cm *			
6,3 mAs				16 mAs				25 mAs			
5,30 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$				1,94 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$				1,54 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$			
Bohrtiefe In mm	$D_{\text{opt}}$	$D_{\text{opt}}$	$\Delta D_{\text{opt}}$	Bohrtiefe In mm	$D_{\text{opt}}$	$D_{\text{opt}}$	$\Delta D_{\text{opt}}$	Bohrtiefe In mm	$D_{\text{opt}}$	$D_{\text{opt}}$	$\Delta D_{\text{opt}}$
0,55	0,99	0,99	0,00	0,55	0,75	0,76	0,01	0,55	1,14	0,10	0,04
1	1,00	1,00	0,00	1	0,85	0,85	0,00	1	1,22	1,13	0,09
2	1,01	1,00	0,01	2	0,92	0,90	0,02	2	1,28	1,15	0,13
3	1,03	1,01	0,02	3	0,97	0,92	0,05	3	1,28	1,14	0,14
4	1,04	1,01	0,03	4	1,02	0,95	0,07	4	1,27	1,08	0,19
5	1,05	1,02	0,03	5	1,05	0,95	0,10				
6	1,06	1,02	0,04	6	1,06	0,94	0,12				
7	1,09	1,02	0,07	7	1,08	0,93	0,15				
8	1,10	1,02	0,08	8	1,09	0,90	0,19				
9	1,11	1,02	0,09	9	1,09	0,86	0,23				
10	1,14	1,02	0,12	10	1,06	0,79	0,27				
	im Kreis $\varnothing$ 6 mm	außerhalb Kreis			im Kreis $\varnothing$ 6 mm	außerhalb Kreis			im Kreis $\varnothing$ 6 mm	außerhalb Kreis	

\* wegen starker Einblendung nur Bohrtiefen 0,55 mm bis 4 mm abbildbar

### 6.1.2.2 Ohne und mit Streustrahlenraster

Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Niedrigkontrastphantom, mit Film-Folien-System

Tabelle 2: Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung – ohne und mit Streustrahlenraster

Streustrahlenraster							
ohne				mit			
16 mAs				63 mAs			
1,94 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$				8,55 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$			
Bohrtiefe In mm	$D_{\text{opt}}$	$D_{\text{opt}}$	$\Delta D_{\text{opt}}$	Bohrtiefe In mm	$D_{\text{opt}}$	$D_{\text{opt}}$	$\Delta D_{\text{opt}}$
0,55	0,75	0,76	0,01	0,55	0,64	0,60	0,04
1	0,85	0,85	0,00	1	0,66	0,60	0,06
2	0,92	0,90	0,02	2	0,69	0,60	0,09
3	0,97	0,92	0,05	3	0,72	0,60	0,12
4	1,02	0,95	0,07	4	0,75	0,59	0,16
5	1,05	0,95	0,10	5	0,78	0,57	0,21
6	1,06	0,94	0,12	6	0,79	0,57	0,22
7	1,08	0,93	0,15	7	0,84	0,56	0,28
8	1,09	0,90	0,19	8	0,87	0,56	0,31
9	1,09	0,86	0,23	9	0,89	0,55	0,34
10	1,06	0,79	0,27	10	0,93	0,53	0,40
	im Kreis $\varnothing$ 6 mm	außerhalb Kreis			im Kreis $\varnothing$ 6 mm	außerhalb Kreis	

Einblendung in Kassettenebene  
auf 8 x 14 cm :

ohne Streustrahlenraster

16 mAs

(+/- 0 Belichtungs-Punkte)

mit Streustrahlenraster

63 mAs

(+ 6 Belichtungs-Punkte)

### 6.1.2.3 Ergebnisse

Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Niedrigkontrastphantom, mit Film-Folien-System

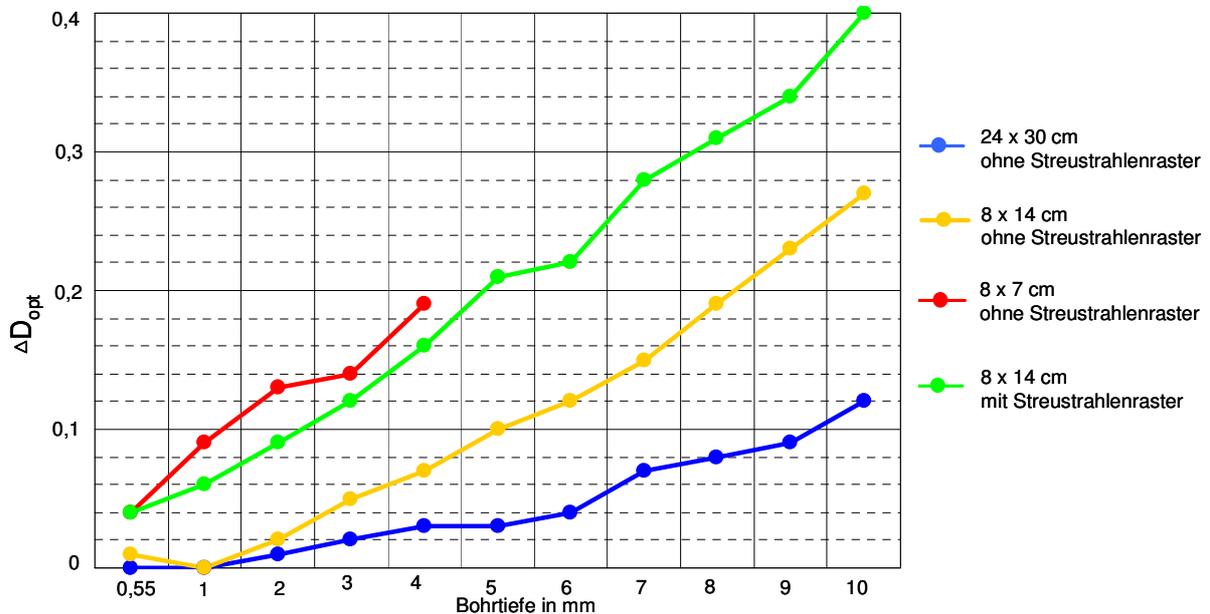


Abb. 6-6:  $\Delta D_{\text{opt}}$  von  $D_{\text{opt}}$  (innerhalb der Kreisfläche mit 6 mm  $\varnothing$ ) und  $D_{\text{opt}}$  (außerhalb der Kreisfläche) bei verschiedenen Bohrtiefen - mit verschiedenen Strahlenfeldgrößen und ohne/mit Streustrahlenraster

Sowohl durch die Einblendung des Nutzstrahlenfeldes als auch den Einsatz des Streustrahlenrasters wird der **Detailkontrast** deutlich verbessert.

Bei der Bohrtiefe von 4 mm beträgt beim

Nutzstrahlenfeld	24 x 30 cm	$\Delta D_{\text{opt}}$	0,03
Nutzstrahlenfeld	8 x 14 cm	$\Delta D_{\text{opt}}$	0,07
Nutzstrahlenfeld	8 x 7 cm	$\Delta D_{\text{opt}}$	0,19

*Es wurde deshalb die Fläche bei der Bohrtiefe 4 mm ausgewählt, da bei der Einblendung auf 8 x 7 cm nur mehr ein Teil des Phantoms abgebildet werden konnte.*

Bei der Bohrtiefe von 10 mm beträgt bei einer Nutzstrahlenfeldgröße von 8 x 14 cm

ohne Streustrahlenraster	$\Delta D_{\text{opt}}$	0,27
mit Streustrahlenraster	$\Delta D_{\text{opt}}$	0,40

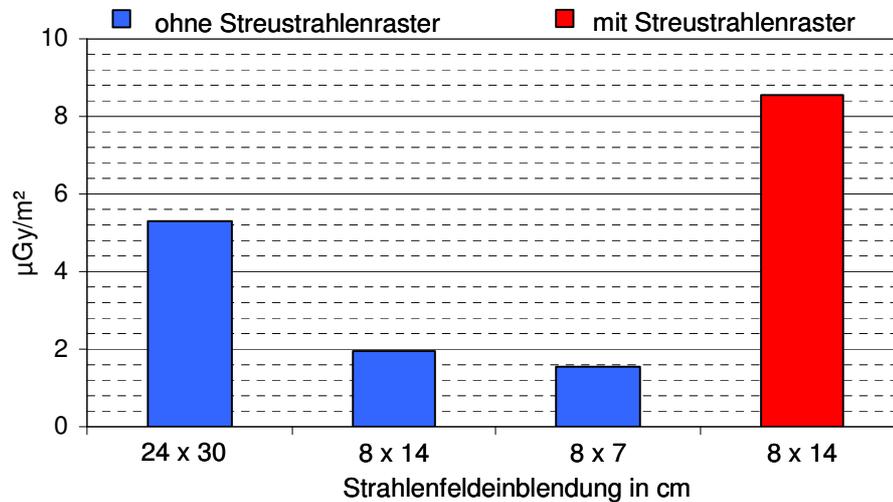


Abb. 6-7: Dosisflächenprodukt bei den Röntgenaufnahmen mit verschiedenen Strahlenfeldgrößen und ohne/mit Streustrahlenraster

Das **Dosisflächenprodukt** kann durch die Einblendung (Verkleinerung) des Nutzstrahlenfeldes trotz erforderlicher Erhöhung der Primärstrahlendosis deutlich reduziert werden:

beim Nutzstrahlenfeld	24 x 30 cm	(6,3 mAs)	5,30 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$
beim Nutzstrahlenfeld	8 x 14 cm	(16 mAs; ergibt 2,5 fache Dosis)	1,94 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$
beim Nutzstrahlenfeld	8 x 7 cm	(25 mAs; ergibt 4 fache Dosis)	1,54 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$

Der Einsatz eines Streustrahlenrasters erfordert eine Erhöhung der Primärstrahlendosis, wobei das Ausmaß von der Selektivität des eingesetzten Rasters abhängig ist. Bei gleicher Nutzstrahlenfeldgröße bedeutet dies eine Erhöhung des Dosisflächenproduktes.

ohne Streustrahlenraster	(16 mAs)	1,94 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$
mit Streustrahlenraster	(63 mAs; ergibt 4 fache Dosis)	8,55 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$

## 6.2 Mit Humanphantom – LWS seitlich

### 6.2.1 Versuchsaufbau und -ablauf

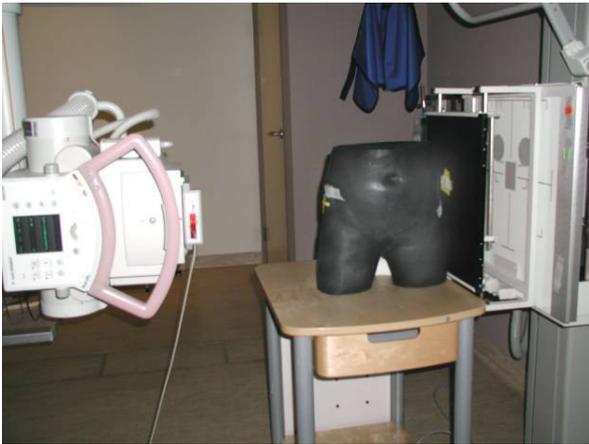


Abb. 6-8: Versuchsaufbau mit Rumpf-Phantom

Verwendete Prüfkörper:

- Rumpf-Phantom seitlich
- 3 Bleimarkierungen  
mit unterschiedlichen Formen

Verwendete Messgeräte:

- Dosisflächenmessgerät „Diamentor CX“
- Densitometer „darkscan“

Um den Nachweis zu erbringen, dass im bestrahlten Körpervolumen die gerichtete Nutzstrahlung auch gestreut wird, brachten wir drei 2 mm starke Bleiplatten – strahleneintrittseitig, strahlenaustrittseitig und direkt auf der Kassette – an. Mit dieser Bleistärke wird die Nutzstrahlung derart geschwächt, dass der noch eventuell austretende Strahlenanteil keine Belichtung auf der Bildempfangseinheit mehr bewirken kann.

Damit wir die unterschiedliche Position der Bleiplatten auch auf der Röntgenaufnahme differenzieren konnten, verwendeten wir unterschiedliche Formen.

Um beim Kassettenwechsel sicherstellen zu können, dass immer wieder die gleiche Positionierung einerseits der Bleiplatte auf der Kassette und andererseits der Kassette in der Kassettenhalterung gewährleistet war, brachten wir Markierungen an.

Die Kassette gaben wir im Hochformat in die Kassettenhalterung bzw. in die Buckylade. Am Phantom kennzeichneten wir den Zentrierungspunkt mit einem gelben Klebestreifen.



Abb. 6-9 bis 6-11: Lage der Bleimarkierungen am Rumpf-Phantom und auf dem Röntgenbild

Bei jeder Aufnahme ermittelten wir das Dosisflächenprodukt.

### Gleichbleibende Einstellungen und Elemente

FFA 100 cm

Wandbucky mit Raster Pb, n 36, r 12, f 100

Parallel-Raster Pb, n 70, r 8, f  $\infty$  als Rastertunnel

Strahlenfeldeinblendung in Kassettenebene

auf 37 x 43 cm, 24 x 30 cm, 13 x 18 cm und 8 x 12 cm

großer Fokus

Röhrenspannung: 81 kV

In Kitzbühel und in Kufstein verwendeten wir den gleichen Aufbau.

## 6.2.2 Mit Film-Folien-System

*Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Humanphantom LWS*

Bildempfangseinheit und Filmverarbeitung siehe Kapitel 5.1

Röntgenfilmkassette Format 35 x 43 cm

Mit dem Densitometer führten wir bei den Röntgenaufnahmen Messungen der optischen Dichte in der Mitte der drei Bleimarkierungen durch.

### 6.2.2.1 Einblendung des Strahlenfeldes

*Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Humanphantom LWS, mit Film-Folien-System*

Ohne Streustrahlenraster

Einblendung auf	37 x 43 cm	20 mAs	(+/- 0 Belichtungs-Punkte)
Einblendung auf	24 x 30 cm	32 mAs	(+ 2 Belichtungs-Punkte)
Einblendung auf	13 x 18 cm	50 mAs	(+ 4 Belichtungs-Punkte)
Einblendung auf	8 x 12 cm	80 mAs	(+ 6 Belichtungs-Punkte)



Abb. 6-12: Einblendung auf 37 x 43 cm



Abb. 6-13: Einblendung auf 24 x 30 cm



Abb. 6-14: Einblendung auf 13 x 18 cm

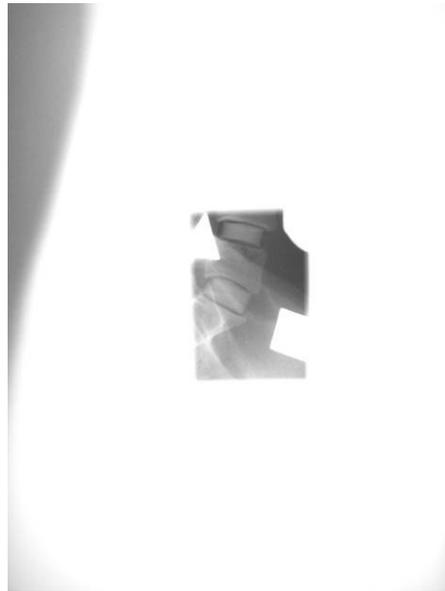


Abb. 6-15: Einblendung auf 8 x 12 cm

Abb. 6-12 bis 6-15: Röntgenaufnahmen – LWS seitlich mit unterschiedlicher Strahlenfeldgröße von 37 x 43 cm, 24 x 30 cm, 13 x 18 cm und 8 x 12 cm  
Auswirkung auf den Detailkontrast



Abb. 6-16:  
Einblendung auf 37 x 43 cm

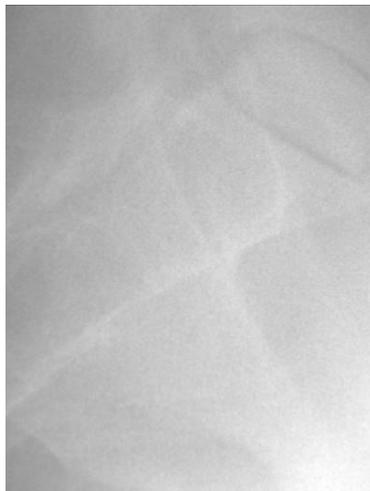


Abb. 6-17:  
Einblendung auf 24 x 30 cm

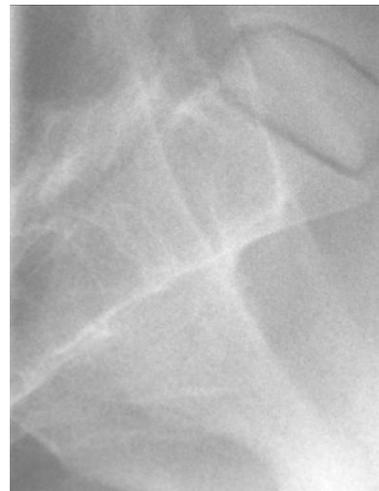


Abb. 6-18:  
Einblendung auf 13 x 18 cm

Abb. 6-16 bis 6-18: Ausschnitte aus Röntgenaufnahmen – LWS seitlich mit einer Strahlenfeldgröße von 37 x 43 cm, 24 x 30 cm und 13 x 18 cm ; Auswirkung auf den Detailkontrast

Tabelle 3: Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, LWS, unterschiedliche Strahlenfeldgröße; Film-Folie

Feldgröße am Film (cm)	Streustrahlen- raster	mAs	Dosisflächenprodukt $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$	Optische Dichte ( $D_{\text{opt}}$ ) im Bereich *		
				U	□	△
37 x 43	ohne	20	163,74	2,23	1,70	0,27
24 x 30	ohne	32	115,59	2,08	1,41	0,23
13 x 18	ohne	50	59,52	1,03	0,56	0,22
8 x 12	ohne	80	31,52	0,58	0,31	0,22

Pb-Blech am Phantom    U Strahleneintrittseite    □ Strahlenaustrittseite    △ direkt auf Kassette    \* Messungen jeweils in Objektmittle

### 6.2.2.2 Ohne und mit Streustrahlenraster

*Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Humanphantom LWS, mit Film-Folien-System*

ohne Streustrahlenraster

Einblendung auf 24 x 30 cm      32 mAs (+/- 0 Belichtungs-Punkte)

mit Streustrahlenraster (Parallel-Raster) - Pb, n 70, r 8, f  $\infty$

Einblendung auf 24 x 30 cm      80 mAs (+ 4 Belichtungs-Punkte)

mit Streustrahlenraster (Bucky) - Pb, n 36, r 12, f 100

Einblendung auf 24 x 30 cm      125 mAs (+ 6 Belichtungs-Punkte)

Einblendung auf 13 x 18 cm      200 mAs (+ 8 Belichtungs-Punkte)



Abb. 6-19: Einblendung auf 24 x 30 cm  
ohne Streustrahlenraster



Abb. 6-20: Einblendung auf 24 x 30 cm  
mit Raster Pb, n 70, r 8, f  $\infty$



Abb. 6-21: Einblendung auf 24 x 30 cm mit Raster Pb, n 36, r 12, f 100



Abb. 6-22: Einblendung auf 13 x 18 cm mit Raster Pb, n 36, r 12, f 100

Abb. 6-19 bis 6-22: Röntgenaufnahmen – LWS seitlich ohne und mit zwei Streustrahlenrastertypen  
Auswirkung auf den Detailkontrast

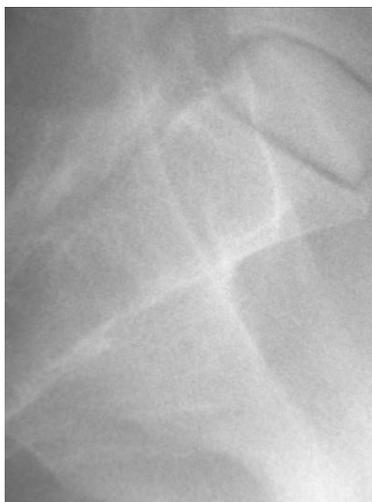


Abb. 6-23:  
Einblendung auf 24 x 30 cm mit Raster Pb, n 70, r 8, f ∞

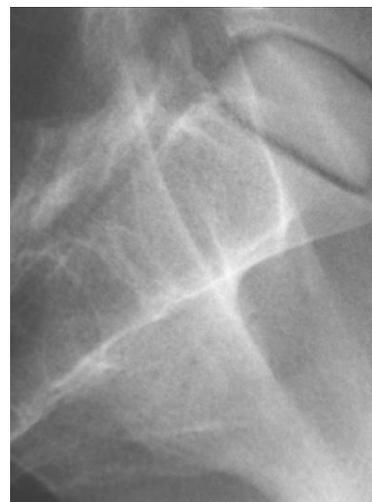


Abb. 6-24:  
Einblendung auf 13 x 18 cm mit Raster Pb, n 36, r 12, f 100

Abb. 6-23 und 6-24: Ausschnitte aus Röntgenaufnahmen – LWS seitlich mit unterschiedlichen Streustrahlenrastertypen und unterschiedlicher Strahlenfeldgröße  
Auswirkung auf den Detailkontrast

Tabelle 4: Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, LWS, ohne und mit Streustrahlenraster; Film-Folie

Feldgröße Kassettenebene	Streustrahlen- raster	mAs	Dosisflächenprodukt $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$	Optische Dichte ( $D_{\text{opt}}$ ) im Bereich *		
				U	□	△
24 x 30 cm	ohne	32	115,59	2,08	1,41	0,23
24 x 30 cm	ja (Parallelraster)	80	291,00	1,18	0,45	0,23
24 x 30 cm	ja	125	453,75	0,69	0,41	0,23
13 x 18 cm	ja	200	221,74	0,32	0,27	0,22

\* Messungen jeweils in Objektmittle

Pb-Blech am Phantom    U Strahleneintrittseite    □ Strahlenaustrittseite    △ direkt auf Kassette

### 6.2.2.3 Ergebnisse

Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Humanphantom LWS, mit Film-Folien-System

Pb-Marker auf    ■ Strahleneintrittseite    ■ Strahlenaustrittseite    ■ direkt auf Kassette

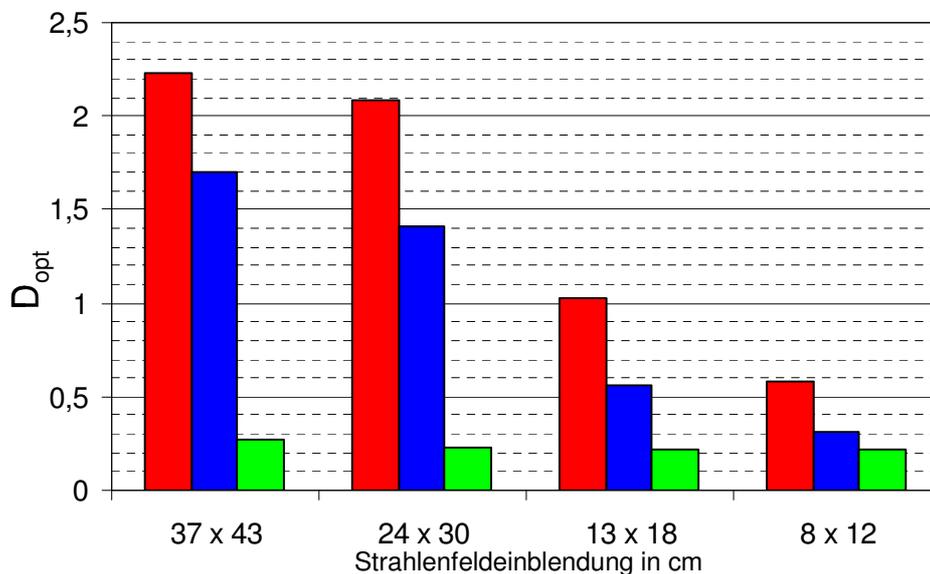


Abb. 6-25:  $D_{\text{opt}}$  an den Pb-Markerstellen der Röntgenaufnahmen mit verschiedenen Strahlenfeldgrößen und ohne Streustrahlenraster

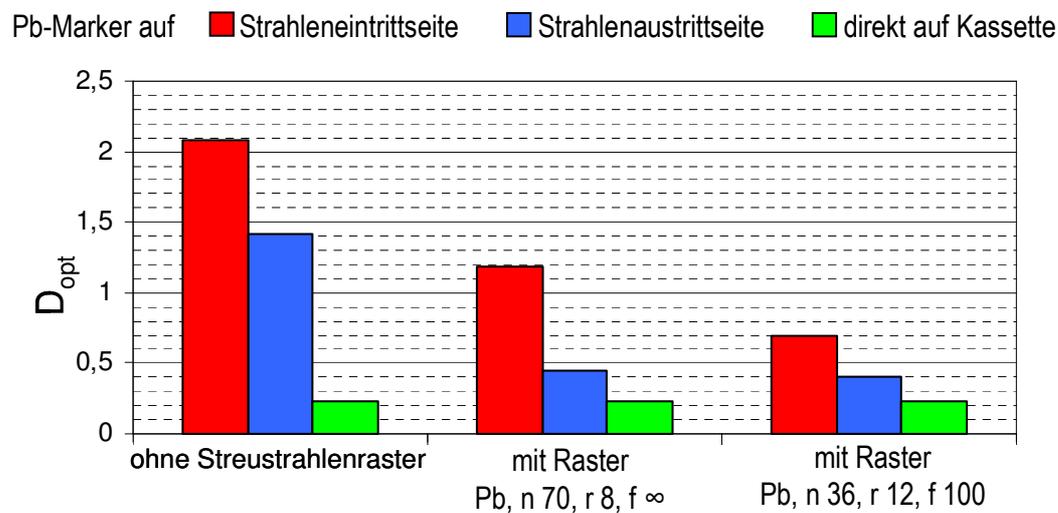


Abb. 6-26:  $D_{opt}$  an den Pb-Markerstellen der Röntgenaufnahmen mit gleicher Strahlenfeldgröße im Vergleich ohne und mit zwei Streustrahlenrastertypen

An den Stellen der Bleiplatten wird die gerichtete Primärstrahlung völlig absorbiert. Dennoch wird der Film auch in diesen Bereichen geschwärzt, und wir haben in Abhängigkeit von der Position der Bleiplatten unterschiedliche optische Dichten gemessen. Sehr deutlich ist aus dem Diagramm zu entnehmen, dass an der Bleimarkierung direkt an der Filmkassette die Messergebnisse konstant einen Wert von ca.  $D_{opt}$  0,23 ergaben. Die größte Schwärzung konnte im Bereich der strahleneintrittseitigen Bleiabdeckung festgestellt werden. Damit ist nachgewiesen, dass eine vom Nutzstrahlenbündel abweichende Strahlung (Streustrahlung) die Schwärzung am Film verursacht haben muss.

Es konnte auch ganz deutlich festgestellt werden, dass bei zunehmender Strahlenfeld-einblendung die Schwärzung an dieser Bleimarkerstelle reduziert wurde – also der Streustrahlenanteil ganz deutlich verringert wurde.

Durch die Einblendung und die Verwendung eines Streustrahlenrasters wird der Detailkontrast im Röntgenbild deutlich verbessert.

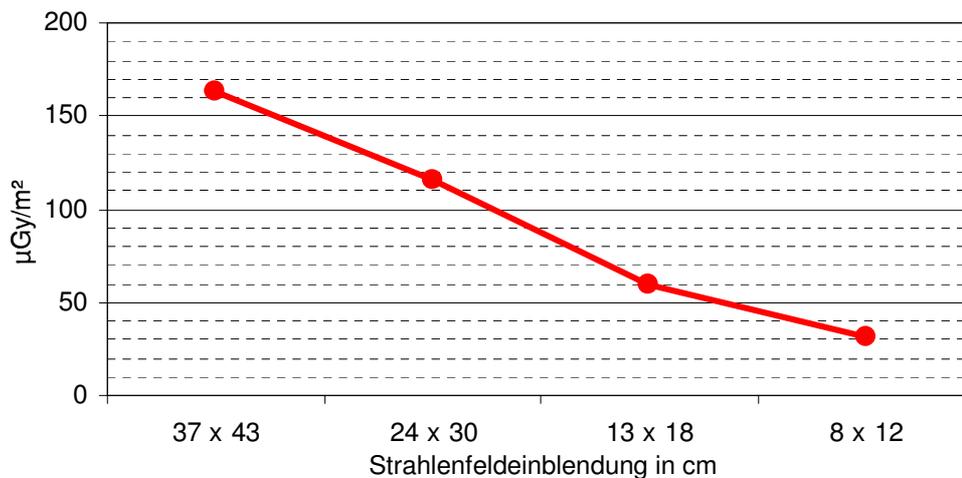


Abb. 6-27: Dosisflächenprodukt bei verschiedenen Strahlenfeldgrößen

Das **Dosisflächenprodukt** (und somit die effektive Strahlenbelastung des Patienten) kann durch die Einblendung des Strahlenfeldes deutlich verringert werden:

beim Nutzstrahlenfeld	37 x 43 cm	(20 mAs)	163,74 μGy/m <sup>2</sup>
beim Nutzstrahlenfeld	24 x 30 cm	(32 mAs)	115,95 μGy/m <sup>2</sup>
beim Nutzstrahlenfeld	13 x 18 cm	(50 mAs; ergibt 2,5 fache Dosis)	59,52 μGy/m <sup>2</sup>
beim Nutzstrahlenfeld	8 x 12 cm	(80 mAs; ergibt 4 fache Dosis)	31,52 μGy/m <sup>2</sup>

Der Einsatz eines Streustrahlenrasters bedeutet allerdings eine deutliche Erhöhung des Dosisflächenproduktes und somit der Dosisbelastung:

beim Nutzstrahlenfeld	24 x 30 cm		
ohne Streustrahlenraster		(32 mAs)	115,95 μGy/m <sup>2</sup>
mit Streustrahlenraster	Pb, n 70, r 8, f ∞	(80 mAs; ergibt 2,5 fache Dosis)	291,00 μGy/m <sup>2</sup>
mit Streustrahlenraster	Pb, n 36, r 12, f 100	(125 mAs; ergibt 4 fache Dosis)	453,75 μGy/m <sup>2</sup>

### 6.2.3 Mit Digitaler-Lumineszenz-Radiographie

*Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Humanphantom LWS*

Bildempfangs- und Bildbearbeitungssystem siehe Kapitel 5.2

Röntgenspeicherfolienkassette Format 35 x 43 cm

fixed-Mode mit einem fest vorgegebenen S- und L-Wert

### 6.2.3.1 Einblendung des Strahlenfeldes

Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Humanphantom LWS, mit DLR

Ohne Streustrahlenraster

Mit der Einstellung fixed-Mode am Reader

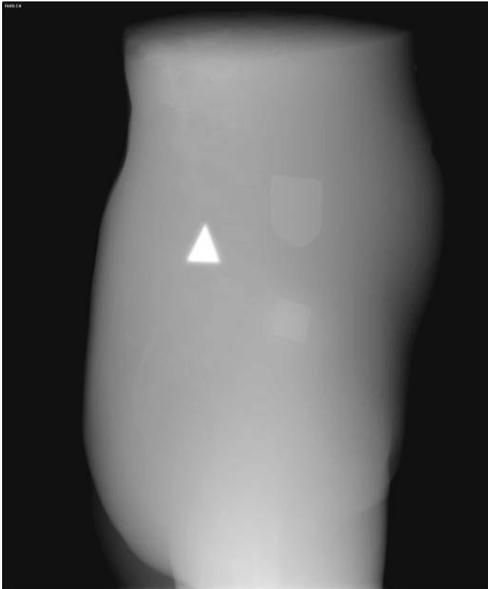


Abb. 6-28: Einblendung 37 x 43 cm

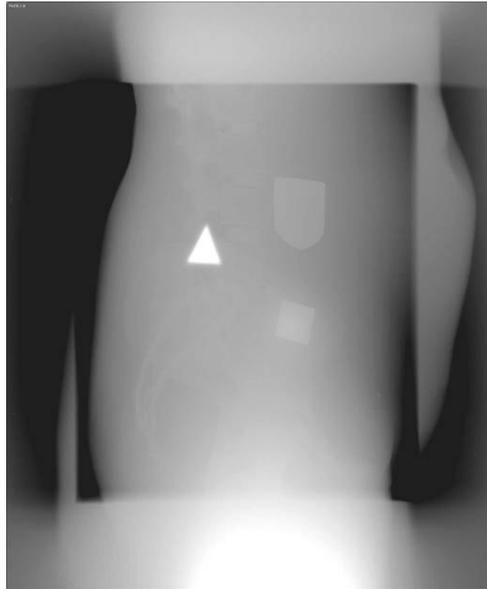


Abb. 6-29: Einblendung 24 x 30 cm

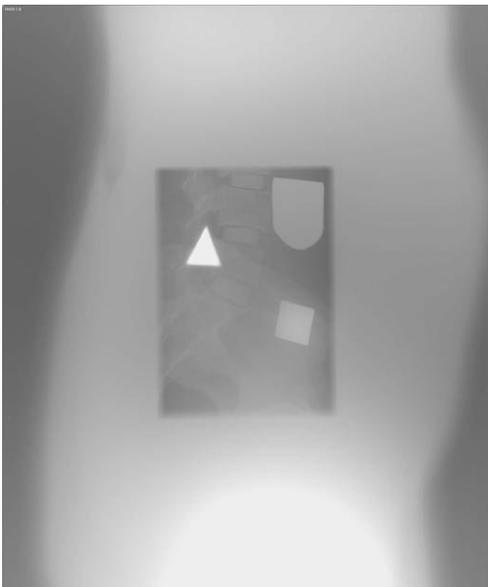


Abb. 6-30: Einblendung 13 x 18 cm

Tabelle 5: Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, LWS, verschiedene Strahlenfeldgrößen; DLR, fixed-Mode

Feldgröße Kassettenebene	mAs	$\mu\text{Gy}/\text{m}^2$	S-Wert	L-Wert
37 x 43 cm	32	199,21	200	2,0
24 x 30 cm	50	134,06	200	2,0
13 x 18 cm	80	72,54	200	2,0

Abb. 6-28 bis 6-30: Röntgenaufnahmen – LWS seitlich im fixed-Mode bei einer Strahlenfeldgröße von 37 x 43 cm, 24 x 30 cm und 13 x 18 cm ; Auswirkung auf den Detailkontrast

### Im Automatik-Mode



Abb. 6-31: Einblendung 37 x 43 cm

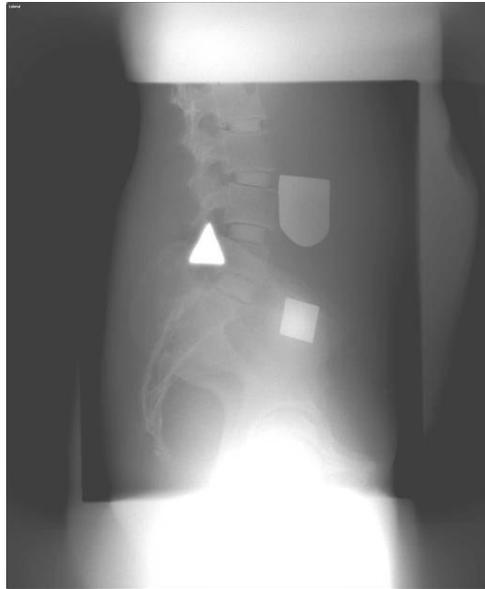


Abb. 6-32: Einblendung 24 x 30 cm

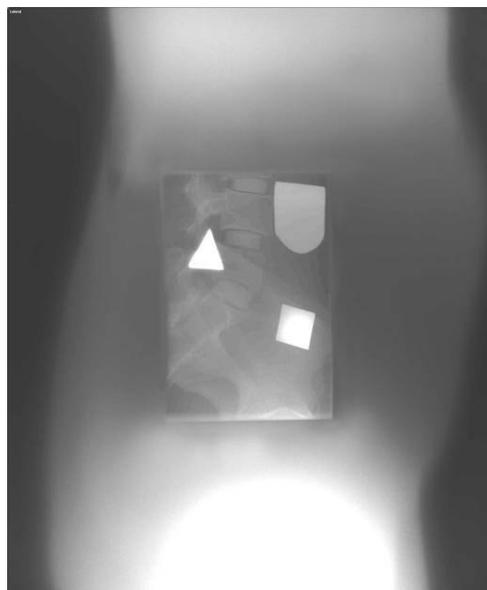


Abb. 6-33: Einblendung 13 x 18 cm

Tabelle 6: Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, LWS, verschiedene Strahlenfeldgrößen; DLR, Automatik-Mode

Feldgröße Kassettenebene	mAs	$\mu\text{Gy}/\text{m}^2$	S-Wert	L-Wert
37 x 43 cm	32	199,21	149	1,7
24 x 30 cm	50	134,06	115	2,2
13 x 18 cm	80	72,54	186	2,6

Abb. 6-31 bis 6-33: Röntgenaufnahmen – LWS seitlich im Automatik-Mode bei einer Strahlenfeldgröße von 37 x 43 cm, 24 x 30 cm und 13 x 18 cm; Auswirkung auf den Detailkontrast

### 6.2.3.2 Mit Streustrahlenraster Pb, n 36, r 12, f 100

*Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Humanphantom LWS, mit DLR*

#### Mit der Einstellung fixed-Mode am Reader

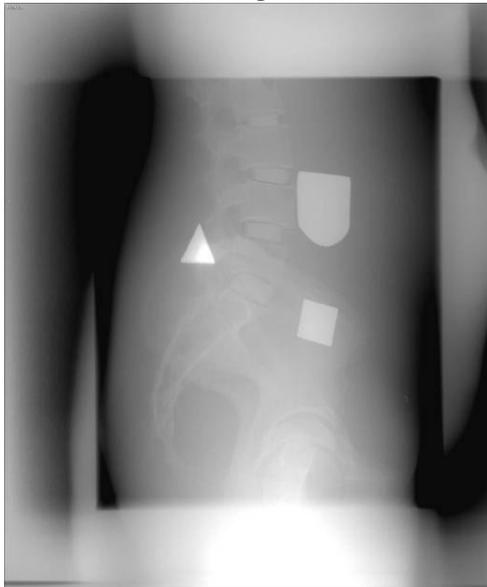


Abb. 6-34: Einblendung 24 x 30 cm

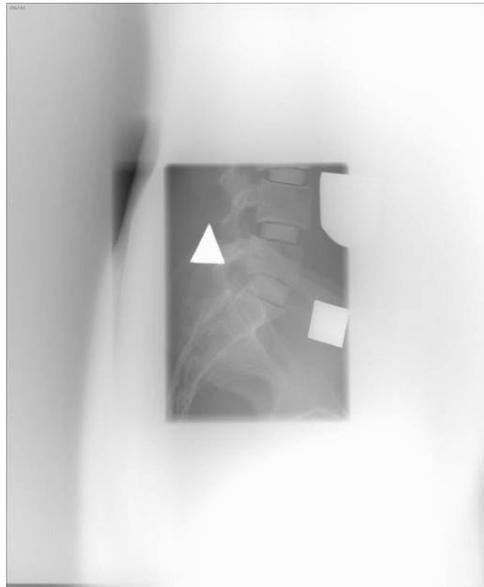


Abb. 6-35: Einblendung 13 x 18 cm

Abb. 6-34 und 6-35: Röntgenaufnahmen – LWS seitlich im fixed-Mode mit Streustrahlenraster bei einer Strahlenfeldgröße von 24 x 30 cm und 13 x 18 cm; Auswirkung auf den Detailkontrast

#### Im Automatik-Mode



Abb. 6-36: Einblendung 24 x 30 cm



Abb. 6-37: Einblendung 13 x 18 cm

Abb. 6-36 und 6-37: Röntgenaufnahmen – LWS seitlich im Automatik-Mode mit Streustrahlenraster bei einer Strahlenfeldgröße von 24 x 30 cm und 13 x 18 cm; Auswirkung auf den Detailkontrast

Tabelle 7: Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, LWS, verschiedene Strahlenfeldgrößen, ohne und mit Streustrahlenraster; DLR, Automatik-Mode

Feldgröße <i>Kassettenebene</i>	Streustrahlen- Raster	mAs	$\mu\text{Gy}/\text{m}^2$	S-Wert	L-Wert
24 x 30 cm	---	50	134,06	115	2,2
24 x 30 cm	ja	250	705,79	183	2,2
13 x 18 cm	ja	500	436,69	159	1,8

### 6.2.3.3 Ergebnisse

#### *Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Humanphantom LWS, mit DLR*

Auch bei den Versuchen mit der Digitalen-Lumineszenz-Radiographie im Automatik-Mode kann man klar erkennen, dass sich mit zunehmender Strahlenfeldeinblendung die Streustrahlung deutlich verringert. Auch der Einsatz eines Streustrahlenrasters bei gleicher Strahlenfeldgröße bewirkt eine wesentliche Verbesserung der Bildqualität, vor allem des Bildkontrastes, durch die Reduktion des Streustrahlenanteiles. Durch zusätzliche Einblendung auf 13 x 18 cm bei Verwendung eines Rasters kann der Bildkontrast nochmals verbessert werden.

Bei der Einstellung fixed-Mode am Reader treffen diese Aussagen ebenfalls zu. Jedoch ist durch den äußerst geringen Kontrast (Gamma 1 !) die Bildqualität derart reduziert, dass großteils keine diagnostische Verwertbarkeit mehr möglich ist.

Das Dosisflächenprodukt (und somit die effektive Strahlenbelastung des Patienten) kann durch die Einblendung des Strahlenfeldes auch hier deutlich reduziert werden:

beim Nutzstrahlenfeld	37 x 43 cm (32 mAs)	199,21 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$
beim Nutzstrahlenfeld	24 x 30 cm (50 mAs)	134,06 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$
beim Nutzstrahlenfeld	13 x 18 cm (80 mAs)	72,54 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$

Der Einsatz eines Streustrahlenrasters bedeutet allerdings eine deutliche Erhöhung des Dosisflächenproduktes und somit der Dosisbelastung:

beim Nutzstrahlenfeld	24 x 30 cm	
	ohne Streustrahlenraster	(50 mAs) 134,06 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$
	mit Streustrahlenraster	(250 mAs) 705,79 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$

beim Nutzstrahlenfeld	13 x 18 cm		
ohne Streustrahlenraster	(80 mAs)	72,54 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$	
mit Streustrahlenraster	(500 mAs)	436,69 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$	

## 6.3 Mit Humanphantom – Schultergelenk a.p.

### 6.3.1 Versuchsaufbau und -ablauf

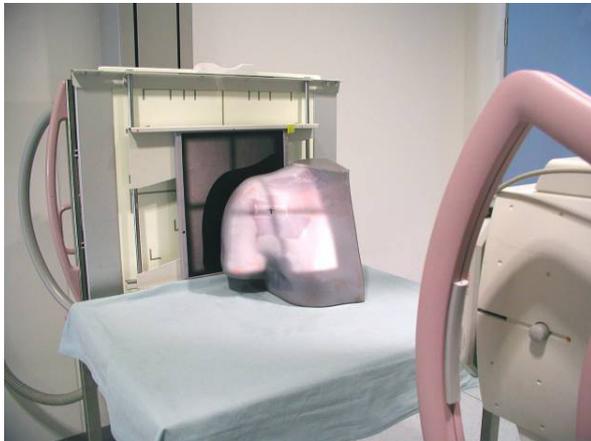


Abb. 6-38: Versuchsaufbau mit Schulter-Phantom

Verwendeter Prüfkörper:

- Schulterphantom a.p.

Verwendete Messgeräte:

- Dosisflächenmessgerät „Diamentor CX“
- Densitometer „darkscan“

Die Positionierung und Zentrierung erfolgte laut Einstelltechnik Schultergelenk a.p. Den Zentrierungspunkt markierten wir mit einem schwarzen Kreuz, und die Kassette wurde im Hochformat in die Kassettenhalterung eingeführt. Es wurde auch wieder das Dosisflächenprodukt gemessen.

#### Gleichbleibende Einstellungen und Elemente

FFA 100 cm

Strahlenfeldeinblendung in Kassettenebene auf 24 x 30 cm und 5 x 8 cm

kleiner Fokus

Röhrensorgung: 57 kV

Sowohl in Kitzbühel als auch in Kufstein verwendeten wir den gleichen Aufbau.

### 6.3.2 Mit Film-Folien-System

Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Humanphantom Schulter

Bildempfangseinheit und Filmverarbeitung siehe Kapitel 5.1

Röntgenfilmkassette Format 24 x 30 cm

#### 6.3.2.1 Einblendung des Strahlenfeldes

Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Humanphantom Schulter, mit Film-Folien-System

Einblendung auf 24 x 30 cm

2 mAs (+/- 0 Belichtungs-Punkte)

Einblendung auf 5 x 8 cm

4 mAs (+ 3 Belichtungs-Punkte)



Abb. 6-39: Einblendung 24 x 30 cm



Abb. 6-40: Einblendung 5 x 8 cm

Abb. 6-39 und 6-40: Röntgenaufnahmen – Schultergelenk a.p. mit einer Strahlenfeldgröße von 24 x 30 cm und 5 x 8 cm; Auswirkung auf den Detailkontrast

Tabelle 8: Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, Schulter, verschiedene Strahlenfeldgrößen; Film-Folie

Feldgröße am Film (cm)	mAs	Dosisflächenprodukt $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$
24 x 30	2	3,60
5 x 8	4	0,28

### 6.3.2.2 Ergebnisse

*Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Humanphantom Schulter, mit Film-Folien-System*

Wie bei den beiden vorherigen Experimenten kann man deutlich erkennen, dass durch die Einblendung des Nutzstrahlenfeldes der Detailkontrast verbessert wird.

Trotz Verdoppelung der Primärdosis reduziert sich durch die Strahlenfeldeinblendung das Dosisflächenprodukt auf 1/12; also von 3,60  $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$  auf 0,28  $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$ .

### 6.3.3 Mit Digitaler-Lumineszenz-Radiographie

Bildempfangs- und Bildbearbeitungssystem siehe Kapitel 5.2

Röntgenspeicherfolienkassette      Format 24 x 30 cm

fixed-Mode                                      mit einem fest vorgegebenen S- und L-Wert

#### 6.3.3.1 Einblendung des Strahlenfeldes

*Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Humanphantom Schulter, DLR*

Mit der Einstellung fixed-Mode am Reader



Abb. 6-41: Einblendung 24 x 30 cm



Abb. 6-42: Einblendung 5 x 8 cm

### Im Automatik-Mode



Abb. 6-43: Einblendung 24 x 30 cm

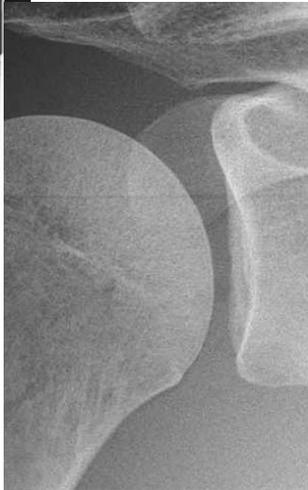


Abb. 6-44: Einblendung 5 x 8 cm

Abb. 6-41 bis 6-44: Röntgenaufnahmen – Schultergelenk a.p. mit einer Strahlenfeldgröße von 24 x 30 cm und 5 x 8 cm im fixed-Mode (Abb. 6-41 und 6-42) und Automatik-Mode (Abb. 6-43 und 6-44); Auswirkung auf den Detailkontrast

Tabelle 9: Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, Schulter, verschiedene Strahlenfeldgrößen; DLR, Automatik-Mode

Feldgröße Kassettenebene	Streustrahlen- Raster	mAs	$\mu\text{Gy}/\text{m}^2$	S-Wert	L-Wert
22 x 28 cm	---	5	4,33	196	2,2
5 x 8 cm	---	20	0,97	167	2,2

### 6.3.3.2 Ergebnisse

#### *Experimente "Einfluss der Streustrahlung", mit Humanphantom Schulter, DLR*

Wie bei den vorherigen Experimenten kann man deutlich erkennen, dass durch die Einblendung des Nutzstrahlenfeldes der Detailkontrast verbessert wird.

Trotz Verdoppelung der Primärdosis reduziert sich durch die Strahlenfeldeinblendung das Dosisflächenprodukt auf 1/4; also von  $4,33 \mu\text{Gy}/\text{m}^2$  auf  $0,97 \mu\text{Gy}/\text{m}^2$ .

## 7 Experimente "Einfluss der Röhrenspannung"

Mit diesen Experimenten soll

- der Nachweis erbracht werden, wie sich eine Änderung der Röhrenspannung auf den Bildkontrast auswirkt (*siehe Experimente vom Niedrigkontrastphantom sowie Schädel seitlich*).
- ermittelt werden, wie sich eine Spannungsänderung auf die Röntgenbildqualität auswirkt und welchen Einfluss sie auf die Dosisbelastung des Patienten hat (*siehe Experimente vom Niedrigkontrastphantom sowie Schädel seitlich*).

### 7.1 Mit Niedrigkontrastphantom

#### 7.1.1 Versuchsaufbau und -ablauf



Verwendete Prüfkörper:

- Niedrigkontrast-Phantom
- Wasser-Phantom als Streukörper

Verwendete Messgeräte:

- Dosisflächenmessgerät „Diamentor CX“
- Densitometer „darkscan“

Abb. 7-1: Versuchsaufbau mit Niedrigkontrastphantom

Damit gewährleistet war, dass sowohl die Positionierung des Niedrigkontrast-Phantoms als auch der Röntgenfilmkassette bei allen Röntgenaufnahmen gleich gehalten werden konnte, brachten wir sowohl beim Kanister als auch bei der Kassettenhalterung Markierungen an.

Die Kassette gaben wir jeweils im Hochformat in die Kassettenhalterung (ohne Rastertunnel).

Wir ermittelten bei jeder Röntgenaufnahme das Dosisflächenprodukt.

### **Gleichbleibende Einstellungen und Elemente**

FFA 100 cm

Strahlenfeldeinblendung auf Phantomgröße 9 x 17 cm

großer Fokus

Röhrenspannung: 50 kV und 81 kV

Sowohl in Kitzbühel als auch in Kufstein verwendeten wir den gleichen Aufbau.

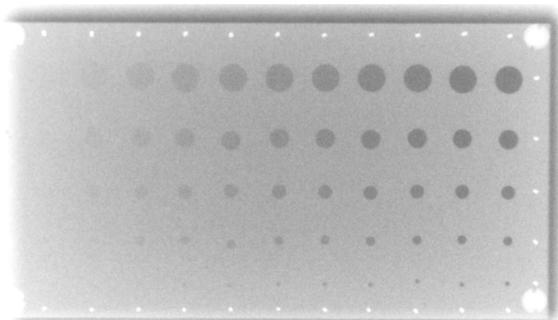
### **7.1.2 Mit Film-Folien-System**

*Experimente "Einfluss der Röhrenspannung", mit Niedrigkontrastphantom*

Bildempfangseinheit und Filmverarbeitung siehe Kapitel 5.1

Röntgenfilmkassette Format 24 x 30 cm

Mit dem Densitometer führten wir bei den Röntgenaufnahmen Messungen der optischen Dichte sowohl in der Kreisfläche mit einem Durchmesser von 6 mm und den unter-



schiedlichen Bohrtiefen als auch unmittelbar außerhalb der Kreisflächen durch.

Das  $\Delta D_{\text{opt}}$  aus  $D_{\text{opt}}$  (innerhalb der Kreisfläche) und  $D_{\text{opt}}$  (außerhalb der Kreisfläche) gibt die Information über den Detailkontrast.

Abb. 7-2: Röntgenaufnahme vom Niedrigkontrastphantom

### 7.1.2.1 Röntgenaufnahmen

Experimente "Einfluss der Röhrenspannung", mit Niedrigkontrastphantom, Film-Folien-System

Mit einer Röhrenspannung von 50 kV und 81 kV.

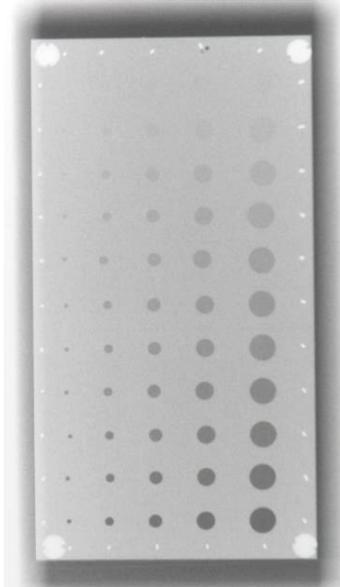


Abb. 7-3: mit 50 kV



Abb. 7-4: mit 81 kV

Abb. 7-3 und 7-4: Röntgenaufnahmen vom Niedrigkontrastphantom mit 50 kV und 81 kV  
Auswirkung auf den Detailkontrast

Tabelle 10: Messprotokoll Einfluss der Röhrenspannung, Niedrigkontrastphantom, mit Röhrenspannung 50 kV und 81 kV

50 kV				81 kV			
500 mAs		22,62 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$		12,5 mAs		1,77 $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$	
Bohrtiefe In mm	D <sub>opt</sub>	D <sub>opt</sub>	$\Delta$ D <sub>opt</sub>	Bohrtiefe In mm	D <sub>opt</sub>	D <sub>opt</sub>	$\Delta$ D <sub>opt</sub>
0,55	0,69	0,65	0,04	0,55	0,68	0,65	0,03
1	0,72	0,67	0,05	1	0,72	0,69	0,03
2	0,77	0,68	0,09	2	0,76	0,69	0,07
3	0,80	0,69	0,11	3	0,80	0,70	0,10
4	0,84	0,69	0,15	4	0,82	0,71	0,11
5	0,89	0,69	0,20	5	0,84	0,72	0,12
6	0,92	0,68	0,24	6	0,86	0,70	0,16
7	0,96	0,67	0,29	7	0,88	0,69	0,19
8	1,00	0,66	0,31	8	0,87	0,67	0,20
9	1,04	0,63	0,41	9	0,87	0,66	0,21
10	1,09	0,61	0,48	10	0,88	0,61	0,27
	im Kreis Ø 6 mm	außerhalb Kreis			im Kreis Ø 6 mm	außerhalb Kreis	

### 7.1.2.2 Ergebnisse

Experimente "Einfluss der Röhrenspannung", mit Niedrigkontrastphantom, Film-Folien-System

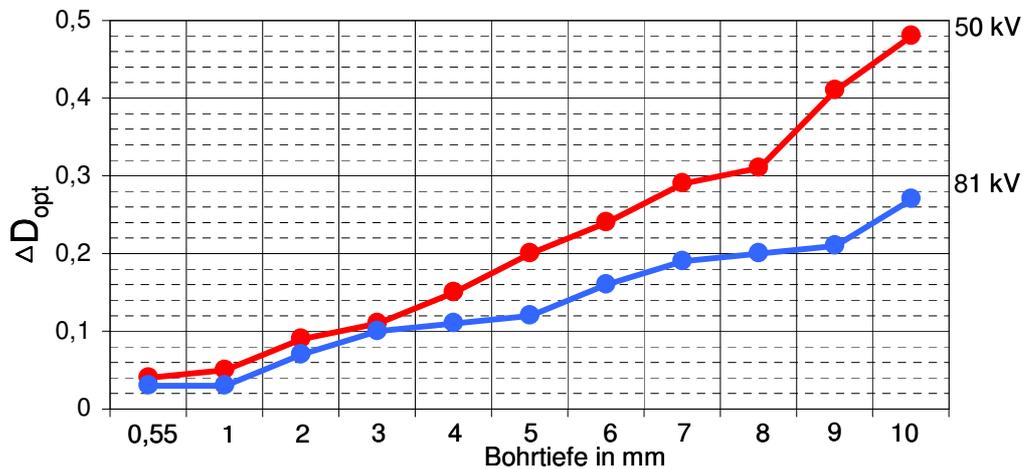


Abb. 7-5:  $\Delta D_{opt}$  von  $D_{opt}$  (innerhalb der Kreisfläche mit 6 mm  $\varnothing$ ) und  $D_{opt}$  (außerhalb der Kreisfläche) bei verschiedenen Bohrtiefen - mit zwei verschiedenen Röhrenspannungen

Bei Verwendung einer geringeren Röhrenspannung wird der Detailkontrast deutlich verbessert.

50 kV bei Bohrtiefe 10 mm  $\Delta D_{opt}$  0,48

81 kV bei Bohrtiefe 10 mm  $\Delta D_{opt}$  0,27

Je energiereicher, das heißt je durchdringungsfähiger die Strahlung, desto geringer ist der Detailkontrast.

Bei einer Reduzierung der Röhrenspannung erhöht sich das **Dosisflächenprodukt**. Hier beim Sprung von 81 KV auf 50 kV von  $1,77 \mu\text{Gy}/\text{m}^2$  auf  $22,62 \mu\text{Gy}/\text{m}^2$ , also um ca. das 13-fache.

## 7.2 Mit Humanphantom – Schädel seitlich

### 7.2.1 Versuchsaufbau und -ablauf



Verwendete Prüfkörper:

- Schädel-Phantom seitlich
- Aluminium-Treppe
- Aluminium-Klotz

Verwendete Messgeräte:

- Dosisflächenmessgerät „Diamentor CX“

Abb. 7-6: Versuchsaufbau mit Schädel-Phantom

Damit gewährleistet war, dass die Positionierung der Röntgenfilmkassette gleich gehalten werden kann, brachten wir an der Kassettenhalterung Markierungen an. Um den restlichen Versuchsaufbau nicht zu verändern, wechselten wir nach jeder Aufnahme nur die Kassette. Diese gaben wir jeweils im Querformat in die Kassettenhalterung. Wir ermittelten bei jeder Röntgenaufnahme das Dosisflächenprodukt.

#### Gleichbleibende Einstellungen und Elemente

FFA 200 cm

Parallel-Raster Pb, n 70, r 8, f  $\infty$  als Rastertunnel

Strahlenfeldeinblendung in Kassettenebene auf 24 x 30 cm

kleiner Fokus

Röhrenspannung: 50 kV, 60 kV, 70 kV, 81 kV, 90 kV, 102 kV, 109 kV, 117 kV und 125 kV

Sowohl in Kitzbühel als auch in Kufstein verwendeten wir den gleichen Aufbau.

## 7.2.2 Mit Film-Folien-System

### Experimente "Einfluss der Röhrenspannung", mit Humanphantom Schädel

Bildempfangseinheit und Filmverarbeitung siehe Kapitel 5.1

Röntgenfilmkassette Format 24 x 30 cm

#### 7.2.2.1 Röntgenaufnahmen

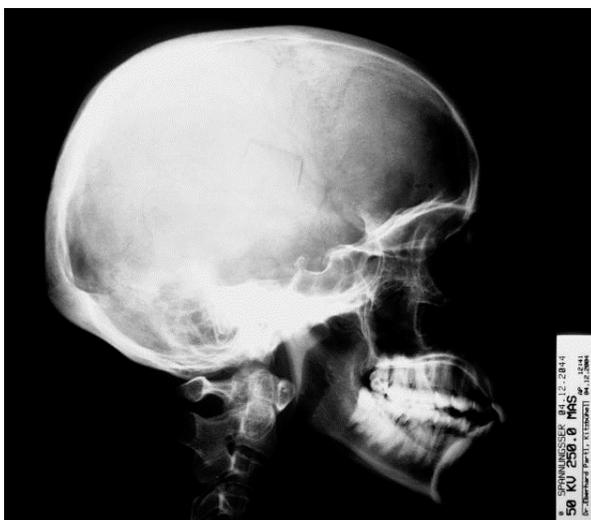


Abb. 7-7: mit 50 kV



Abb. 7-8: mit 70 kV



Abb. 7-9: mit 81 kV



Abb. 7-10: mit 125 kV

Abb. 7-7 bis 7-10: Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich mit 50 kV, 70 kV, 81 kV und 125 kV  
Beeinflussung des Bildkontrastes durch die Röhrenspannung



Abb. 7-11: Ausschnitt aus Aufnahme mit 50 kV



Abb. 7-12: Ausschnitt aus Aufnahme mit 81 kV

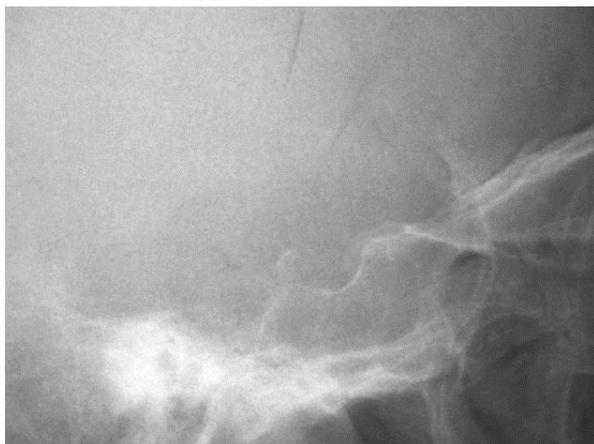


Abb. 7-13: Ausschnitt aus Aufnahme mit 125 kV

Abb. 7-11 bis 7-13: Ausschnitte aus Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich mit 50 kV, 81 kV und 125 kV  
Beeinflussung des Bildkontrastes durch die Röhrenspannung

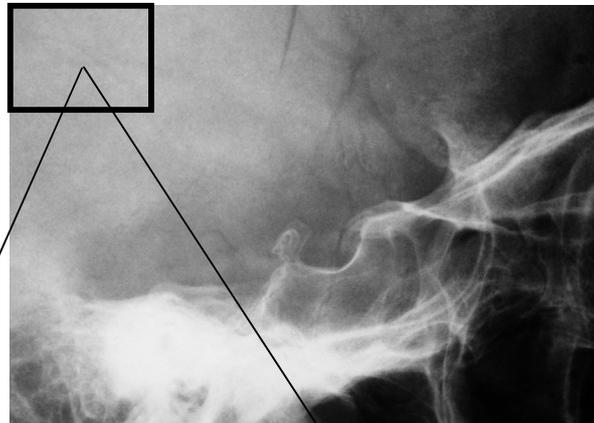


Abb. 7-14

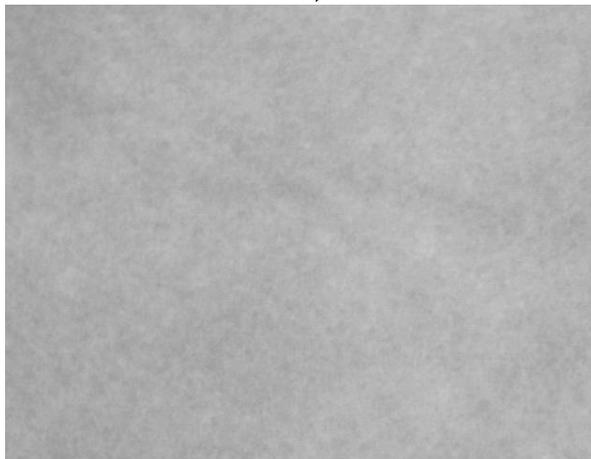


Abb. 7-15: Ausschnitt aus Aufnahme mit 50 kV

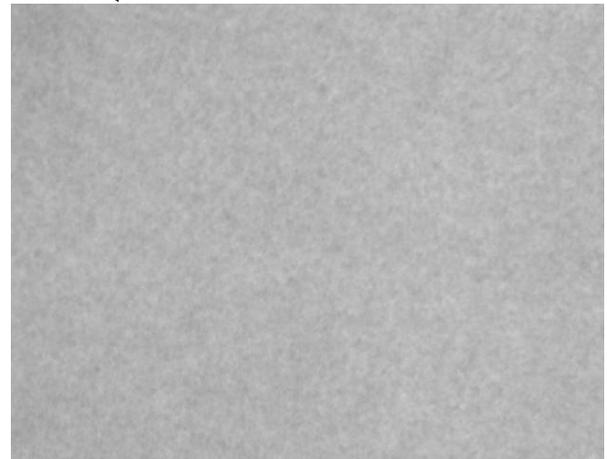


Abb. 7-16: Ausschnitt aus Aufnahme mit 125 kV

Abb. 7-14 bis 7-16: Ausschnitte aus Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich mit 50 kV und 125 kV  
Auswirkung der Röhrenspannung auf den Detailkontrast; Darstellung des Quantenrauschens

Tabelle 11: Messprotokoll Einfluss der Röhrenspannung, Schädel, mit verschiedenen Röhrenspannungen; Film-Folie

kV	mAs	Dosisflächenprodukt $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$
50	250	80,22
60	40	20,99
70	16	11,95
81	8	8,08
90	5	6,20
102	3,2	5,02
109	2,5	4,41
117	2,0	3,99
125	1,6	3,57

### 7.2.2.2 Ergebnisse

#### *Experimente "Einfluss der Röhrenspannung", mit Humanphantom Schädel, Film-Folien-System*

Wie bei dem vorangegangenen Experiment kann man auch bei dieser Versuchsserie deutlich feststellen, dass sich die Bildqualität mit zunehmender Röhrenspannung verschlechtert. Vergleicht man die Ausschnitte der Aufnahmen mit 50 kV, 81 kV und 125 kV miteinander, so kann man klar erkennen, dass die Detailerkennbarkeit von Strukturen bei höherer Spannung geringer ist als bei niedriger Strahlenenergie (siehe Abbildung 7-11 bis 7-13).

Bei einem stark vergrößerten Ausschnitt aus der Aufnahme mit 50 kV sind noch abgrenzbare Strukturen zu sehen, die bei dem Ausschnitt aus der Aufnahme mit 125 kV jedoch nicht mehr zu erkennen sind. Dies aufgrund des mit zunehmender Röhrenspannung einerseits reduzierten Detailkontrastes und andererseits erhöhten Quantenrauschens (siehe Abbildung 7-14 bis 7-16).

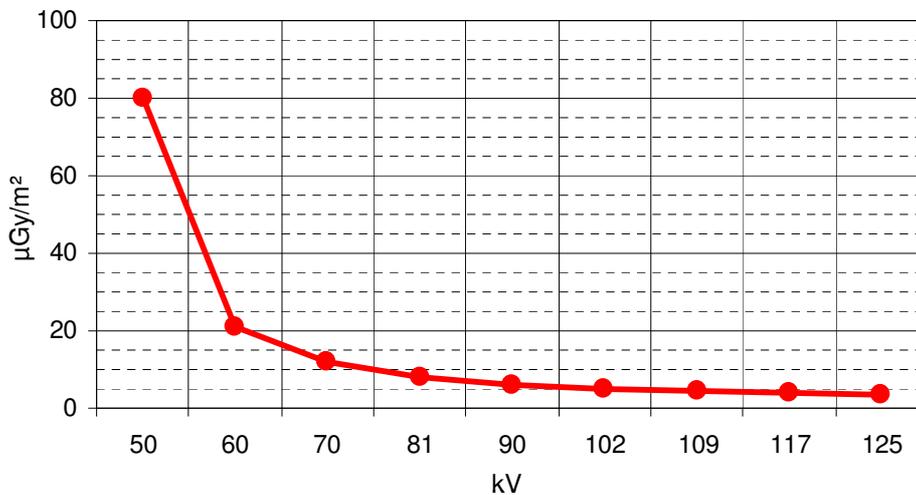


Abb. 7-17: Dosisflächenprodukt bei unterschiedlicher Röhrenspannung

Mit höherer Röhrenspannung wird die Strahlung energiereicher und durchdringungsfähiger, die Wechselwirkungen im Körper des Patienten werden geringer und deshalb sinkt die Dosisbelastung des Patienten.

bei 50 kV und 250 mAs                      80,22  $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$

bei 102 kV und 3,2 mAs                      5,02  $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$

Im unteren Spannungsbereich bewirkt eine kV-Erhöhung eine deutliche Reduktion der Dosisbelastung, im oberen Spannungsbereich jedoch nur mehr eine geringe Veränderung.

### 7.2.3 Mit Digitaler-Lumineszenz-Radiographie

*Experimente "Einfluss der Röhrenspannung", mit Humanphantom Schädel*

Bildempfangs- und Bildbearbeitungssystem siehe Kapitel 5.2

Röntgenspeicherfolienkassette    Format 24 x 30 cm

fixed-Mode                                      mit einem fest vorgegebenen S- und L-Wert

### 7.2.3.1 Röntgenaufnahmen

Experimente "Einfluss der Röhrenspannung", mit Humanphantom Schädel, DLR

Mit der Einstellung fixed-Mode am Reader

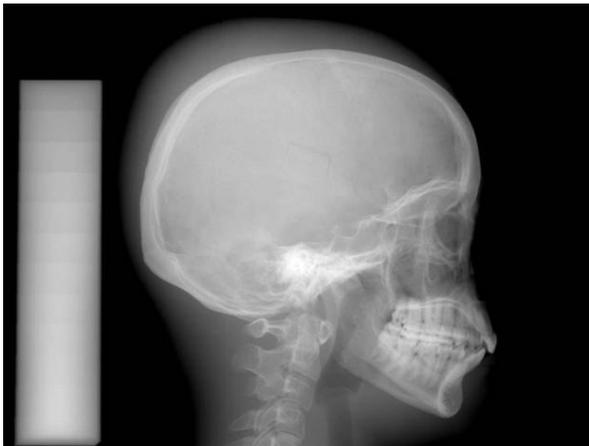


Abb. 7-18: mit 50 kV



Abb. 7-19: mit 70 kV

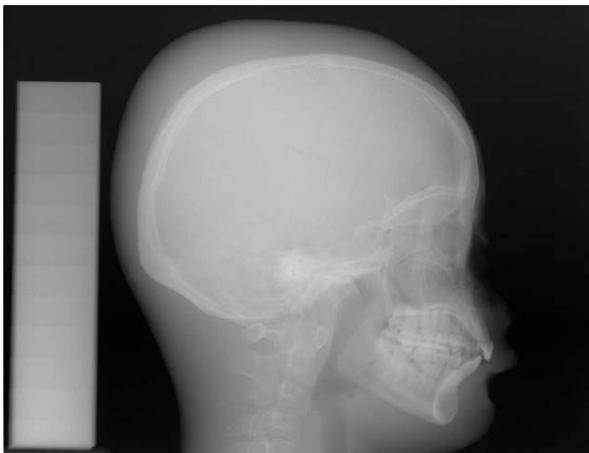


Abb. 7-20: mit 125 kV

Tabelle 12: Messprotokoll Einfluss der Röhrenspannung, Schädel; DLR, fixed-Mode

kV	mAs	$\mu\text{Gy}/\text{m}^2$	S-Wert	L-Wert
50	3,20	61,53	200	2,0
70	3,2	15,94	200	2,0
125	2,5	4,13	200	2,0

Abb. 7-18 bis 7-20: Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich im fixed-Mode mit 50 kV, 70 kV und 125 kV  
Auswirkung der Röhrenspannung auf den Bildkontrast

## Im Automatik-Mode

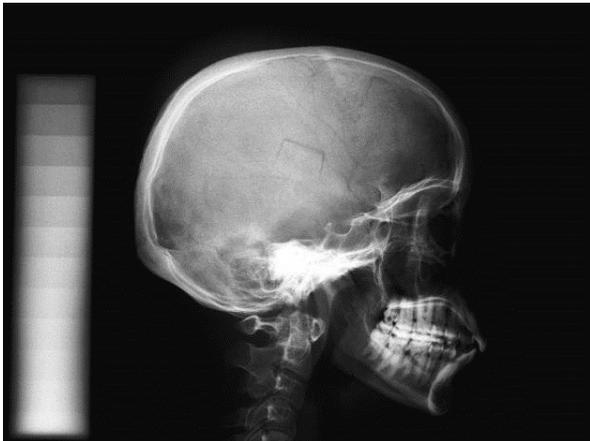


Abb. 7-21: mit 50 kV

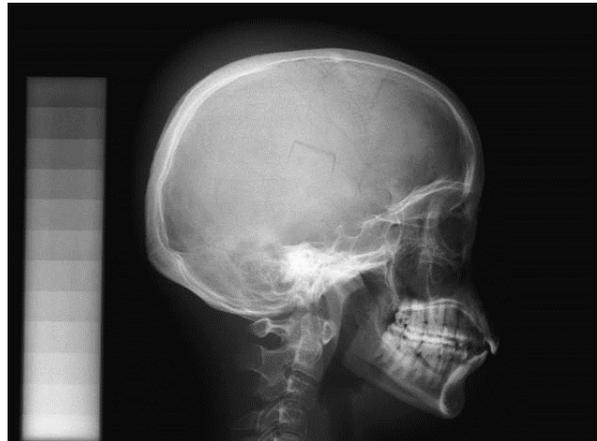


Abb. 7-22: mit 70 kV

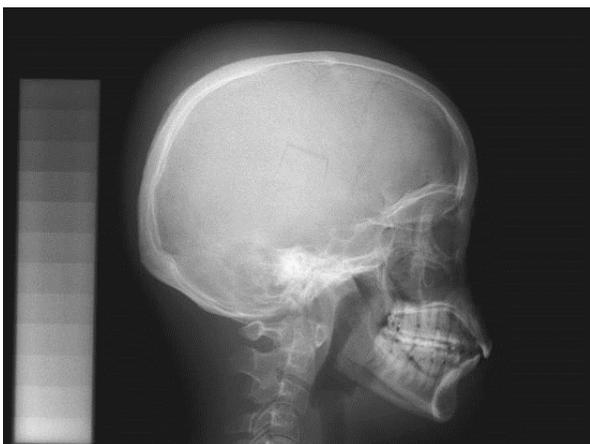


Abb. 7-23: mit 125 kV

Tabelle 13: Messprotokoll Einfluss der Röhrenspannung, Schädel; DLR, Automatik-Mode

kV	mAs	$\mu\text{Gy}/\text{m}^2$	S-Wert	L-Wert
50	3,20	61,53	167	2,1
60	6,3	21,20	183	2,2
70	3,2	15,94	149	2,2
81	1,6	11,10	145	2,1
90	8	6,95	191	2,0
102	5	5,59	196	2,0
109	4	5,13	191	2,0
117	3,2	4,68	191	2,0
125	2,5	4,13	200	2,0

Abb. 7-21 bis 7-23: Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich im Automatik-Mode mit 50 kV, 70 kV und 125 kV  
Auswirkung der Röhrenspannung auf den Bildkontrast

### **7.2.3.2 Ergebnisse**

#### ***Experimente "Einfluss der Röhrenspannung", mit Humanphantom Schädel, DLR***

Es ist auch hier wieder deutlich zu sehen, dass sowohl bei den Röntgenaufnahmen mit der Einstellung fixed-Mode am Reader als auch im Automatik-Mode der Detailkontrast bei hoher Röhrenspannung abnimmt.

Beim fixed-Mode ist durch den äußerst geringen Kontrast (Gamma 1 !) die Bildqualität derart reduziert, dass großteils keine diagnostische Verwertbarkeit mehr möglich ist.

Das Dosisflächenprodukt sinkt mit steigender Röhrenspannung. Hohe Röhrenspannung heißt, dass die Strahlung energiereicher und durchdringungsfähiger wird. Aus diesem Grund werden die Wechselwirkungen im Körper des Patienten geringer und die Dosisbelastung sinkt.

## 8 Experimente "Belichtungsspielraum"

Mit diesen Experimenten soll ermittelt werden,

- welchen Einfluss eine Änderung des mAs-Produktes auf die Röntgenbildqualität und auf die Dosisbelastung des Patienten hat (*siehe Experimente von Aluminium-Treppe sowie Schädel seitlich*).
- wie groß der Belichtungsspielraum beim Film-Folien-System und bei der Digitalen-Lumineszenz-Radiographie ist (*siehe Experimente von Aluminium-Treppe sowie Schädel seitlich*).

### 8.1 Mit Aluminium-Treppe

#### 8.1.1 Versuchsaufbau und -ablauf



Verwendete Prüfkörper:

- Schädel-Phantom seitlich
- Aluminium-Treppe
- Aluminium-Klotz

Verwendete Messgeräte:

- Dosisflächenmessgerät „Diamentor CX“
- Densitometer „darkscan“

Abb. 8-1: Versuchsaufbau mit Aluminium-Treppe

Damit gewährleistet war, dass die Positionierung der Röntgenfilmkassette gleich gehalten werden kann, brachten wir an der Kassettenhalterung Markierungen an. Um den restlichen Versuchsaufbau nicht zu verändern, wechselten wir nach jeder Aufnahme nur die Kassette. Diese gaben wir jeweils im Querformat in die Kassettenhalterung. Wir ermittelten bei jeder Röntgenaufnahme das Dosisflächenprodukt.

**Gleichbleibende Einstellungen und Elemente**

FFA 100 cm

Parallel-Raster Pb, n 70, r 8, f  $\infty$  als Rastertunnel

Strahlenfeldeinblendung in Kassettenebene auf 24 x 30 cm

kleiner Fokus

Röhrenspannung: 70 kV

mAs-Produkt: 1.6, 2.5, 3.2, 5, 8, 10, 12.5, 16 und 20

Sowohl in Kitzbühel als auch in Kufstein verwendeten wir den gleichen Aufbau.

**8.1.2 Mit Film-Folien-System**

*Experimente "Belichtungsspielraum", mit Aluminium-Treppe*

Bildempfangseinheit und Filmverarbeitung siehe Kapitel 5.1

Röntgenfilmkassette Format 24 x 30 cm

Mit dem Densitometer führten wir bei den Röntgenaufnahmen Messungen der optischen Dichte an den Aluminium-Treppen 1 - 12 durch und ermittelten jeweils  $\Delta D_{\text{opt}}$  zwischen  $D_{\text{opt}}$  (Stufe 1) und  $D_{\text{opt}}$  (Stufe 12).

### 8.1.2.1 Röntgenaufnahmen

Experimente "Belichtungsspielraum", mit Aluminium-Treppe, Film-Folien-System



Aus Aufnahmeserie mit Human-Phantom entnommen



Abb. 8-3: mit 2,5 mAs



Abb. 8-4: mit 5 mAs



Abb. 8-5: mit 8 mAs



Abb. 8-6: mit 20 mAs

Abb. 8-3 bis 8-6: Ausschnitte aus Röntgenaufnahmen – Aluminium-Treppe mit 2,5 mAs, 5 mAs, 8 mAs und 20 mAs zur Ermittlung des Belichtungsspielraumes

Tabelle 14: Messprotokoll Belichtungsspielraum, Aluminium-Treppe; Film-Folie

mAs	Dosisflächenprodukt μGy/m <sup>2</sup>	Optische Dichte (D <sub>opt</sub> ) an Stufe													Δ
		12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0*	
1,6	4,45	0,23	0,24	0,25	0,25	0,27	0,29	0,31	0,33	0,35	0,39	0,42	0,49	3,00	<b>0,26</b>
2,5	7,02	0,28	0,28	0,31	0,34	0,38	0,44	0,49	0,53	0,61	0,71	0,78	0,94	3,18	<b>0,66</b>
3,2	8,95	0,32	0,33	0,36	0,43	0,51	0,60	0,66	0,73	0,84	0,96	1,06	1,27	3,23	<b>0,95</b>
5,0	14,02	0,50	0,53	0,63	0,72	0,88	1,07	1,19	1,30	1,47	1,60	1,74	1,95	3,28	<b>1,45</b>
8,0	22,44	1,00	1,07	1,24	1,38	1,57	1,78	1,92	2,03	2,16	2,26	2,39	2,51	3,26	<b>1,51</b>
10,0	28,04	1,38	1,44	1,57	1,70	1,90	2,09	2,20	2,25	2,37	2,48	2,54	2,68	3,23	<b>1,30</b>
12,5	35,02	1,59	1,66	1,86	2,03	2,17	2,32	2,43	2,51	2,59	2,67	2,73	2,84	3,25	<b>1,25</b>
16,0	44,82	1,81	1,88	2,07	2,20	2,38	2,53	2,63	2,68	2,76	2,82	2,88	2,94	3,25	<b>1,13</b>
20,0	56,22	2,09	2,18	2,30	2,43	2,59	2,72	2,81	2,86	2,93	2,96	3,02	3,07	3,27	<b>0,98</b>

\* anschließend an Stufe 1 = maximale D<sub>opt</sub>

Δ = ΔD<sub>opt</sub> von D<sub>opt</sub> (von Stufe 1) - D<sub>opt</sub> (von Stufe 12)

### 8.1.2.2 Ergebnisse

Experimente "Belichtungsspielraum", mit Aluminium-Treppe, Film-Folien-System

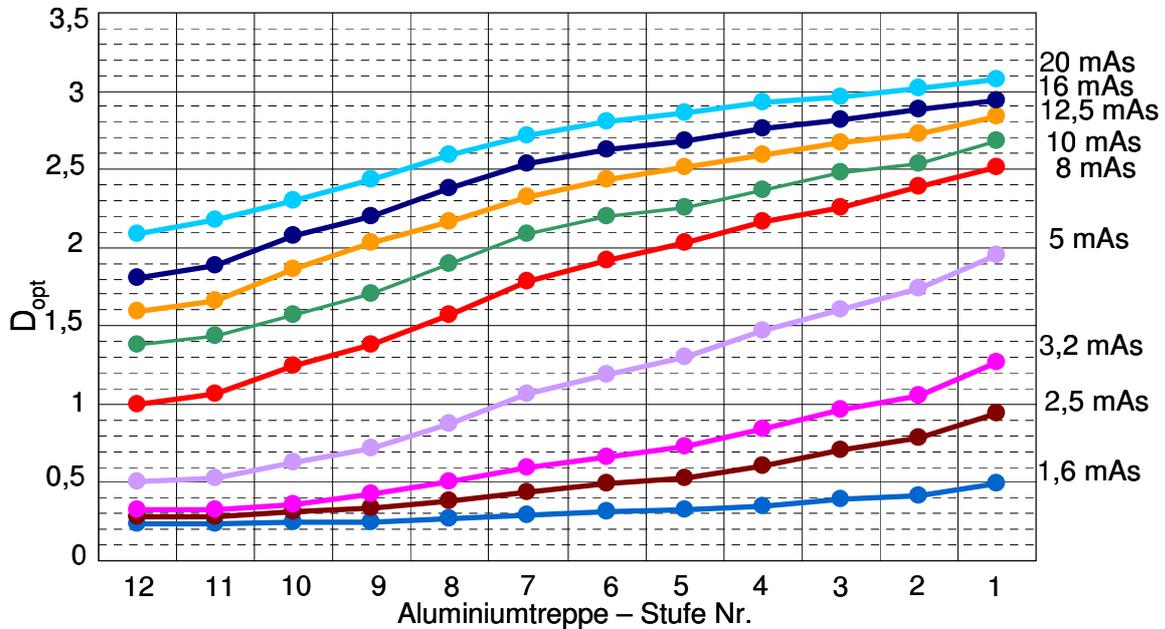


Abb. 8-7:  $D_{opt}$  von Stufe 1 bis 12 der Aluminium-Treppe – mit unterschiedlichem mAs-Produkt

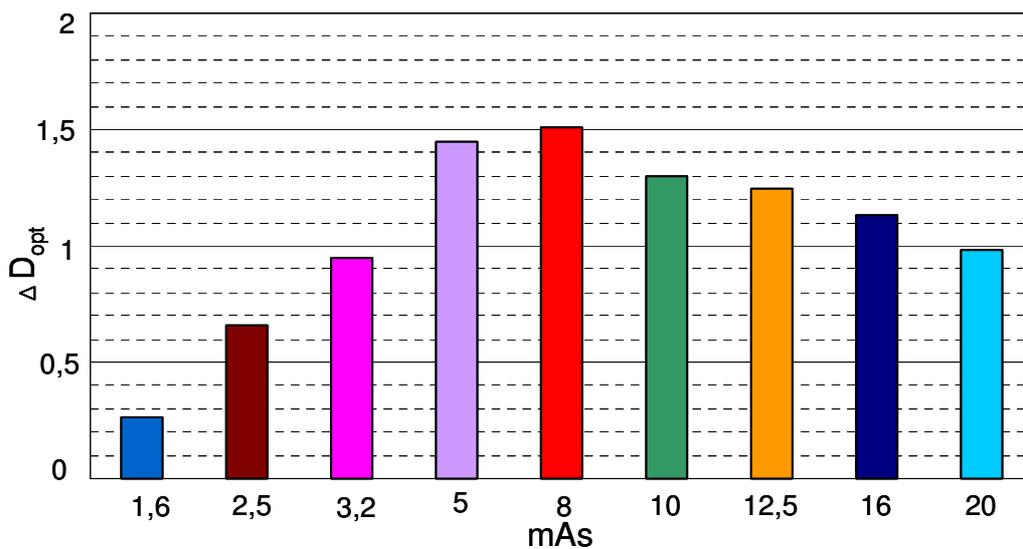


Abb. 8-8:  $\Delta D_{opt}$  von  $D_{opt}$  (von Stufe 1) und  $D_{opt}$  (von Stufe 12) der Aluminium-Treppe mit unterschiedlichem mAs-Produkt

Die Röntgenaufnahmen mit 1,6 mAs bis 3,2 mAs bewirken eine zu geringe Schwärzung am Film – Unterbelichtung – und weisen somit nur einen ganz geringen Detailkontrast auf.

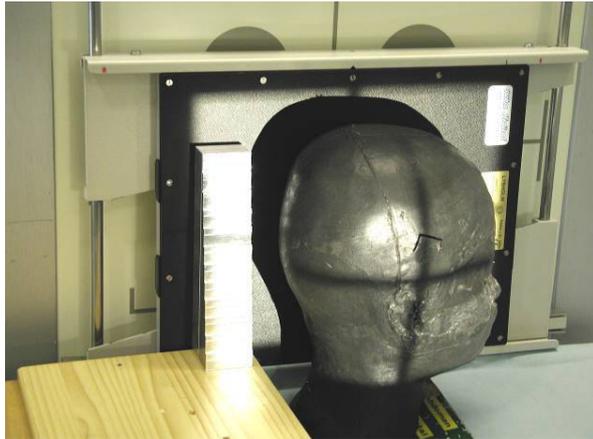
Bei der Belichtung mit 12,5 mAs und mehr nimmt die Gesamtschwärzung des Filmes stark zu – Richtung Überbelichtung – und der Detailkontrast nimmt ab.

Vergleicht man die optischen Dichteunterschiede der verschiedenen Aufnahmen miteinander, so stellt sich heraus, dass  $\Delta D_{\text{opt}}$  und somit der Detailkontrast bei der Aufnahme mit 8 mAs am größten ist. Die ideale Belichtung wäre also in diesem Fall mit 8 mAs erreichbar.

Das Dosisflächenprodukt nimmt direkt proportional zur mAs-Erhöhung zu (siehe Tabelle 14).

## 8.2 Mit Humanphantom – Schädel seitlich

### 8.2.1 Versuchsaufbau und -ablauf



Verwendete Prüfkörper:

- Schädel-Phantom seitlich
- Aluminium-Treppe
- Aluminium-Klotz

Verwendete Messgeräte:

- Dosisflächenmessgerät „Diamentor CX“
- Densitometer „darkscan“

Abb. 8-9: Versuchsaufbau mit Schädel-Phantom

Damit gewährleistet war, dass die Positionierung der Röntgenfilmkassette gleich gehalten werden kann, brachten wir an der Kassettenhalterung Markierungen an. Um den restlichen Versuchsaufbau nicht zu verändern, wechselten wir nach jeder Aufnahme nur die Kassette inklusive dem aufgesteckten Rastertunnel. Diese gaben wir jeweils im Querformat in die Kassettenhalterung.

Wir ermittelten bei jeder Röntgenaufnahme das Dosisflächenprodukt.

#### Gleichbleibende Einstellungen und Elemente

FFA 100 cm

Parallel-Raster Pb, n 70, r 8, f  $\infty$  als Rastertunnel

Strahlenfeldeinblendung in Kassettenebene auf 24 x 30 cm

kleiner Fokus

Röhrenspannung: 70 kV

Sowohl in Kitzbühel als auch in Kufstein verwendeten wir den gleichen Aufbau.

## 8.2.2 Mit Film-Folien-System

### Experimente "Belichtungsspielraum", mit Humanphantom Schädel

Bildempfangseinheit und Filmverarbeitung siehe Kapitel 5.1

Röntgenfilmkassette Format 24 x 30 cm

mAs-Produkt: 1.6, 2.5, 3.2, 5, 8, 10, 12.5, 16 und 20

### 8.2.2.1 Röntgenaufnahmen

#### Experimente "Belichtungsspielraum", mit Humanphantom Schädel, Film-Folien-System

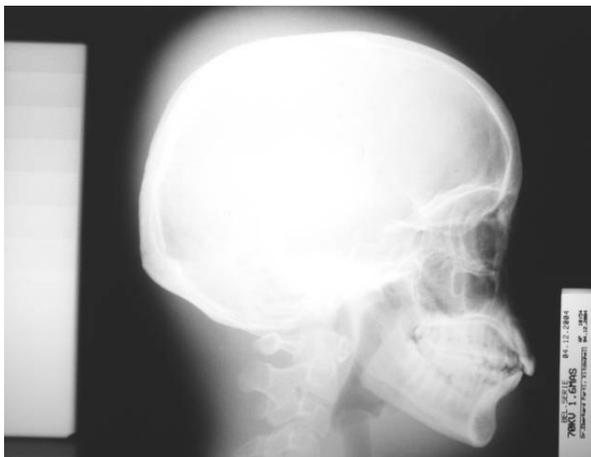


Abb. 8-10: mit 1,6 mAs

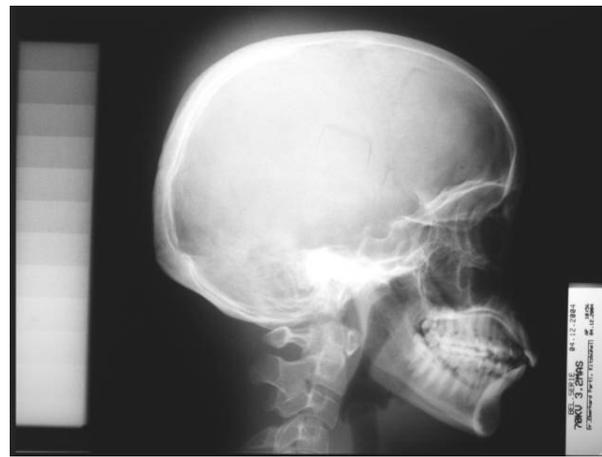


Abb. 8-11: mit 3,2 mAs

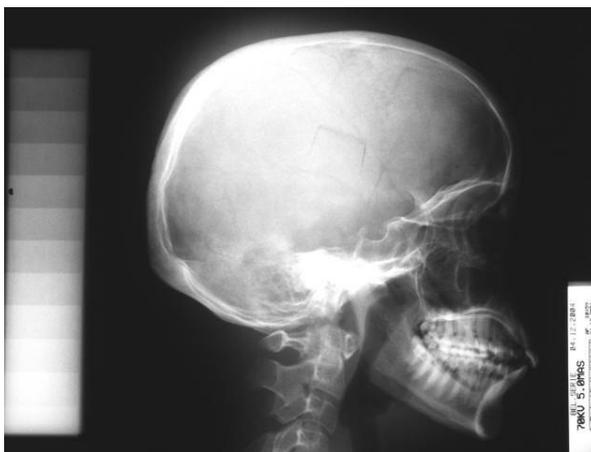


Abb. 8-12: mit 5 mAs



Abb. 8-13: mit 8 mAs



Abb. 8-14: mit 12,5 mAs

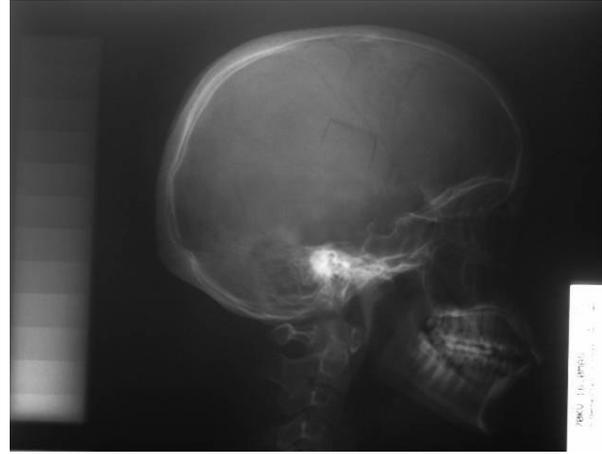


Abb. 8-15: mit 16 mAs

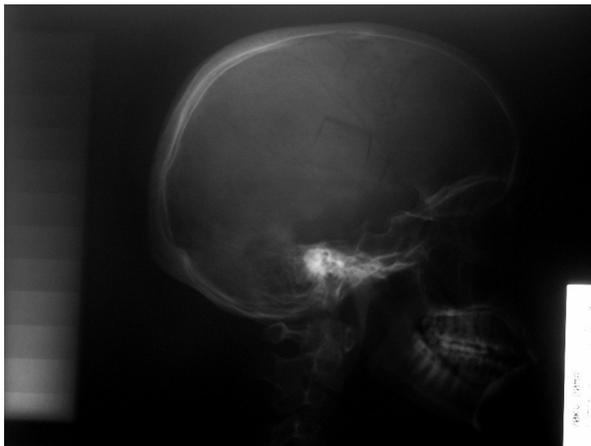


Abb. 8-16: mit 20 mAs

Abb. 8-10 bis 8-16:

Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich mit 1,6 mAs, 3,2 mAs, 5 mAs, 8 mAs, 12,5 mAs, 16 mAs und 20 mAs zur Ermittlung des Belichtungsspielraumes

Tabelle 15:

Messprotokoll Belichtungsspielraum, Schädel, verschiedene mAs-Werte; Film-Folie

mAs	Dosisflächen- produkt $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$
1,6	4,45
2,5	7,02
3,2	8,95
5	14,02
8	22,44
10	28,04
12,5	35,02
16	44,82
20	56,22

### 8.2.2.2 Ergebnisse

#### *Experimente "Belichtungsspielraum", mit Humanphantom Schädel, Film-Folien-System*

Aus dieser Versuchsreihe wird deutlich klar wie groß der Belichtungsspielraum ist, das heißt, wie viel man von der optimalen Belichtung abweichen darf um trotzdem noch ein für die Diagnostik verwertbares Bild zu erhalten.

Vergleicht man die Schädelaufnahmen miteinander und konzentriert sich auf ein bestimmtes anatomisches Detail, hier zum Beispiel auf die Sella turcica, kann man erkennen, dass bei den Aufnahmen mit 1,6 mAs und 20 mAs die diagnostische Beurteilbarkeit nicht mehr gegeben ist. Das Bild ist mit 1,6 mAs komplett unterbelichtet und mit 20 mAs überbelichtet. Die Röntgenaufnahme mit 8 mAs weist subjektiv betrachtet den größten Detailkontrast auf.

Diagnostisch verwertbar sind die Röntgenaufnahmen im Bereich von 3,2 mAs bis 16 mAs. Dies entspricht von der Idealbelichtung mit 8 mAs ausgehend einem Belichtungsspielraum von ca. der Hälfte bis zum Doppelten des mAs-Produktes bzw. 1 : 5.

Im Bereich des diagnostisch verwertbaren Belichtungsspielraumes bedeutet dies hier ein Dosisflächenprodukt von 8,95  $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$  bis 44, 82  $\mu\text{Gy}/\text{m}^2$ , was einer Variationsbreite vom Faktor 5 entspricht.

Das Dosisflächenprodukt und somit auch die Dosisbelastung des Patienten steigt direkt proportional mit dem mAs-Produkt.

### 8.2.3 Mit Digitaler-Lumineszenz-Radiographie

#### *Experimente "Belichtungsspielraum", mit Humanphantom Schädel*

Bildempfangs- und Bildbearbeitungssystem siehe Kapitel 5.2

Röntgenspeicherfolienkassette Format 24 x 30 cm

mAs-Produkt: 0.5, 1, 2, 4, 8, 16, 32, 63, 125, 250, 500 und 800

fixed-Mode mit einem fest vorgegebenen S- und L-Wert

### 8.2.3.1 Röntgenaufnahmen

Experimente "Belichtungsspielraum", mit Humanphantom Schädel, DLR

Mit der Einstellung fixed-Mode am Reader



Abb. 8-17: mit 1 mAs



Abb. 8-18: mit 8 mAs



Abb. 8-19: mit 32 mAs

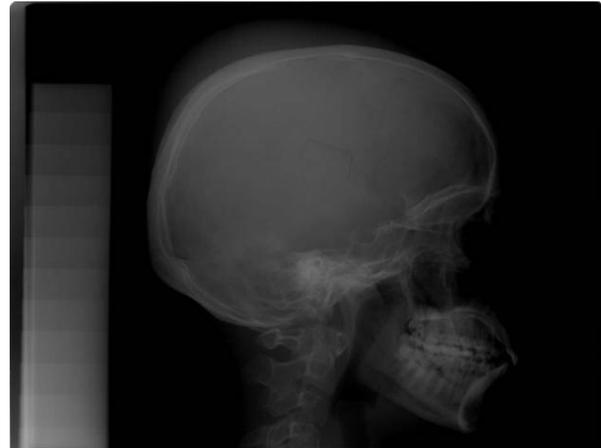


Abb. 8-20: mit 63 mAs

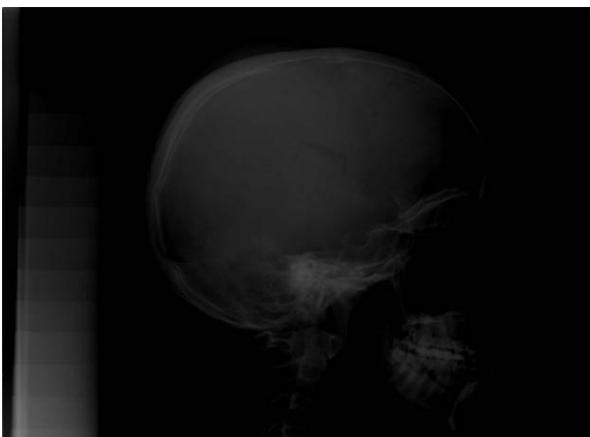


Abb. 8-21: mit 125 mAs

Tabelle 16: Messprotokoll Belichtungsspielraum, Schädel, verschiedene mAs-Werte; DLR, fixed-Mode

mAs	Bel.zeit	Gy/m <sup>2</sup>	S-Wert	L-Wert
1	2,53 ms	1,56	200	2,0
8	20,3 ms	13,21	200	2,0
32	81,2 ms	53,15	200	2,0
63	159 ms	104,68	200	2,0
125	333 ms	207,74	200	2,0
250	786 ms	410,38	200	2,0

Abb. 8-17 bis 8-21: Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich im fixed-Mode mit 1 mAs, 8 mAs, 32 mAs, 63 mAs und 125 mAs zur Ermittlung des Belichtungsspielraumes

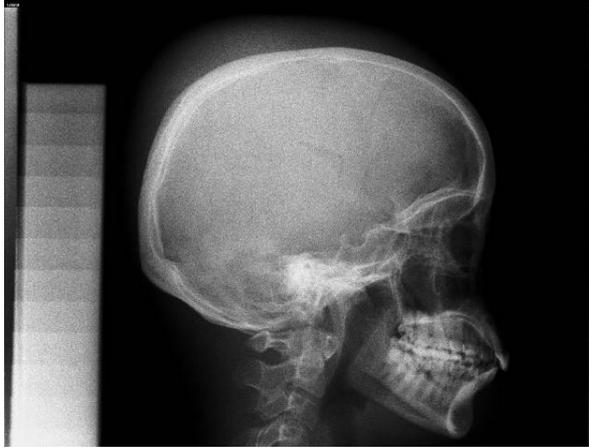
**Im Automatik-Mode**

Abb. 8-22: mit 0,5 mAs

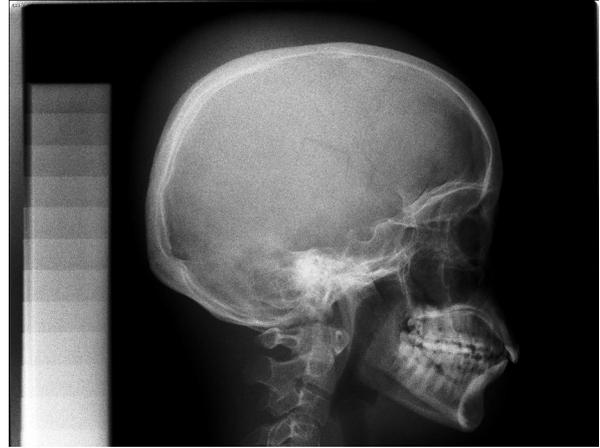


Abb. 8-23: mit 1 mAs

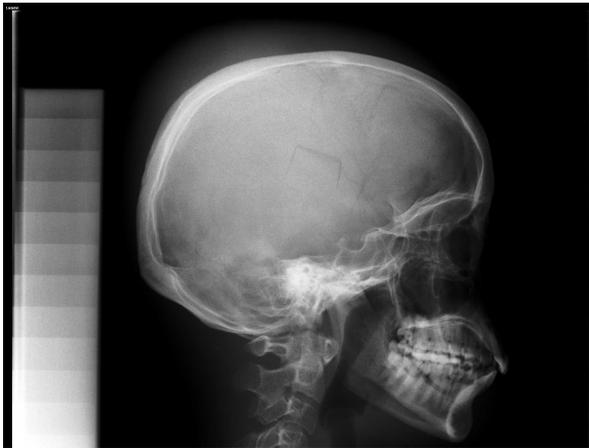


Abb. 8-24: mit 8 mAs

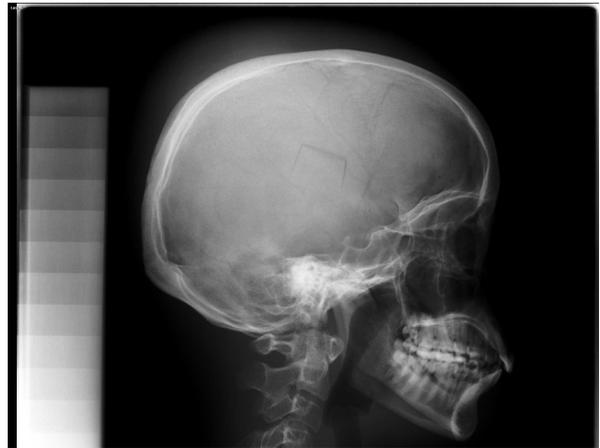


Abb. 8-25: mit 32 mAs



Abb. 8-26: mit 250 mAs

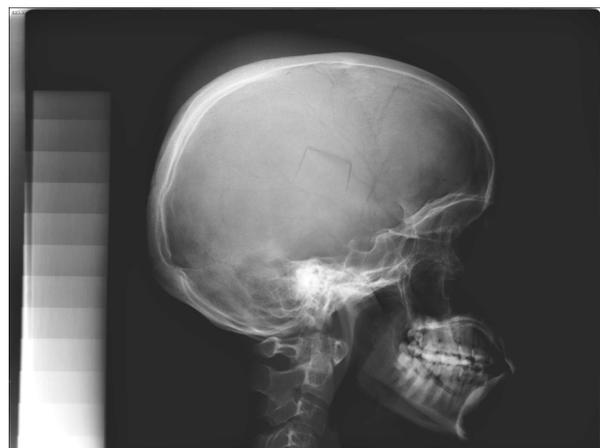


Abb. 8-27: mit 800 mAs

Abb. 8-22 bis 8-27: Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich im Automatik-Mode mit 0,5 mAs, 1 mAs, 8 mAs, 32 mAs, 250 mAs und 800 mAs zur Ermittlung des Belichtungsspielraumes

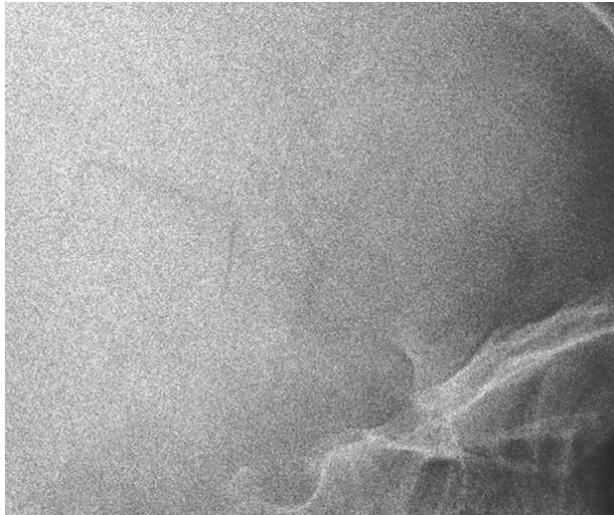


Abb. 8-29: Ausschnitt aus Aufnahme mit 1 mAs

Abb. 8-28

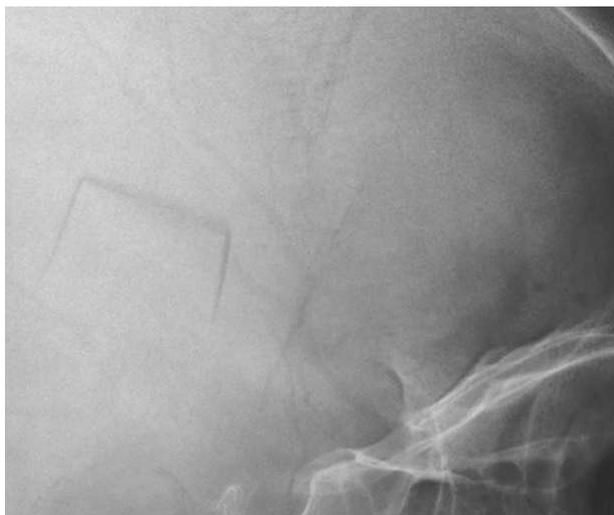
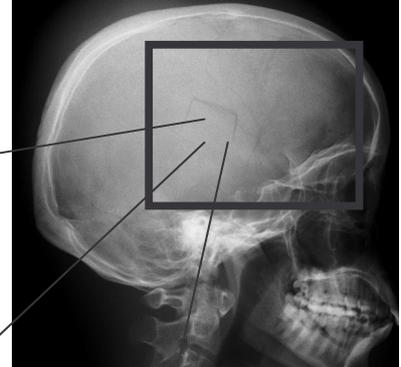


Abb. 8-30: Ausschnitt aus Aufnahme mit 32 mAs

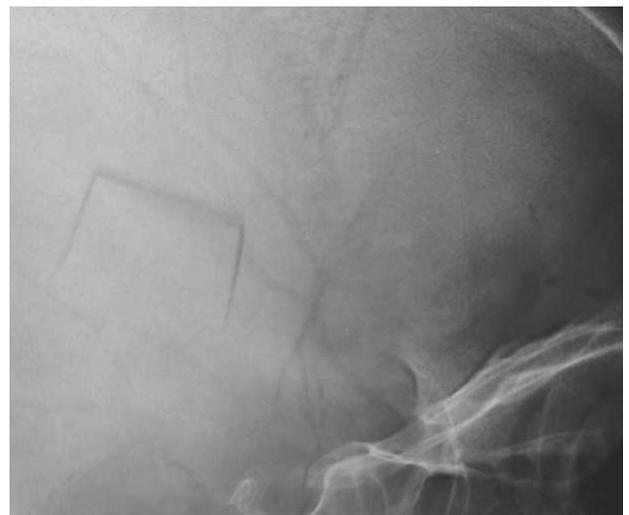


Abb. 8-31: Ausschnitt aus Aufnahme mit 800 mAs

Abb. 8-28 bis 8-31: Ausschnitte aus Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich im Automatik-Mode mit 1 mAs, 32 mAs und 800 mAs ; Darstellung des Quantenrauschens in Abhängigkeit von der Dosis (mAs-Produkt) bei konstanter Röhrenspeisung

Tabelle 17: Messprotokoll Belichtungsspielraum, Schädel, verschiedene mAs-Werte; DLR, Automatik-Mode

mAs	Bel.Zeit	$\mu\text{Gy}/\text{m}^2$	S-Wert	L-Wert
0,5	1,44 ms	0,75	2965	2,1
1	2,53 ms	1,56	1486	2,2
2	5,07 ms	3,25	711	2,1
4	10,1 ms	6,56	340	2,2
8	20,3 ms	13,21	167	2,1
16	40,6 ms	26,58	84	2,2
32	81,2 ms	53,15	42	2,2
63	159 ms	104,68	21	2,1
125	333 ms	207,74	11	2,2
250	786 ms	410,38	5	2,2
500	2,07 sec	811,64	3	2,1
800	4,54 sec	1288,95	2	2,0

### 8.2.3.2 Ergebnisse

#### *Experimente "Belichtungsspielraum", mit Humanphantom Schädel, DLR*

Beim fixed-Mode ist durch den äußerst geringen Kontrast (Gamma 1 !) die Bildqualität derart reduziert, dass großteils keine diagnostische Verwertbarkeit mehr möglich ist.

Aufgrund unserer Aufnahmeserie kann der Belichtungsspielraum hier mit ca. 1 : 10 angenommen werden.

Im Automatik-Mode zeigt sich jedoch der riesige Dynamikbereich der Digitalen-Lumineszenz-Radiographie. Einerseits mit der Anpassung des Bildkontrastes und andererseits mit der Anpassung der Bildempfindlichkeit, wodurch sich bei diesen Röntgenaufnahmen ein Belichtungsspielraum von ca. 1 : 800 ergibt. Die diagnostisch verwertbaren Röntgenaufnahmen lagen bei dieser Versuchsreihe im Bereich von 1 mAs bis 800 mAs.

Je geringer die Primärdosis ist, umso mehr muss die Empfindlichkeit (S-Wert) vom System nach oben reguliert werden. Dies bewirkt allerdings eine Zunahme des

Quantenrauschens, was sich auch an den Röntgenaufnahmen qualitätsmindernd auswirkt. In den Abbildungen 8-29 bis 8-31 ist dies ganz deutlich zu sehen.

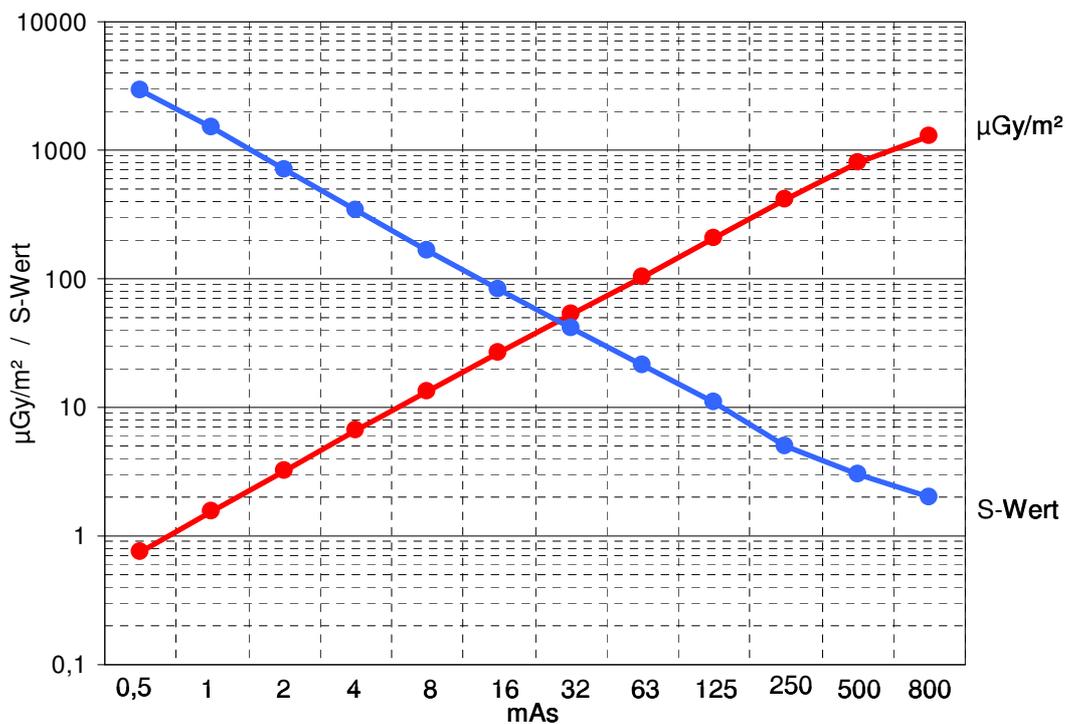


Abb. 8-32: Vergleich S-Wert (Empfindlichkeit) und Dosisflächenprodukt

Der S-Wert verhält sich umgekehrt proportional dem Dosisflächenprodukt, das heißt bei einer Dosisreduzierung auf 1/10 (z.B. nur mehr 1/10 des mAs-Produktes) wird der S-Wert (Empfindlichkeit) auf das 10-fache erhöht.

Bei den durchgeführten Röntgenaufnahmen des Schädel-Phantoms waren dies bei der Aufnahme mit

1 mAs	1,56 μGy/m <sup>2</sup>	S-Wert	1486
800 mAs	1.288,95 μGy/m <sup>2</sup>	S-Wert	2

Mit zunehmendem S-Wert, also geringerer Primärdosis, sinkt das Dosisflächenprodukt und somit die Dosisbelastung des Patienten.

## 9 Interpretation und Diskussion

In unserem ersten Experiment beschäftigten wir uns mit der Streustrahlung. Wir erbrachten den Nachweis, dass im bestrahlten Körpervolumen die gerichtete Nutzstrahlung auch gestreut wird und ermittelten, in welchem Ausmaß sich eine Strahlenfeldeinblendung auf die Bildqualität und die Dosisbelastung des Patienten auswirkt.

Dabei stellten wir fest, dass es sowohl beim Film-Folien-System als auch in der Digitalen-Lumineszenz-Radiographie durch die Einblendung des Nutzstrahlenfeldes zu einer Reduzierung des Streustrahlenanteiles kommt, und dadurch eine Verbesserung des Bildkontrastes deutlich zu erkennen ist. Der Einsatz eines Streustrahlenrasters bewirkt noch eine weitere deutlich erkennbare Steigerung des Bildkontrastes.

Außerdem kann durch die Verkleinerung des Nutzstrahlenfeldes, trotz Erhöhung der Primärstrahlendosis, das Dosisflächenprodukt deutlich reduziert werden, da das bestrahlte Körpervolumen wesentlich verkleinert wird.

Für unsere Arbeit als radiologisch-technische Assistenten bedeutet dies, dass es sehr wohl wichtig ist das Strahlenfeld bereits am Patienten so gut wie möglich einzublenden, um somit einerseits die Bildqualität zu optimieren und andererseits die Dosisbelastung des Patienten zu reduzieren. Bezogen auf die Strahlenbelastung kann nicht von einem professionellen Handeln gesprochen werden, wenn bei der Aufnahme selbst nicht eingebledet, sondern im Rahmen der digitalen Bildnachverarbeitung das Bildfeld verkleinert wird. Aus Strahlenschutzgründen und auch zur Dokumentation der Strahlenfeldgröße soll deshalb am Bild das tatsächlich eingebledete Strahlenfeld erkennbar sein.

Weiters untersuchten wir wie sich eine Änderung der Röhrenspannung (Strahlenqualität) auf die Röntgenbildqualität, insbesondere den Bildkontrast, auswirkt und welchen Einfluss sie auf die Dosisbelastung des Patienten hat. Dabei stellten wir fest, dass bei Verwendung einer geringeren Röhrenspannung der Detailkontrast deutlich verbessert und das Quantenrauschen reduziert wird. Bedingt durch die dabei notwendige Erhöhung des mAs-Produktes (Strahlenquantität) erhöht sich jedoch das Dosisflächenprodukt. Es

ist daher wichtig die Röhrenspannung so zu wählen, dass bei noch ausreichendem Detailkontrast das Dosisflächenprodukt so gering wie möglich gehalten wird. Daraus ergibt sich eine individuelle Anpassung der Röhrenspannung, abhängig von der Untersuchungsregion, der Untersuchungsart und der Patientenkonstitution.

Ein wesentlicher Unterschied zwischen dem Film-Folien-System und der Digitalen-Lumineszenz-Radiographie ist der Belichtungsspielraum (Dynamikbereich). Dieser gibt an, welcher Dosisbereich vom Film-Folien-System bzw. vom Detektor in diagnostisch verwertbare Dichtewerte bzw. digitale Daten umgesetzt werden kann.

Wie wir bei unseren Experimenten festgestellt haben, ist es durch den Einsatz digitaler Systeme möglich, Über- und Unterbelichtungen eines Röntgenbildes fast gänzlich zu vermeiden. Digitale Aufnahmen sind also größtenteils auch bei nicht optimaler Exposition ausreichend beurteilbar, was aber dazu führen kann, dass Aufnahmen mit zu hoher Dosis nicht als solche erkannt werden.

Durch den großen Belichtungsspielraum in der Digitalen-Lumineszenz-Radiographie ist es sicher möglich, Dosis einzusparen, da aufgrund der geringen Anzahl von fehlbelichteten Aufnahmen weniger Bilder wiederholt werden müssen. Andererseits besteht dadurch jedoch auch die Gefahr, dass mehr Dosis als nötig verwendet wird und es somit zu einer unnötigen Dosisbelastung des Patienten kommt. Um dies zu vermeiden kann sich die radiologisch-technische Assistentin am Dosisindikator – dem S-Wert – orientieren. Beim digitalen System der Firma Philips sollte der S-Wert im Bereich von ca. 200 liegen. Anhand des von uns bei den Experimenten ermittelten Dynamikbereiches von 1 : 800 kann veranschaulicht werden, dass man – um die gleiche Strahlendosis zu applizieren – statt *einer* Röntgenaufnahme mit 800 mAs 800 Röntgenaufnahmen mit 1 mAs anfertigen könnte!

Vergleicht man die mit dem Film-Folien-System angefertigten Röntgenbilder mit der Bildqualität der mit dem fixed-Mode gemachten Aufnahmen in der Digitalen-Lumineszenz-Radiographie, so kann man klar einen Unterschied im Bildkontrast erkennen, welcher auf die unterschiedliche Steigung der Kennlinie zurückzuführen ist. Der Kontrast bei einem Film-Folien-System weist im Durchschnitt einen Gammawert von über 2 auf, während in der Digitalen-Lumineszenz-Radiographie die Steigung der

Kennlinie nur 45 Grad beträgt, was einem Gammawert von 1 entspricht. Aufgrund dessen sind diese Röntgenaufnahmen trotz gleicher Belichtungsparameter primär deutlich kontrastärmer. Nur durch die automatische digitale Bildbearbeitung, bei der für jede Untersuchungsregion eine definierte Gauß'sche Kurve angewählt wird, ist die Erzeugung einer optimierten Bildcharakteristik mit einer enormen Steigerung des Bildkontrastes möglich.

Beim Film-Folien-System bedeutet eine Fehlbelichtung – Unterbelichtung oder Überbelichtung – einen enorm abfallenden Bildkontrast, so dass eine korrekte diagnostische Auswertung mitunter nur mehr eingeschränkt bis gar nicht möglich ist.

#### **Zusammenfassend bedeutet dies:**

- Auf eine maximal mögliche Einblendung des Strahlenfeldes auf die abzubildende Objektgröße zur Reduktion des Dosisflächenproduktes, der Streustrahlung und der damit verbundenen Verbesserung der Röntgenbildqualität sollte geachtet werden.
- Es sollte eine Optimierung der Röhrenspannung (höhere kV) in Abhängigkeit von der Untersuchungsregion, der Untersuchungsart und der Patientenkonstitution erfolgen, um einerseits den für die Fragestellung erforderlichen Detailkontrast und andererseits die geringst mögliche Patientendosisbelastung zu erreichen. Zur Erfüllung dieser Anforderung ist jedoch ein entsprechendes Fachwissen und die Fähigkeit, dieses auch in die Praxis umzusetzen, erforderlich.
- Beim Film-Folien-System bewirkt eine Unter- bzw. Überbelichtung eine Reduktion des Bildkontrastes. Eine diagnostische Auswertung wird dadurch eingeschränkt bis unmöglich. Im Gegensatz zur Digitalen-Lumineszenz-Radiographie werden aber nicht optimale bzw. Fehlbelichtungen sofort erkannt.
- Mit der Digitalen-Lumineszenz-Radiographie wird nicht automatisch eine gegenüber dem Film-Folien-System geringere Dosisbelastung des Patienten erreicht. Durch den riesigen Dynamikbereich kann es durch ein nicht verantwortungsbe-

wusstes Arbeiten sogar zu einem Vielfachen an Dosisbelastung kommen. Im Sinne einer eigenen Qualitätssicherung sollte daher eine ständige Kontrolle des S-Wertes der produzierten Röntgenaufnahmen und eine kritische Betrachtung eine Selbstverständlichkeit sein und demnach auch unbedingt erfolgen. Beim System der Fa. Philips sollte der S-Wert im Bereich von 200  $\pm$  25 % liegen. Minus 25 % sollten nicht unterschritten werden.

## 10 Literaturverzeichnis

Döhring. Radiologische Verfahren (Projektionsverfahren).

[http://isgnw.cs.uni-magdeburg.de/~regina/skript\\_roentgen.html](http://isgnw.cs.uni-magdeburg.de/~regina/skript_roentgen.html)

Ewen, K. (1998). Moderne Bildgebung. Stuttgart: Thieme Verlag.

Fankhauser, H. & Spiess, R. (1990). Röntgenphysikalisches Strahlenschutz-Praktikum. (Skriptum für Praktikum). Würenlingen – Schweiz: Paul Scherrer Institut, Abt. Strahlenhygiene.

Fankhauser, H. (1997/99). Seminar Qualitätsmanagement in der Röntgendiagnostik. (Skriptum). Kufstein.

Heyne, J.-P., Merbold, H., Sehner, J., Neumann, R., Freesmeyer, M., Jonetz-Mentzel, L. & Kaiser, W. A. (1999). Reduktion der Strahlendosis mittels Speicherfolienradiographie im Vergleich zum konventionellen Film-Folien-System mit Rasterkassette am Schädelphantom. RöFo, 171, 54-59.

Heyne, J.-P., Sehner, J., Neumann, R., Werner, B., Adler, R., Freesmeyer, M. & Kaiser, W. A. (2002). Reduktion der Strahlenexposition mittels Speicherfolienradiographie an Becken und Lendenwirbelsäule. RöFo, 174, 104-111.

Heyne, J.-P., Merbold, H., Sehner, J., Neumann, R., Adler, R., Freesmeyer, M. & Kaiser, W. A. (2000). Reduktion der Strahlendosis mittels Speicherfolienradiographie am Handphantom. RöFo, 172, 386-390.

Laubenberger, Th. & Laubenberger, J. (1994). Technik der medizinischen Radiologie. Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz (6. völlig überarbeitete Auflage). Köln: Deutscher Ärzteverlag.

Schmid, Claudia E. (2002). Ermittlung von Dosiswerten in der Diagnostischen Radiologie zur Festlegung von nationalen Referenzdosiswerten nach der Patienten richtlinie der EU 97/43/EURATOM.

<http://edoc.ub.uni-muenchen.de/archiv/00000840/>

Stender, H.-St. (2000). Bildqualität in der Radiologischen Diagnostik (2. völlig neu bearbeitete Auflage). Köln: Deutscher Ärzteverlag.

Wilhelm, M. (2002/03). Skriptum zur Vorlesung Radiologische Fotografie. Innsbruck.

Zimmer-Brossy, M. (1998). Lehrbuch der röntgendiagnostischen Einstelltechnik (5. überarbeitete Auflage). S. Bosnjakovic-Büscher (Hrsg.). Berlin Heidelberg: Springer-Verlag.

## 11 Abbildungsverzeichnis

- Abb. 3-1 Dosisflächenmessung; Seminar Qualitätsmanagement in der Röntgendiagnostik von Dipl. RTA Hubert Fankhauser MSc (S. 8)
- Abb. 4-1 Schädel-Phantom (S. 12)
- Abb. 4-2 Rumpf-Phantom (S. 12)
- Abb. 4-3 Schulter-Phantom (S. 12)
- Abb. 4-4 Niedrigkontrastphantom (S. 13)
- Abb. 4-5 Aluminium-Treppe und -Klotz (S. 13)
- Abb. 4-6 bis 4-8 2 mm starke Bleimarkierungen in unterschiedlichen Formen (S. 14)
- Abb. 4-9 Wasserphantom (S. 14)
- Abb. 4-10 bis 4-12 Dosisflächenmessgerät Diamentor CX (S. 15)
- Abb. 4-13 Densitometer (S. 15)
- Abb. 6-1 Versuchsaufbau mit Niedrigkontrastphantom (S. 19)
- Abb. 6-2 Röntgenaufnahme vom Niedrigkontrastphantom (S. 20)
- Abb. 6-3 bis 6-5 Röntgenaufnahmen vom Niedrigkontrastphantom mit einer Strahlenfeldgröße von 24 x 30 cm, 8 x 14 cm und 8 x 7 cm; Auswirkung auf den Detailkontrast (S.21)
- Abb. 6-6  $\Delta D_{\text{opt}}$  von  $D_{\text{opt}}$  (innerhalb der Kreisfläche mit 6 mm  $\varnothing$ ) und  $D_{\text{opt}}$  (außerhalb der Kreisfläche) bei verschiedenen Bohrtiefen - mit verschiedenen Strahlenfeldgrößen und ohne/mit Streustrahlenraster (S. 23)
- Abb.6-7 Dosisflächenprodukt bei den Röntgenaufnahmen mit verschiedenen Strahlenfeldgrößen und ohne/mit Streustrahlenraster (S. 24)
- Abb. 6-8 Versuchsaufbau mit Rumpf-Phantom (S. 25)
- Abb. 6-9 bis 6-11 Lage der Bleimarkierungen am Rumpf-Phantom und auf dem Röntgenbild (S. 26)

- Abb. 6-12 bis 6-15 Röntgenaufnahmen – LWS seitlich mit unterschiedlicher Strahlenfeldgröße von 37 x 43 cm, 24 x 30 cm, 13 x 18 cm und 8 x 12 cm; Auswirkung auf den Detailkontrast (S. 27/28)
- Abb. 6-16 bis 6-18 Ausschnitte aus Röntgenaufnahmen – LWS seitlich mit einer Strahlenfeldgröße von 37 x 43 cm, 24 x 30 cm und 13 x 18 cm; Auswirkung auf den Detailkontrast (S. 28)
- Abb. 6-19 bis 6-22 Röntgenaufnahmen – LWS seitlich ohne und mit zwei Streustrahlentypen; Auswirkung auf den Detailkontrast (S. 29/30)
- Abb. 6-23 und 6-24 Ausschnitte aus Röntgenaufnahmen – LWS seitlich mit unterschiedlichen Streustrahlentypen und unterschiedlicher Strahlenfeldgröße; Auswirkung auf den Detailkontrast (S. 30)
- Abb. 6-25  $D_{opt}$  an den Pb-Markerstellen der Röntgenaufnahmen mit verschiedenen Strahlenfeldgrößen und ohne Streustrahlengeraster (S. 31)
- Abb. 6-26  $D_{opt}$  an den Pb-Markerstellen der Röntgenaufnahmen mit gleicher Strahlenfeldgröße im Vergleich ohne und mit zwei Streustrahlentypen (S. 32)
- Abb. 6-27 Dosisflächenprodukt bei verschiedenen Strahlenfeldgrößen (S. 33)
- Abb. 6-28 bis 6-30 Röntgenaufnahmen – LWS seitlich im fixed-Mode bei einer Strahlenfeldgröße von 37 x 43 cm, 24 x 30 cm und 13 x 18 cm; Auswirkung auf den Detailkontrast (S. 34)
- Abb. 6-31 bis 6-33 Röntgenaufnahmen – LWS seitlich im Automatik-Mode bei einer Strahlenfeldgröße von 37 x 43 cm, 24 x 30 cm und 13 x 18 cm; Auswirkung auf den Detailkontrast (S. 35)
- Abb. 6-34 und 6-35 Röntgenaufnahmen – LWS seitlich im fixed-Mode mit Streustrahlengeraster bei einer Strahlenfeldgröße von 24 x 30 cm und 13 x 18 cm; Auswirkung auf den Detailkontrast (S. 36)
- Abb. 6-36 und 6-37 Röntgenaufnahmen – LWS seitlich im Automatik-Mode mit Streustrahlengeraster bei einer Strahlenfeldgröße von 24 x 30 cm und 13 x 18 cm; Auswirkung auf den Detailkontrast (S. 36)

- Abb. 6-38 Versuchsaufbau mit Schulter-Phantom (S. 38)
- Abb. 6-39 und 6-40 Röntgenaufnahmen – Schultergelenk a.p. mit einer Strahlenfeldgröße von 24 x 30 cm und 5 x 8 cm; Auswirkung auf den Detailkontrast (S. 39)
- Abb. 6-41 bis 6-42 Röntgenaufnahmen – Schultergelenk a.p. mit einer Strahlenfeldgröße von 24 x 30 cm und 5 x 8 cm im fixed-Mode; Auswirkung auf den Detailkontrast (S. 40)
- Abb. 6-43 bis 6-44 Röntgenaufnahmen – Schultergelenk a.p. mit einer Strahlenfeldgröße von 24 x 30 cm und 5 x 8 cm im Automatik-Mode; Auswirkung auf den Detailkontrast (S. 41)
- Abb. 7-1 Versuchsaufbau mit Niedrigkontrastphantom (S. 42)
- Abb. 7-2 Röntgenaufnahme vom Niedrigkontrastphantom (S. 43)
- Abb. 7-3 und 7-4 Röntgenaufnahmen vom Niedrigkontrastphantom mit 50 kV und 81 kV; Auswirkung auf den Detailkontrast (S. 44)
- Abb. 7-5  $\Delta D_{\text{opt}}$  von  $D_{\text{opt}}$  (innerhalb der Kreisfläche mit 6 mm  $\varnothing$ ) und  $D_{\text{opt}}$  (außerhalb der Kreisfläche) bei verschiedenen Bohrtiefen - mit zwei verschiedenen Röhrensparnungen (S. 45)
- Abb. 7-6 Versuchsaufbau mit Schädel-Phantom (S. 46)
- Abb. 7-7 bis 7-10 Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich mit 50 kV, 70 kV, 81 kV und 125 kV; Beeinflussung des Bildkontrastes durch die Röhrensparnung (S. 47)
- Abb. 7-11 bis 7-13 Ausschnitte aus Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich mit 50 kV, 81 kV und 125 kV; Beeinflussung des Bildkontrastes durch die Röhrensparnung (S. 48)
- Abb. 7-14 bis 7-16 Ausschnitte aus Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich mit 50 kV und 125 kV; Auswirkung der Röhrensparnung auf den Detailkontrast; Darstellung des Quantenrauschens (S. 49)
- Abb. 7-17 Dosisflächenprodukt bei unterschiedlicher Röhrensparnung (S. 51)
- Abb. 7-18 bis 7-20 Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich im fixed-Mode mit 50 kV, 70 kV und 125 kV; Auswirkung der Röhrensparnung auf den Bildkontrast (S. 52)

- Abb. 7-21 bis 7-23 Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich im Automatik-Mode mit 50 kV, 70 kV und 125 kV; Auswirkung der Röhrenspannung auf den Bildkontrast (S. 53)
- Abb. 8-1 Versuchsaufbau mit Aluminium-Treppe (S. 55)
- Abb. 8-2 bis 8-6 Ausschnitte aus Röntgenaufnahmen – Aluminium-Treppe mit 2,5 mAs, 5 mAs, 8 mAs und 20 mAs zur Ermittlung des Belichtungsspielraumes (S. 57)
- Abb. 8-7  $D_{\text{opt}}$  von Stufe 1 bis 12 der Aluminium-Treppe – mit unterschiedlichem mAs-Produkt (S. 58)
- Abb. 8-8  $\Delta D_{\text{opt}}$  von  $D_{\text{opt}}$  (Stufe 1) und  $D_{\text{opt}}$  (Stufe 12) der Aluminium-Treppe mit unterschiedlichem mAs-Produkt (S. 58)
- Abb. 8-9 Versuchsaufbau mit Schädel-Phantom (S. 60)
- Abb. 8-10 bis 8-16 Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich mit 1,6 mAs, 3,2 mAs, 5 mAs, 8 mAs, 12,5 mAs, 16 mAs und 20 mAs zur Ermittlung des Belichtungsspielraumes (S.61/62)
- Abb. 8-17 bis 8-21 Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich im fixed-Mode mit 1 mAs, 8 mAs, 32 mAs, 63 mAs und 125 mAs zur Ermittlung des Belichtungsspielraumes (S. 64)
- Abb. 8-22 bis 8-27 Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich im Automatik-Mode mit 0,5 mAs, 1 mAs, 8 mAs, 32 mAs, 250 mAs und 800 mAs zur Ermittlung des Belichtungsspielraumes (S. 65)
- Abb. 8-28 bis 8-31 Ausschnitte aus Röntgenaufnahmen – Schädel seitlich im Automatik-Mode mit 1 mAs, 32 mAs und 800 mAs; Darstellung des Quantenrauschens in Abhängigkeit von der Dosis (mAs-Produkt) bei konstanter Röhrenspannung (S. 66)
- Abb. 8-32 Vergleich S-Wert (Empfindlichkeit) und Dosisflächenprodukt (S. 68)

## 12 Tabellenverzeichnis

- Tabelle 1 Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung – unterschiedliche Strahlenfeldeinblendung (S. 22)
- Tabelle 2 Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung – ohne und mit Streustrahlenraster (S. 22)
- Tabelle 3 Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, LWS, unterschiedliche Strahlenfeldgröße; Film-Folie (S. 29)
- Tabelle 4 Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, LWS, ohne und mit Streustrahlenraster; Film-Folie (S. 31)
- Tabelle 5 Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, LWS, verschiedene Strahlenfeldgrößen; DLR, fixed-Mode (S. 34)
- Tabelle 6 Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, LWS, verschiedene Strahlenfeldgrößen; DLR, Automatik-Mode (S. 35)
- Tabelle 7 Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, LWS, verschiedene Strahlenfeldgrößen, ohne und mit Streustrahlenraster; DLR, Automatik-Mode (S. 37)
- Tabelle 8 Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, Schulter, verschiedene Strahlenfeldgrößen; Film-Folie (S. 39)
- Tabelle 9 Messprotokoll Einfluss der Streustrahlung, Schulter, verschiedene Strahlenfeldgrößen; DLR, Automatik-Mode (S. 41)
- Tabelle 10 Messprotokoll Einfluss der Röhrenspannung, Niedrigkontrastphantom, mit Röhrenspannung 50 kV und 81 kV (S.44)
- Tabelle 11 Messprotokoll Einfluss der Röhrenspannung, Schädel, mit verschiedenen Röhrenspannungen; Film-Folie (S. 50)
- Tabelle 12 Messprotokoll Einfluss der Röhrenspannung, Schädel; DLR, fixed-Mode (S. 52)

- Tabelle 13 Messprotokoll Einfluss der Röhrenspannung, Schädel; DLR, Automatik-Mode (S. 53)
- Tabelle 14 Messprotokoll Belichtungsspielraum, Aluminium-Treppe; Film-Folie (S. 57)
- Tabelle 15 Messprotokoll Belichtungsspielraum, Schädel, verschiedene mAs-Werte; Film-Folie (S. 62)
- Tabelle 16 Messprotokoll Belichtungsspielraum, Schädel, verschiedene mAs-Werte; DLR, fixed-Mode (S. 64)
- Tabelle 17 Messprotokoll Belichtungsspielraum, Schädel, verschiedene mAs-Werte; DLR, Automatik-Mode (S. 67)