

AUS DER RADIOLOGISCHEN ABTEILUNG DES JULIUSSPITALS WÜRZBURG
AKADEMISCHES LEHRKRANKENHAUS DER UNIVERSITÄT WÜRZBURG
LEITER: PROFESSOR DR. MED. W.G.H. SCHMITT

**ORGANFILTER IN DER KONVENTIONELLEN
ROENTGENDIAGNOSTIK UND IHRE BEDEUTUNG
FÜR DEN STRAHLENSCHUTZ**

INAUGURAL-DISSERTATION
ZUR ERLANGUNG DER DOKTORWÜRDE DER
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER
BAYERISCHEN JULIUS-MAXIMILIAN-UNIVERSITÄT ZU WÜRZBURG
VORGELEGT VON
FRANCISCO J.J. REGUILLO
AUS WORMS

WÜRZBURG, SEPTEMBER 2004

Referent: Professor Dr. med. D. Hahn
Koreferent: Professor Dr. med. A. Thiede
Dekan: Professor Dr. med. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 10. Juli 2007

Der Promovend ist Arzt

Meiner Frau Maria del Mar
in Dankbarkeit und Liebe

INHALTSVERZEICHNIS

1.	Bemerkungen zum Strahlenschutz und zu den gesetzliche Regelungen	1
2.	Physikalische Grundlagen (Kurzfassung)	7
2.1.	Erzeugung der Röntgenstrahlung	7
2.2.	Entstehung des Röntgenbildes	10
2.3.	Dosis- Grundeinheiten	11
2.4.	Dosisbegriffe	12
2.4.1.	Flächendosisprodukt (FDP)	13
3.	Röntgenstrahlen- Schwächung- Ausgleichmöglichkeiten bei stark in der Dicke differierenden Objekten. Aktueller Stand	17
3.1.	Die Problemstellung	17
3.2.	Lösungsmöglichkeiten dieses Problems	21
3.2.1.	Röhrennaher Ausgleichfilter	21
3.2.1.1.	Schädelfilter	23
3.2.1.2.	Keilfilter	23
3.2.1.3.	Keilförmig gebogene Filter	23
3.2.2.	Objektnaher Ausgleichkörper	24
3.2.2.1	Spezielle Folien	25
3.2.2.2.	Maßnahmen bei der Filmverarbeitung	26
3.2.2.1.	Objektangepasste Bedingungen d. Filmbetrachtung	27
4.	Entwicklungen von Ausgleichfilter. Literaturübersicht	28
5.	Material	32
5.1.	Vorversuch	32
5.2.	Phantomversuche	32
5.2.1.	Schulterphantom	32
5.2.2.	Schädelphantom	32
5.2.3.	Fußphantom	33
5.2.4.	HWS- Phantom	33
6.	Methode	34

6.1.	Messinstrumente	34
6.1.1.	Messeinheit zur Bestimmung des FDP	34
6.1.2.	Untersuchungsgerät und Filme	34
6.1.2.1.	Schädelfilter (Kopffilter)	35
6.1.2.2.	Keilfilter	36
6.1.2.3.	Gebogene Keilfilter	37
6.2.	Erster Versuch (Vorversuch)	37
6.3.	Phantomversuche	38
6.3.1	Schulterphantom	38
6.3.2.	Schädelphantom	39
6.3.3.	Fußphantom	39
6.3.4.	HWS- Phantom	40
7.	Ergebnisse und Diskussion	41
7.1.	Vorversuche am Patienten	41
7.2.	Versuche am Phantom	45
7.2.1.	Schulterphantom mit und ohne Filter	45
7.2.1.1.	Veränderung der Blende auf 17 x 18 cm	49
7.2.1.2.	Veränderung der Blende auf 13 x 13 cm	51
7.2.1.3.	Verdickung der Weichteile	51
7.2.1.4	Bildqualität	52
7.2.2.	Schädelphantom	52
7.2.2.1.	Veränderung der Blende auf 18 x 16 cm	54
7.2.2.2.	Diskussion	55
7.2.3.	Fußphantom	56
7.2.3.1.	Verdickung der Weichteile	57
7.2.3.2.	Veränderung der Blende	58
7.2.3.3.	Ein-, Ausblendung bei konstanter KV-Zahl	58
	A- Blende auf 10 x 10 cm	
	B- Blende auf 20 x 10 cm	
	C- Blende auf 10 x 20 cm	
	D- Verdickung der Weichteile	
	E- Blende auf 20 x 20 cm	
7.2.3.4.	Ergänzende Diskussion. Fußphantom	59

7.2.4.	HWS- Phantom	60
7.2.4.1.	Verdickung der Weichteile	62
7.2.4.2.	Reduzierung der Weichteile	63
7.2.4.3.	Veränderung der Blende auf 12 x 26	63
7.2.4.4.	Diskussion	63
7.2.5.	Tabellen	65
8.	Zusammenfassung	71
9.	Literaturverzeichnis	73

1. Bemerkungen zum Strahlenschutz und zu den gesetzlichen Regelungen

Zur Anpassung an die Weiterentwicklung von Wissenschaft und Medizintechnik haben die internationale Strahlenschutzkommission sowie das *Bundesamt für Strahlenschutz* (BfS), in den letzten Jahren, an Verbesserungen des Strahlenschutzes gearbeitet. Die Änderungen wurden auch in Verordnungen und/oder Gesetze aufgenommen. Die wichtigsten novellierten Gesetze sind die *Röntgenverordnung* (RöV)(1) und die *Strahlenschutzverordnung* (StrlSchV)(16).

Ein Schwerpunkt in diesen Regelwerken ist der Strahlenschutz beim Personal. Erst in jüngster Zeit wird auch der Strahlenschutz am Patienten vermehrt beachtet.

Der Strahlenschutz geht von der Annahme des Grundsatzes linearer Dosis-Wirkungs-Beziehungen, so genannter stochastischer Wirkungen ohne Schwellenwert aus. Diese Hypothese ist so alt wie die strahlengenetische Forschung selbst. Sie wurde von *H.J. Muller*, in den U.S.A. (1927) (2, 3) und *N.W. Timofeef-Ressovski*, vom Kaiser- Wilhelm-Institut (z.B. 1935) (4), eingehend begründet. Über die Schädlichkeit von Röntgenuntersuchungen ist in einer umfangreiche Sammlung z.B. in der Monographie von *Wilhelm Flaskamp* (1930) (5) enthalten. Auch nach dem 2. Weltkrieg sind Einzelfälle, so z.B. von *E.G. Mayer* (1965) (6), beschrieben worden. Schließlich haben *W. Hadnagy* und *G. Stephan* (1984) (7) mit der Chromosomenanalyse nachweisen können, dass es z.B. bei Herzkatheteruntersuchungen zu Reaktionen an den Lymphozyten kam, d.h., dass Strahlenreaktionen nachweisbar sind. Ob und in welchem Umfange damit stochastische Schäden induziert werden, bleibt offen. Der Nachweis solcher Reaktionen spricht nicht gegen

die Durchführung solcher Untersuchungen, wenn diese klinisch angezeigt und für die Behandlung von Vorteil sind.(8)

Unter medizinischer Exposition versteht man die Strahlenbelastung eines Menschen im Rahmen ihrer Untersuchung oder Behandlung mit Röntgenbestrahlung oder in der medizinischen Forschung. Sie wird durch medizinische Röntgendiagnostik, Nuklearmedizin und Strahlentherapie hervorgerufen, wobei die Röntgendiagnostik mit 90% den größten Anteil ausmacht. Auf 1000 Personen entfallen 1400 Röntgenuntersuchungen im Jahr. Allein in der Zahnheilkunde werden in Deutschland jährlich 23,5 Millionen Aufnahmen erstellt (9). Mit dieser Häufigkeit der Röntgenuntersuchung liegt Deutschland, im internationalen Vergleich, nahezu an der Spitze und wird nur noch von Japan übertroffen.

Häufigkeit der Röntgenuntersuchungen in Deutschland angegeben in Untersuchungen pro 1000 Einwohner

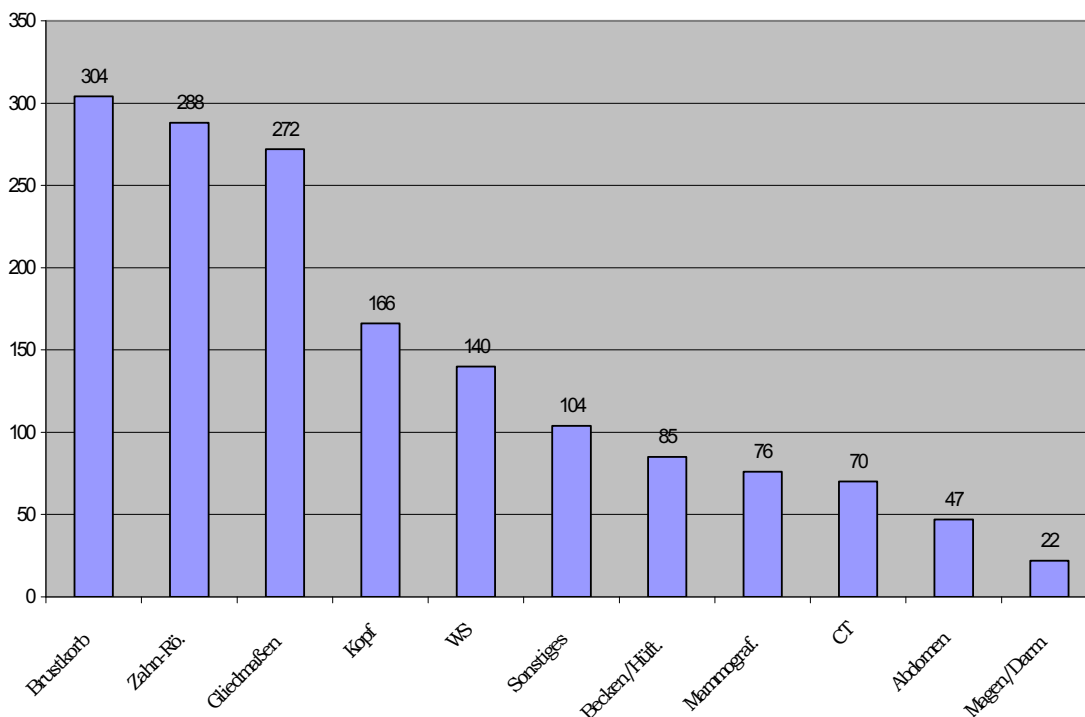


Abbildung 1.1. Nach einem statistischen Bericht des BfS. (10)

Diese Aufstellung der Untersuchungshäufigkeiten (Abb. 1.1) zeigt die Häufigkeit der verschiedenen Untersuchungen, aber nicht den Anteil der einzelnen Untersuchungen an der gesamten Strahlenexposition der Bevölkerung.

Hier hat die Computertomografie, obwohl sie in der Häufigkeit erst nachrangig aufgeführt wird, einen Anteil von 30 - 40%. Trotz dieses in den letzten 20 Jahren zunehmenden Anteils der CT an der Strahlenexposition der Bevölkerung spielen die konventionellen Röntgenuntersuchungen, immer noch die Hauptrolle. Es ist daher nahe liegend und sinnvoll, auch in der konventionellen Röntgendiagnostik (trotz leicht rückläufiger Zahlen) weiter nach Verbesserungen zu suchen.

Zahlreiche neuere Arbeiten *vergleichen* verschiedene *röntgenologische Verfahren* bezüglich des Strahlenschutzes; z.B. wird die Doppelkontrastpharyngographie mit der Computertomographie bei der Diagnostik von Tumoren verglichen. (11)

Außerdem wird, in zahlreichen Arbeiten, die *Ersetzbarkeit* von Röntgenverfahren durch *nichtröntgenologische Verfahren* untersucht. Als Beispiel, Mammographie und Magnetresonanzmammographie. (12)

Grundsätzliches Ziel ist es, auch die Patienten mit der *kleinstmöglicher Strahlenbelastung* optimal zu behandeln. (13,14,15)

Im Juni 2002 wurde, unter anderen, die so genannte Patientenrichtlinie 97/43 umgesetzt. Hierin wird eine Absenkung des Grenzwertes, zum Schutz der Bevölkerung und für beruflich strahlenexponierte Personen festgelegt.

Das Bundesamt für Strahlenschutz hat, im Jahr 2003 zum ersten Mal, *diagnostische Referenzwerte* für Röntgenaufnahmen (DRW), herausgegeben.

Für diese Referenzwerte wird das *Flächendosisprodukt* (FDP) als physikalische Definition verwendet. Das FDP hat praktische Bedeutung erlangt durch die leichte Messbarkeit, andererseits durch die repräsentative Bedeutung für den Strahlenschutz.

Die Abbildung 1.2. zeigt die diagnostische Referenzwerte für Röntgenaufnahmen beim Erwachsenen (Patientenrichtlinie).

Aufnahme	FDP	Einfalldosis	Oberfl. Dosis
	cGy.cm ²	mGy	mGy
Schädel AP	110	3,7	5
Schädel LAT	100	2,3	3
Thorax AP	20	0,21	0,3
Thorax LAT	100	1,1	1,5
BWS AP	220	5,2	7
BWS LAT	320	9	12
LWS AP	320	7,4	10
LWS LAT	800	22	30
Becken AP	500	7	10
Abdomen	550	7	10

Abbildung 1.2. Diagnostische Referenzwerte für Rö- Aufnahmen beim Erwachsenen.

Die europäische Patientenschutzrichtlinie definiert DRWs oder *Diagnostic reference levels* (DRLs) als Dosiswerte, bei strahlendiagnostischen medizinischen Anwendungen, oder im Falle von Radiopharmaka, Aktivitätswerte, für typische

Untersuchungen an einer Gruppe von Patienten mit Standardmaßen oder an Standardphantomen, für allgemein definierte Arten von Ausrüstung. Bei Anwendung guter und üblicher Praxis, hinsichtlich der diagnostischen und der technischen Leistung, wird erwartet, dass diese Werte, bei Standardverfahren, *nicht überschritten werden*“.

In der RöV §2 Abs.13 (1) sind DRW definiert als „ Dosiswerte für typische Untersuchungen mit Röntgenstrahlung, bezogen auf Standardphantome oder auf Patientengruppen mit Standardmaßen, mit für die jeweilige Untersuchungsart geeigneten Röntgeneinrichtungen und Untersuchungsverfahren“.

Weiterhin wird festgehalten:

„Die veröffentlichten diagnostischen Referenzwerte sind bei der Untersuchung von Menschen zu Grunde zu legen“

Dem entsprechend dienen die veröffentlichten DRW den Ärzten in der diagnostischen Radiologie als obere Richtwerte, und sie sind gehalten, die Untersuchung so zu optimieren, dass die DRW in der Regel nicht überschritten werden sollen.

In § 2b und 2c Abschn. 1a RöV heißt es:

„Wer eine Tätigkeit nach dieser Verordnung plant, ausübt oder ausüben lässt, ist verpflichtet, dafür zu sorgen, dass die Dosisgrenzwerte dieser Verordnung nicht überschritten werden“.

Schließlich:

„Wer eine Tätigkeit nach dieser Verordnung plant, ausübt oder ausüben lässt, ist verpflichtet, jede unnötige Strahlenexposition von Mensch und Umwelt zu vermeiden“.

„Wer eine Tätigkeit nach dieser Verordnung plant, ausübt oder ausüben lässt, ist verpflichtet, jede Strahlenexposition von Mensch und Umwelt, unter Beachtung des Standes der Technik und unter

Berücksichtigung aller Umstände des Einzelfalles, auch unterhalb der Grenzwerte so gering wie möglich zu halten“

„Niemand darf Röntgenstrahlen, ohne die entsprechende technische *Ausbildung* anwenden, oder Röntgenuntersuchungen, ohne die erforderlichen *Fachkenntnisse* über physikalische Wirkungen ionisierender Strahlen durchführen.“(16)

Für die Einhaltung dieser Regelungen haben die Strahlenschutzverantwortlichen zu sorgen. In einer Klinik ist es der Krankenhausträger, der diese Verpflichtungen an den Strahlenschutzbeauftragten, meist an den Leiter einer radiologischen Abteilung, delegiert.

Die StrlSchV (17) beschäftigt sich sehr eingehend mit der medizinische Anwendung radioaktiver Arzneimittel und legt diagnostische Referenzwerte (DRW) fest, deren Überschreitung nach einem komplizierten Verfahren schriftlich begründet werden muss.

Das Bundesamt für Strahlenschutz erstellt und veröffentlicht diese diagnostischen Referenzwerte.

Im Gegensatz zur Röntgendiagnostik sind die DRW in der nuklearmedizinischen Diagnostik keine oberen Richtwerte sondern „Optimalwerte“.

2. Physikalische Grundlagen (Kurzfassung)

2.1. Erzeugung der Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlen entstehen, wenn Elektronen mit hoher Geschwindigkeit auf Materie auftreffen. Diese Elektronen werden durch Glühemission aus der Kathode freigesetzt (Glühelktronen) und durch ein Hochspannungsfeld zur Anode hin beschleunigt (Hochspannung). Die Elektronen werden mit nahezu Lichtgeschwindigkeit von der Anode angezogen. Beim Aufprallen auf die Anode, werden die Elektronen abgebremst und erzeugen dabei *Röntgenstrahlen*. Den durch die Röhre fließenden Elektronenstrom nennt man *Röhrenstrom*, dessen Stärke in Milliampere (mA) gemessen wird. Der Ausgangspunkt der neuen Strahlen, der Röntgenstrahlen, auf der Anode wird Fokus oder *Brennfleck* genannt.

Für die Erzeugung der Röntgenstrahlen in einer Röntgenröhre sind also zwei Voraussetzung zu erfüllen: die Heizung der Kathode durch den *Heizkreis* und die Erzeugung der Hochspannung zwischen Anode und Kathode durch den *Hochspannungskreis*. Im Schalterpult werden die Primärspannung des Hochspannungstransformators und die Sekundärspannung des Heiztransformators durch Regelwiderstand reguliert, wodurch *Röhrenstrom* (*Strahlenquantität*) und *Hochspannung* (*Strahlenqualität*) an den Röntgenröhre praktisch unabhängig voneinander auf den gewünschten Betrag eingestellt werden können.

Nach diesem Prinzip entdeckte Wilhelm Conrad Röntgen im Jahre 1895 die von ihm genannten „X-Strahlen“, die später nach ihm benannt wurden. (18)

Zwei Prozesse sind hierbei von wesentlicher Bedeutung:

1- Röntgenbremsstrahlung

Ein Elektron wird kernnah abgebremst, dabei entsteht ein Quant. Ein Elektron kann seine gesamte Energie, im Rahmen eines einzigen Abbremsvorgangs, auf ein Quant übertragen (so genannte Grenzenergie). Dieser Fall ist jedoch die Ausnahme.

In der Regel treten die Elektronen mit vielen Atomkernen nacheinander in Wechselwirkung, dadurch werden sie schrittweise abgebremst und es entsteht, bei jeder Abbremsung, ein Quant mit einer anderen Energie und damit ein Röntgenstrahlenspektrum.

2- Charakteristische Eigenstrahlung

Wird das Elektron nicht kernnah abgebremst, sondern überträgt es einen Teil oder gar seine gesamte Energie auf ein Elektron, löst es dieses dadurch aus dem Atomverband heraus. Es kommt zur Emission der charakteristischen Eigenstrahlung.

Nach dem klassischen Atommodell ist der Atomkern von Elektronen umgeben, die sich auf ganz bestimmten Energieniveaus befinden. Diese Energieniveaus sind Materialkonstanten und damit „charakteristisch“ für jedes Element. Kommt es also zur Energieübertragung auf ein Elektron des Anodenmaterials, so wird dieses bei einer entsprechenden Leerstelle auf eine höhere Schale springen, dort kurzzeitig, 10^{-8} Sekunden, verweilen und wieder auf ein niedrigeres Energieniveau zurückspringen. Dabei wird die Energiedifferenz zwischen beiden Niveaus als Quant freigesetzt = charakteristische Eigenstrahlung.

Der Anteil der charakteristischen Eigenstrahlung an der gesamten Röntgenstrahlung liegt, bei einer Röhrenspannung ab 70 KV, bei 10-20%.

Die wichtigste Eigenschaft der Röntgenstrahlen besteht aber darin, dass sie Stoffe durchdringen können, wobei sie geschwächt werden; sie können aber durch keine noch so dicke Sicht hundertprozentig aufgefangen werden. Der Grad der Schwächung wird durch Absorptions - und Streuvorgänge an den Atomen des durchstrahlten Stoffes bestimmt.

In der Röntgendiagnostik wird ausgenutzt, dass die Strahlen in verschiedenen Bereichen des Objektes unterschiedlich stark geschwächt werden. Folgende Wechselwirkungsprozesse mit der Materie finden statt:

1- Erwärmung

Beim Aufprall der Elektronen auf die Anode wird ihre Bewegungsenergie aber nicht nur in Röntgenstrahlen umgesetzt, sondern zum größten Teil und zwar zu über 99% in Wärme.

2- Anregung:

Elektronen treten auf ein höheres Energieniveau über.

3- Ionisation:

Bei der Ionisation treten durch Energieabgabe der Photonen Elektronen aus der Hülle aus. Im Wesentlichen treten folgende physikalischer Phänomene auf:

a- Photoeffekt

Ein Photon kommt in Kontakt mit einem Elektron aus einer inneren Hülle des Absorbatoms, dabei wird es heraus gestoßen, und es wird ihm die ganze Energie übertragen. Das Elektron bekommt auf diese Weise die Energie des Photons als kinetische Energie übertragen.

b- Comptoneffekt (Compton - Streuung)

Beim Comptoneffekt stößt ebenfalls ein Photon an ein äußeres, und praktisch schwach gebundenen Elektron des Absorbatoms. Das Photon überträgt seine Energie zum Teil auf das Elektron, das die Atomhülle verlässt. Das Photon wird tangential in einem Winkel zwischen 0° und 180° gestreut; es vermindert seine Energie und verändert seine Bewegungsrichtung (19).

2.2. Entstehung des Röntgenbildes

Die Röntgenstrahlung durchdringt das Objekt (Patienten), und belichtet einen Röntgenfilm.

An dichteren (oder dickeren) Stellen, z.B. Knochen, wird die Strahlung mehr geschwächt, es kommt weniger Strahlung auf den Film; das Bild ist an dieser Stelle heller; an weniger dichten (weniger dicken) Stellen, z.B. in lufthaltigen Bildabschnitten, wird das Bild dementsprechend dunkler.

Von W.C. Röntgen wurde bereits herausgestellt, dass die Schwächung der Röntgenstrahlung von der Art und der Dicke des durchstrahlten Materials abhängig ist.

Je energieärmer die Röntgenbestrahlung und je höher die Dichte des Objekts, um so höher ist der Anteil des Photoeffekts.

Im Gegensatz zum Photoeffekt ist der Comptoneffekt unabhängig von der Dichte des Objekts.

Die Streustrahlung hängt mit dem durchstrahlten Körpervolumen und der bestrahlten Feldgröße zusammen. Durch diesen Effekt entsteht ein Kontrastmindernder Schleier auf dem Röntgenfilm und es kommt zu zusätzlicher Strahlenbelastung.

2.3. Dosis- Grundeinheiten

Dosisgrößen in der Strahlenphysik haben den Zweck, die ionisierende Strahlung qualitativ und quantitativ zu beschreiben. Dabei hängt die gewünschte Aussage von der Art der Anwendung radioaktiver Substanzen oder allgemeiner, ionisierender Strahlen ab. Dies sind z.B.:

-In der *Strahlentherapie* sollen Dosisgrößen die physikalischen Einwirkungen auf den Patienten quantifizieren.

-In der *Röntgendiagnostik* und Nuklearmedizin will man die aus der Untersuchung resultierende Strahlenexposition abschätzen.

-In den Bereichen des *Strahlenschutzes* sollen Überwachungsdaten gesammelt werden, um die Einhaltung von Grenzwerten und Vorschriften kontrollieren zu können (20).

Prinzipiell stehen folgende Grundeinheiten zur Charakterisierung von Strahlendosen zur Verfügung:

Ionendosis (Exposure)

Sie definierte Strahlenmenge aufgrund der leicht messbaren Fähigkeit der „ionisierenden Strahlen“, in Luftionisation zu erzeugen (Ionisationskammer Messgeräte). Die alte Einheit war **Röntgen (R)**.

Energiedosis

Sie betrachtet die Strahlenwirkung von der Energiemenge her, welche in einer Substanz absorbiert wird. Diese wird also als kalorische Energie definiert (Joule). Die alte Einheit war **rad**(rd). Die neue Einheit ist **Gray (Gy)**, 1Gy entspricht 1 Joule/Kg.

Die Energiedosis ist vom Gesichtspunkt der Strahlenwirkung her relevanter als die Ionendosis, lässt sich aber routinemäßig kaum bestimmen und muss üblicherweise aus der Ionendosis umgerechnet werden.

Äquivalentdosis

Sie beschreibt die Wirkung ionisierender Strahlung bei Bestrahlung von Weichteilgewebe, um diese zu quantifizieren. Die alte Einheit war rem. 1 **rem** entspricht diejenige Menge irgendeiner Strahlung, welche die gleiche biologische Wirksamkeit wie 1 **R** Röntgenstrahlen hat. Die neue Einheit ist **Sievert** (Sv).

Größe	alte Einheit		neue Einheit		Umrechnung
	Name	Kurzzeichen	Name	Kurzzeichen	
Ionendosis	Röntgen	R	--	--	1R = 1 rd
Energiedosis	Rad	rd	Gray	Gy	1 Gy = 100 rd
Äquivalentdosis	rem	rem	Sievert	Sv	1 Sv = 100 rem

Tabelle 2.1. Alte und neue Dosiseinheiten (kurze Zusammenfassung) (*Hildegard Hoffmann 1981*)

2.4. Dosisbegriffe

Die Wechselwirkungsprozesse ionisierender Strahlung haben gemeinsam, dass freie Elektronen entstehen, welche detektiert und gemessen werden können. Im Rahmen dieser Arbeit wird die durch das Röntgengerät in der konventionellen *diagnostischen Radiologie* verursachte ionisierende Strahlung mittels einer Ionisationskammer detektiert.

Die folgende Skizze zeigt das Vorgehen in der Röntgendiagnostik.

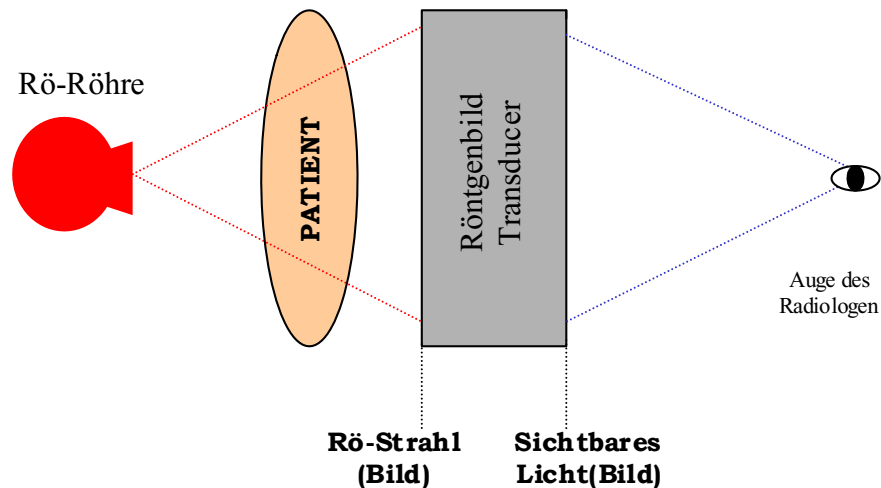


Abbildung 2.1. Skizze zum Prinzip der Dosismessung in der Röntgendiagnostik (nach Wells).

Die Dosismessung kann an verschiedenen Orten erfolgen. Ein wichtiger Ort für die Dosismessung liegt zwischen Röhre und Patient. Dieser Ort liefert eine repräsentative Größe der im Strahlenschutz besonders wichtigen Dosis an der röhrenseitigen Körperoberfläche des Patienten.

2.4.1. Flächendosisprodukt (FDP)

Ziel des Strahlenschutzes ist eine effektive Diagnostik mit möglichst geringer Dosis.

Der Strahlenschutz setzt eine exakte Dosimetrie voraus. Wichtig ist, dass es nicht auf die Dosis in einem bestimmten Punkt ankommt. Die Dosis ist immer dann relevant, wenn auch ein bestimmtes Organvolumen betroffen ist.

Diese Tatsache, dass nicht nur die Dosis in einem einzelnen Punkt von Bedeutung ist, sondern auch die Größe des bestrahlten Volumens, trägt das *Flächendosisprodukt* Rechnung. Eine flache durchsichtige Messkammer wird zwischen Primärstrahlerblende und Patienten angebracht.

Stieve u. Mitarbeiter haben eine eigene Monografie zur Bedeutung des Flächendosisprodukts herausgegeben. Darin belegen sie, dass das FDP eine sehr einfache, aber doch sehr repräsentative Größe für die Strahlenbelastung des Patienten darstellt.

Per Definition ist Flächendosisprodukt das Flächenintegral der Luftkerma (**K**inetic **e**nergy **r**eleased per unit **m**ass), über eine Schnittfläche S durch das Nutzstrahlenbündel:

$$F = \int_S K_a \, dS$$

$$K_a = \frac{W}{E} J_s$$

W = Mittlere Energie zur Bildung eines Ionenpaares

E = Elementarladung

J_s = Standard Ionendosis

F dient in der Röntgendiagnostik zur Kontrolle der

Strahlenexposition des Patienten

Das Flächendosisprodukt kann, während der Untersuchung, mitgemessen werden und liefert daher eine unmittelbare Information über die Strahlenbelastung des Patienten.

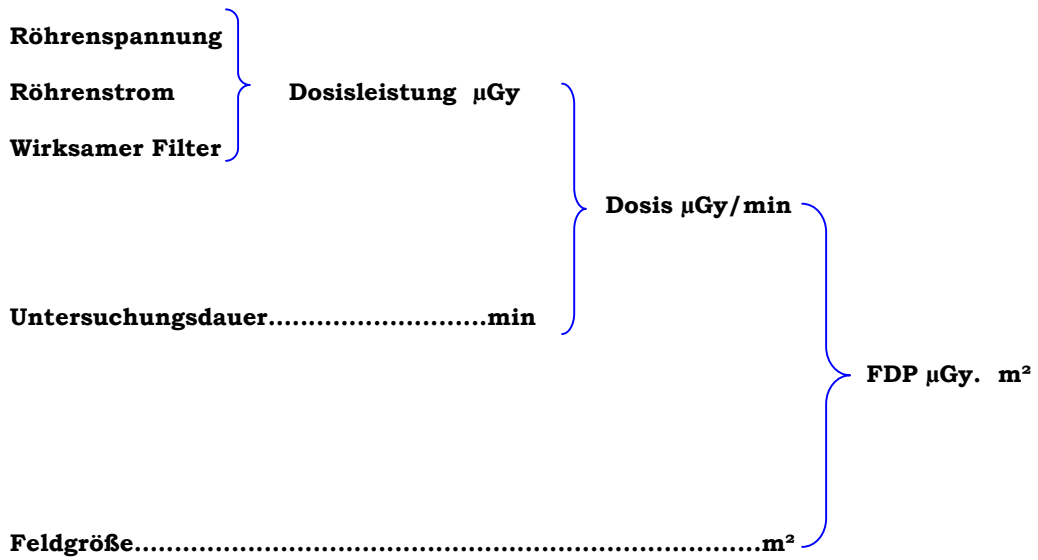
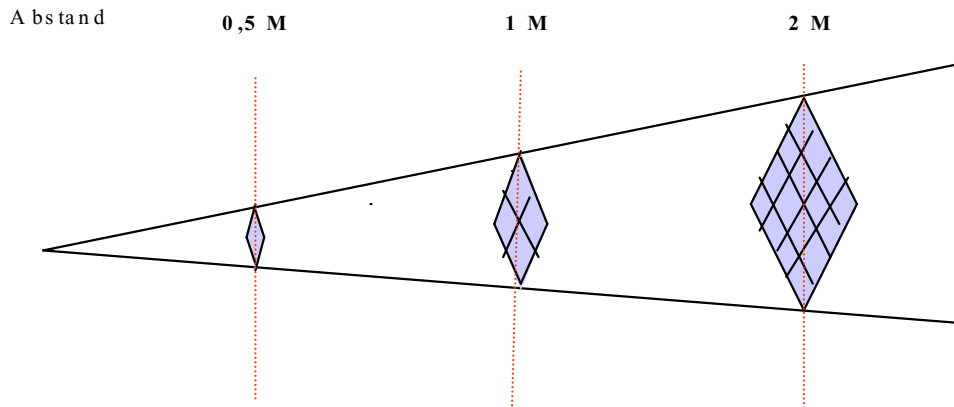


Abbildung 2.2. Das Flächendosisprodukt erfasst 5 wesentliche Einflussgrößen (nach Pychlau) (21).

Das Flächendosisprodukt hat den großen Vorteil, dass es annähernd unabhängig vom Abstand zum Fokus (Strahlenquelle) ist.

Von der Anode breiten sich die Röntgenstrahlen geradlinig aus. Wie bei jeder punktförmigen Strahlenquelle nimmt dabei die Intensität mit dem Quadrat der Fokulentfernung ab (Abstandsquadratgesetz). Wird also die Distanz vom Fokus verdoppelt, so beträgt die Strahlenintensität nur noch ein Viertel, wird sie verdreifacht, so beträgt die Strahlenintensität nur noch ein Neuntel.



Dosis	$40 \cdot 10^3 \mu\text{Gy}$	$10 \cdot 10^3 \mu\text{Gy}$	$2,5 \cdot 10^3 \mu\text{Gy}$
Fläche	$2,5 \cdot 10^3 \text{ m}^2$	$10 \cdot 10^3 \text{ m}^2$	$40 \cdot 10^3 \text{ m}^2$
FDP	$100 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$	$100 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$	$100 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$

Abbildung 2.3. Skizze zur Veranschaulichung des FDP (nach Pychlau) Einheit Gray mal Quadratmeter (Zeichen $\text{Gy} \cdot \text{m}^2$).

Üblicherweise wird $\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$ verwendet ($1 \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2 = 10^{-4} \text{ Gy} \cdot \text{m}^2$).

Die Dosis hängt von der Größe des Strahlenfeldes ab, nicht jedoch von der Entfernung der Strahlenquelle bzw. des Patienten, da das Produkt aus Dosis und bestrahlter Fläche in wechselnder Entfernung von der Strahlenquelle immer gleich bleibt (nahe an der Strahlenquelle hohe Dosis, aber kleine Fläche des Strahlenfeldes; in größerer Entfernung abnehmende Dosis - Abstandsgesetz- jedoch zunehmende Fläche).

Zusammenfassend: *FDP ist unabhängig vom Abstand zur Strahlenquelle.*

3. Röntgenstrahlen- Schwächung- Ausgleichmöglichkeiten bei stark in der Dicke differierenden Objekten. Aktueller Stand

3.1. Die Problemstellung

Es ist ein altes Problem der konventionellen Röntgendiagnostik, dass in bestimmten Regionen des menschlichen Körpers ausgeprägte Dicke- und Dichteunterschiede vorliegen.

Beispiele sind die Halswirbelsäule und der Thorax, der Schädel, die Schulter und der Vorfuß.

Die Belichtung ist immer nur in einem bestimmten Abschnitt des Objektes optimal, während andere Abschnitte über- bzw. unterexponiert sind.

Ein Ausweg bietet zunächst die Anfertigung zusätzlicher (entsprechend stärker oder weniger stark belichteter) Bilder.

Zum Beispiel am Mittel und Vorfuß: eine mit geringerer Dosis exponierte Aufnahme, die die Phalangen in optimale Belichtung abbildet, und eine zweite erheblich stärker exponierte Aufnahme, die zwar die Phalangen zu dunkel darstellt, aber im Bereich des Tarsus und Metatarsus eine Unterbelichtung vermeidet.

Nachteil dieses Verfahrens sind zwei Aufnahmen, die vermehrte Dosis sowie der vermehrte Zeitaufwand.

Eine andere Möglichkeit ist die *Erhöhung der Röhrenspannung (KV)* mit entsprechender Reduktion der mAs. Dieses Vorgehen erweitert den Umfang der optimal belichteten Objektanteile; dies geht allerdings auf Kosten des Kontrastes. Eine optimale Strukturdarstellung zum Beispiel des Knochens oder des Brustgewebes erlaubt es nicht, über bestimmte KV-Erfahrungswerte hinauszugehen, ohne den Verlust an Detailinformationen in Kauf zu nehmen.

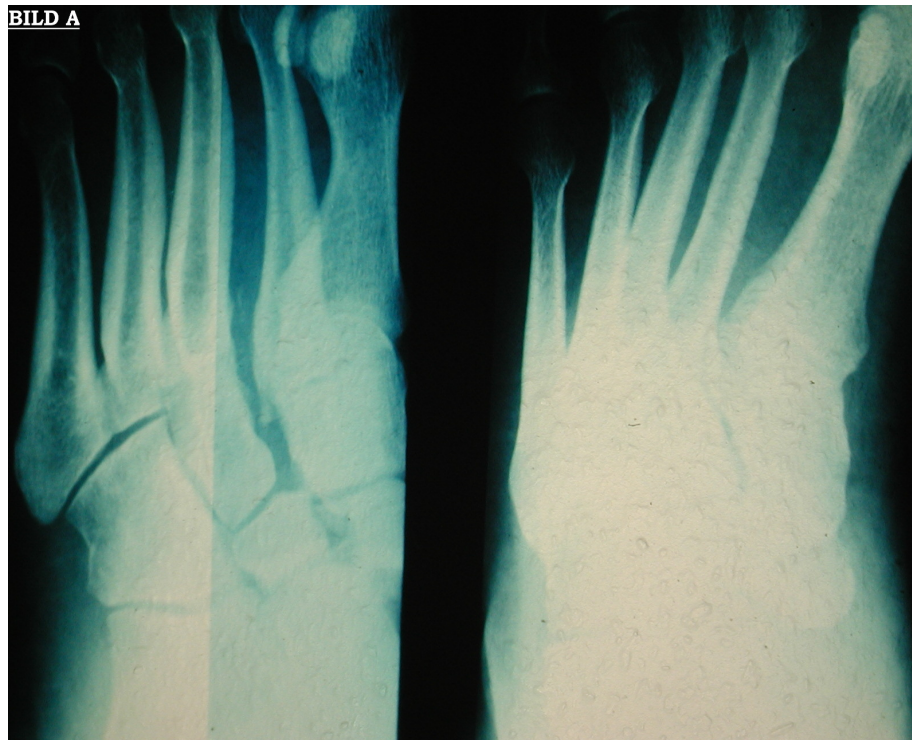


Abbildung 3.1. Bild A: Ungenügende Exposition im Tarsus.

Bild B: Veränderte Zentrierung u. verbesserte Belichtung: Fraktur os navicular pedis; Subluxation talo-naviculare, Aufspaltung der Bandverbindungen zwischen Metatarsale II und III und zwischen Cuneiforme II und III.

Es besteht ein Zwiespalt: Für einen schönen Bildkontrast wünscht man, dass „viel Strahlung im Gewebe stecken bleibt“. Die Strahlung bei niedriger Röhrenspannung erfüllt diese Bedingung. Diese „weiche Strahlung“ wird insbesondere in den kalkhaltigen Strukturen (durch den Photoeffekt) viel stärker geschwächt als in den benachbarten Weichteilen.

Unter Beachtung des Strahlenschutzes bevorzugen wir aber die durchdringendere Strahlung einer höheren Röhrenspannung und nehmen ein Bild in Kauf, welches einen kontrastarmen Charakter hat („grau in grau“) (22).

Daher behandelt dieses Kapitel *die Möglichkeiten des Ausgleichs unterschiedlicher Objektdicken* unter der Voraussetzung, dass an der voreingestellten *Strahlenqualität* („Härte“) möglichst *wenig verändert* wird. Selbstverständlich können diese Methoden durch die eingebrachten Materialien selber eine „Aufhärtung“ verursachen.

Das Interesse speziell an *Ausgleichsfiltern* wurde durch die digitale Subtraktionstechnik neu angeregt. In der Anfangszeit der DSA musste besonders auf eine verfeinerte Einblendung und Abschwächung überstrahlter Objektregionen geachtet werden. (Dies ist bei den modernsten DSA-Geräten nicht mehr in gleichem Maße nötig.) Es hat dazu geführt, dass eine Reihe auch differenzierter organ-spezifischer Blenden entwickelt und verwendet wurden.

Die digitalen Techniken ergeben zusätzliche neue Aspekte, da ein und dasselbe digital aufgenommene Bild mehrfach in verschiedenen „Belichtungen“ dokumentiert werden kann. Ohne erneute Strahlenexposition ist es möglich, Fenstermitte und Fensterbreite, entsprechend der Fragestellung zu verschieben, und jeweils als Hardcopy zu dokumentieren.

Zum anderen ermöglicht es die digitale Technik, digitale Filter einzubauen, so zum Beispiel die Rohdaten entlang eines Gradienten von links nach rechts, analog einer Minus-Plus-Folie, zu verstärken.

Diese Weiterentwicklungen der Software sind jedoch nicht Gegenstand der vorliegenden Arbeit, die sich auf konventionelle, nicht digitale Verfahren beschränkt.



Abbildung 3.2. zeigt das Problem:

Das Objekt mit starken Dicken- Unterschieden wird nur teilweise (hier im mittleren Abschnitt) optimal belichtet. Die Charakteristik des Filmes wird nur in einem Teilbereich des Objektes optimal ausgenutzt. Linkes Bild: Phalangen überexponiert. Rechtes Bild: Tarsus und Basis des Metatarsus unterexponiert. Der Kontrast ist zwar in einem Teilbereich der Bilder sehr gut; der große Nachteil ist aber die Tatsache, dass in größeren Objekt-Abschnitten keine Information vorliegt.

3.2. Lösungsmöglichkeiten dieses Problems.

Die Abbildung eines Handskelettes war die erste Röntgenaufnahme in der Geschichte der Röntgenstrahlen. Die Aufnahme war nach heutigen Maßstäben in Kontrast und Auflösung stark eingeschränkt; die Strahlendosis war zu hoch.

Expositionszeiten und Strahlendosen sind heute um Zehnerpotenzen geringer, Kontrast und Auflösung der Röntgenbilder sind unvergleichlich besser als damals. Dies ist möglich

- Durch ein *korrektes **Funktionieren*** der bilderzeugenden Systeme, in der Regel des Filmfoliensystems und der Entwicklung,
- Durch eine *korrekte **Aufnahmetechnik*** unter Benutzung von standardisierten *Aufnahmeparametern*. Die richtige, anatomiegerechte *Lagerung und Projektion* des zu untersuchenden Skeletteils ist eine wichtige Voraussetzung für qualitativ korrekte Aufnahmen. Schließlich sind im Rahmen der Aufnahmetechnik bestimmte *technische Hilfen* oft entscheidend für die Abbildungsqualität. Die gilt vor allem für **Ausgleichsfilter**.(24)

3.2.1. Röhrennaher Ausgleichsfilter

Bereits 1955 hat Gajevski (23) *zusammenfassend* über den "*Dickenausgleich*" in der Röntgendiagnostik berichtet. Im Verlauf der zurückliegenden Jahrzehnte ergaben sich weitere neue Möglichkeiten eines solchen Absorptionausgleiches.

Eine Lösung des Problems unterschiedlicher Objektdichte sind so genannte Ausgleichsfilter, die röhrenseitig in den Strahlengang eingebracht werden. Filter bedeuten zwar eine erhöhte Dosis der

Röhre, die Strahlung wird aber in bestimmten Bereichen durch den Filter stark abgeschwächt und vermeidet in diesem Bereich eine Überbelichtung des Bildes und bedeutet damit auch weniger Dosis im Objekt.

Allen gemeinsam ist, dass sie die Strahlung schwächen, bevor diese in das Objekt eindringt.

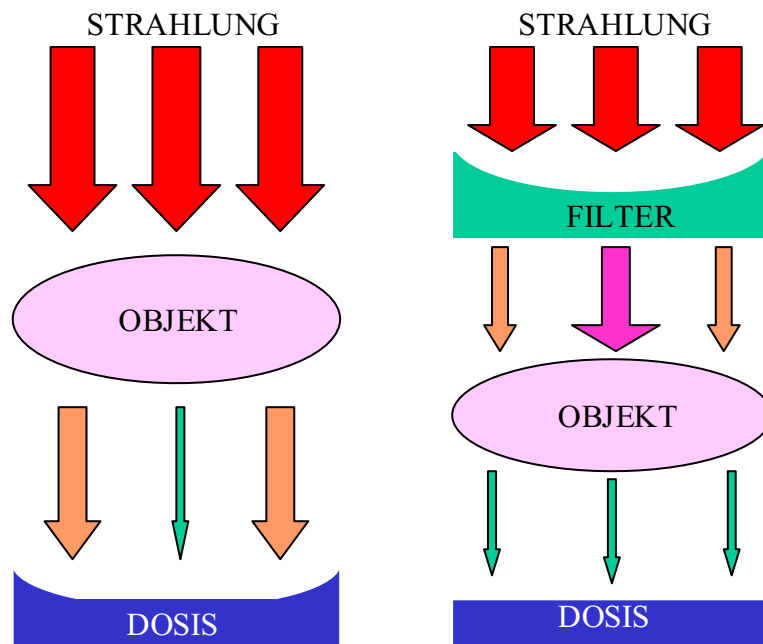


Abbildung 3.3.: Bilder werden so belichtet, dass in den dicksten (=zentralen) Objektanteile eine ausreichende Dosis am Film erreicht wird. Dies bedeutet eine unnützlich hohe Dosis in den dünneren (seitlichen) Objektteilen, erkennbar an der übermäßigen Schwärzung dieser Abschnitte. Dosis wird in den dünneren Objektabschnitten verschwendet und die Diagnostik vermindert (vermehrte Streustrahlung)

Organfilter sind eine ideale Lösung, auch wenn sie unpraktisch zu handhaben sind. Es gibt andere Lösungen, wie die filmseitige Abschwächung (durch Verlaufsfolien, Ausgleichkörper); diese haben nicht die Vorteile im Strahlenschutz.

Die Ausgleichkörper bewirken auch durch Schwächung der „weicheren“ Strahlen-Komponente eine Aufhärtung der polychromatischen Röntgenstrahlung. Vom Standpunkt des

Strahlenschutzes ist diese Aufhärtung unbedenklich; sie hat sogar positive Effekte.

Die Streustrahlung, die im Filter entsteht, ist allerdings eine unangenehme Begleiterscheinung. Sie zwingt dazu, sich zumindest mit der Größe dieser zusätzlichen Strahlenbelastung zu befassen und unterschiedliche Methoden zu vergleichen.

Jedenfalls ist die Strahlenbelastung für den Patienten bei diesem röhrennahen Filter kleiner als bei einem filmnahen Ausgleichkörper. - Auch für den Untersucher lässt sich der kleiner dimensionierte röhrennaher besser abschirmen als ein patientennah positionierter Ausgleichkörper.

Aus der Sicht der Bildqualität ist sowohl die Aufhärtung der Strahlung als auch die Streustrahlung eine ungünstige Bedingung. Es ist sogar paradox, dass die dünneren Objektabschnitte mit einer härteren Strahlung exponiert werden als die dickeren. Daher muss das Nutzen von Organ-Filtern auch kritisch bedacht werden.

Bekannte Formen der röhrennahen Ausgleichsfilter sind:

3.2.1.1. Schädelfilter

Die Strahlung wird an den Bildränder, nach außen zunehmend geschwächt bevor sie in das Objekt eindringt.

3.2.1.2. Keilfilter

Die Strahlenschwächung ist hier auf einer Bildseite am stärksten ausgelegt und vermindert sich kontinuierlich zur anderen Seite.

Sie können z.B. für den Vorfuß, aber auch im Bereich der Halswirbelsäule seitlich, angewendet werden.

3.2.1.3. Keilförmig gebogene Filter

Sie kommen z.B. für die Schulterdiagnostik in Frage. Hier vermeiden sie (wie andere Filter auch) eine Überexposition der

Weichteile und ermöglichen es damit, sowohl den Knochen als auch eine Verkalkung der Weichteile im Bereich der Rotatorenmanchette darzustellen.

Auch bei traumatologischen Fragestellungen ist es sinnvoll, auch die Weichteile beurteilen zu können.

3.2.2. Objektnaher Ausgleichkörper

Die objektnahen Ausgleichkörper haben gegenüber den röhrennahen den Vorteil, dass sie individueller den Körperkonturen angepasst werden können. Als solche Ausgleichkörper gelten zum Beispiel *Reismehlsäckchen*, oder *Bleilappen* („Indianer“), die anatomisch organnah z.B. der Wirbelsäule, der Schulter oder aber dem Schädel angepasst werden. Ein solcher Ausgleichkörper kann auch im Bereich der dünnen Extremitätenteile, wie z.B. im Bereich der Zehen, angelegt werden. Dadurch wird der Fuß künstlich verdickt und die Belichtung vereinfacht.

Nachteil ist die nicht seltene störende künstliche Überlagerung der Binnenstruktur des amorphen, zum Ausgleich verwendeten Objektes.



Abbildung 3.4. Dicken-Ausgleich mit einem Reismehlsäckchen am distalen Fuß.

3.2.2.1. Spezielle Folien

Bei der Film-Folien-Technik verwandeln fluoreszierende Substanzen in Verstärkerfolien einen Grossteil der Röntgenstrahlen in sichtbaren Licht und wirken dadurch erheblich dosissparend. Der Verstärkungsfaktor solcher Folien wird als dimensionlose Zahl angegeben. Die Dosiseinsparung durch den Austausch von Universal-Folien durch Spezial-Folien und heutzutage "Seltene-Erden-Folien" haben die Strahlenbelastung mindestens halbiert.

Derzeit werden von den Richtlinien der Bundesärztekammer überwiegend *Verstärkerfolien* mit Faktor 400 (oder höher) vorgeschrieben. Nur für vereinzelte Indikationen (kleinere Knochen), wo es auf eine sehr gute Detailabbildung ankommt, dürfen noch Verstärkerfolien mit Faktor 200 verwendet werden. Die zukünftige Entwicklung zielt auf Folien mit noch höheren Verstärkungsgraden (600 oder 800).

Praktische Gründe sprechen dafür, in einer Abteilung die Zahl der verschiedenen Folien begrenzt zu halten, um Verwechslungen zu vermeiden. *Natürlich sollten diese Verstärkerfolien* einen Faktor 400 (oder höher) aufweisen.

Eine Besonderheit, bei den Folien, sind die *Ausgleichfolien*. Sie sind klassische Ansätze zur Lösung der in diesem Kapitel geschilderten Problematik.

Der Verstärkungsfaktor variiert, bei solchen Folien, entlang eines Gradienten. Sie werden auch im täglichen Gebrauch „Plus-Minus-Folien“ genannt. Sie verstärken mehr auf der Plusseite als auf der Minusseite. Sie haben, zum Beispiel, an einem Folienrand den Verstärkungsfaktor 400 und am gegenüberliegenden Rand den Verstärkungsfaktor 200.

Solche Folien sind im Bereich der Wirbelsäulediagnostik allgemein anerkannt und eingeführt.

So verwendet man für die seitliche Brustwirbelsäule eine Plus-Minus-Plus Folie. Die Brustwirbelsäule ist im seitlichen Strahlengang, oben und unten, deutlich weniger strahlentransparent als in den mittleren Abschnitten. Die ausgleichende Folie verstärkt, also im oberen und im unteren Bildbereich, deutlich stärker als in der Mitte. Dadurch trägt die Folie den anatomischen Objektgegebenheiten Rechnung.

Die Plus-Minus-Plus-Ausgleichfolie für die BWS und die Minus-Plus-Ausgleichfolie für die laterale LWS haben zur diagnostischen Verbesserung wesentlich beigetragen.

Ausgleichsfolien erfordern einen finanziellen Mehraufwand und sind, wie alle anderen Methoden, nicht immer optimal an das individuelle Objekt anpassbar, auch wenn große Mühe bei der Konzeption der Folie und bei der Einstellung am Patienten aufgewendet wurde.

Derartige „Gradientenfolien“ sind aber nicht für alle Probleme erhältlich. Am Beispiel des Vorfußes angewendet: Es gibt keine kleinflächige Plus-Minus-Folie, die speziell für das Problem des Mittel- und Vorfußes konzipiert wäre.

Ihre Anfertigung ist ein langwieriger Prozess, was die Fertigung und auch was die praktische Anwendung betrifft. Man muss mit diesen Folien Erfahrung gewinnen, um sie sinnvoll anzuwenden und nicht zusätzliche Probleme zu produzieren.

3.2.2.2. Maßnahmen bei der Filmverarbeitung

Eine „ungleichmäßige“ *Entwicklung des Filmes* ist jedem Fotografen vertraut. Unterexponierte Regionen können herausgearbeitet werden; auch kann die bereits stattgehabte Überentwicklung regional abgeschwächt werden.

Diese sehr aufwendigen Verfahren können jedoch in der Routine keine Rolle spielen.

In den Jahren 1960-65 haben sich Entwicklermaschinen durchgesetzt. Optimale Entwicklungszeiten und optimale Fixierung werden durch diese Maschinen gewährleistet; niemand würde im Interesse der Bildqualität ernsthaft von diesen Errungenschaften abgehen. Die Nachteile einer nicht standardisierten Entwicklung, wie sie das oben geschilderte Verfahren darstellt, sind groß.

3.2.2.3. Objektangepasste Bedingungen der Filmbetrachtung

Diese wird routinemäßig angewendet in Form der verstärkten Beleuchtung überexponierter Bildanteile mit der Spaltlampe. Dieses für den Röntgenologen unverzichtbare Instrument wird gelegentlich unterschätzt. Es ist fehlerhaft, Röntgenbilder vor unzureichenden Lichtquellen zu beobachten oder Schaukästen einander gegenüberliegend bzw. vor Fenstern aufzustellen.

Überhaupt ermöglichen optimale Filmbetrachtungsbedingungen einen viel breiteren „Objektumfang“ und lösen daher einen Teil der hier geschilderten Probleme.

4. Entwicklungen von Ausgleichsfiltern.

Literaturübersicht

Ausgleichsfilter werden nicht nur in ihrer Form (anatomisch/nicht anatomisch) unterschieden, sondern auch nach der Art des örtlichen Einsatzes wie zum Beispiel am Strahler, am Patient oder an der Kassette.

Eine Reihe von Konstruktionen und Anwendungen werden in einer älteren Auflage des Schinz'schen Lehrbuches (25) genannt; Sie werden in der nachfolgenden Aufzählung durch neuere Literatur ergänzt:

1. **Schädel-Metall-Stufen-Filter** mit röhrennaher Befestigung zur besseren Darstellung der *Schädelrandpartien* nach **Thiel** (1934). Zit. n. Schinz (1952)
2. **Lungenausgleichkupferfilter** mit röhrennaher Befestigung zur besseren Darstellung bei einseitig verschatteter *Lungenhälfte* nach **Determan** (1934). Zit. n. Schinz (1952)
3. **Lungen- Hilus- Tomogramm- Aluminium- Ausgleichsfilter** mit röhrennaher Befestigung zur Verringerung der Überstrahlung paramediastinaler lateraler Lungenfelder nach **Etter** (1952)
4. **Extremitätenangiographie-Aluminium-Ausgleichsfilter** nach **Wentzlik**. - Für diesen Zweck ergibt heute die Methode der "KV-Reduzierung" verbesserte Ergebnisse.

5. **Schwangerschaftsaufnahmefilter** aus Kupfer röhrennah zur verbesserten Darstellung des kindlichen Skelettes im lateralen Strahlengang nach **Möbius** (1950/1954).
6. Seitlicher **Schwangerschaftsaufnahmefilter**, der keilförmig die obere Hälfte einer kreisförmigen 0,5 mm dicken, im Aufnahmetubus angebrachten Aluminiumscheibe bedeckt. Nach **Reeves u. Cahoon** (1952). Die Konstruktion ist sehr ähnlich wie bei Möbius.
7. **Röntgenaufnahmefilter nach Fuchs** aus formbaren, absorbierenden Material für den **ganzen Körper**, für den Zehen mit Mittelfuß, für der sagittalen Halswirbelsäule mit Unterkieferdarstellung, für gleichzeitigen Darstellung der lat. BWS/LWS und zur Darstellung von Profilaufnahmen des Schädels (**Fuchs**,1934).
8. **Röntgenabsorptionsausgleich** organnah durch Eintauchen der *Extremitäten* in Wasser- bzw. Flüssigkeitsbehältern aus dünnen Plastikmaterial (**Lackner**, 1988).
9. **ThoraxübersichtsfILTER**, anatomisch geformt aus bleihaltigen Acrylglas zur Darstellung der Lungengefäße und mediastinaler Strukturen nach **Tuengerthal, Ackermann, Müller** (1985).

Die *diagnostische Aussagekraft* der konventionellen Tomographie der Thoraxorgane lässt sich durch Harmonisierung mit solchen anatomisch geformten Ausgleichskörper aus durchsichtigem, bleihaltigem Acrylglas (ATCF) eindrücklich *verbessern*. Dank hoher räumlicher Auflösung und übersichtlicher Darstellung der normalen Anatomie und der Topographie pathologischer Veränderungen hat die konventionellen Tomographie Vorteile gegenüber

den Schnittbildverfahren (26). Insgesamt wurde sie trotzdem in neuerer Zeit durch die CT verdrängt.

10. **Wendelblende** nach **Jaeger/Aarau** (1931) entwickelt für den Belichtungsausgleich bei großen linearen Dickenunterschieden längs des Objektes (ähnlich dem Film abwedeln beim Bildkopieren in der Dunkelkammer). Diese war patientennah angebracht. Es wurde viel Geschick gefordert bei der Einstellung der Bleiblendenflügel.
11. **Röhrennah angebrachte rotierende Ausgleichblende** mit Filterschablonen aus Bleiblech. - Sie ist einfacher zu handhaben. Die Breite der Kreisringe und das Ausmaß der Bleiabdeckung wird der wechselnden Größe und Absorption der verschiedenen Objekte angepasst. Diese weiterentwickelte Wedelblende hat sich besonders bei *Ganzwirbelsäulenaufnahmen* mit einer einzigen Belichtung bewährt. Sie wurde von **Edinger, Gajewsky** und **Gapp** (1956) beschrieben. Der große Durchbruch blieb auch dieser Methode versagt.
12. **Variable DSA-Filterblende** zum Absorptionsausgleich und Vermeidung von Überstrahlung bei unterschiedlichen Aufnahmenobjekten nach **Harter, Herder, Lackner** (1984).
13. Moderne **Spaltblendenverfahren** lassen einen röhrennah schmal eingebündelten Röntgenstrahlenkegel über die Kassette gleiten. Während der Strahlenbewegung wird Geschwindigkeit, Röhrenstrom und Röhrenspannung der unterschiedlichen Absorption angepasst. Der Strahlenkegel wird auf einen kassettennahen Bleischlitz zentriert und gleichzeitig mit diesem über die Kassette geführt. Dieses technisch anspruchsvolle Verfahren reduziert erheblich den Streustrahlenanteil bei verbesserter Bildschärfe.

14. Weiterentwicklungen der genannten Ausgleichmaterialien wie röhrennaher **Plexiglas-Hilusfilter** oder der organnahe Aluminium-Legierungs-Keilfilter für die periphere DSA-Untersuchung der Beine sind im Handel erhältlich.

Diese Auflistung erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit. Zu berücksichtigen ist, dass die Filtermaterialien (fast immer Metall) die *Strahlenqualität* verändern; d.h. das dünne Objekt wird mit aufgehärteter Strahlung belichtet. Damit wird der Kontrast verringert. Also gilt jeder Ausgleichsfilter nur für ein bestimmtes Körperteil und für eine bestimmte Aufnahmespannung.

5. Material

5.1. Vorversuch

Das Patienten-Material für diesen Vorversuch waren 70 willkürlich ausgewählte Patienten aus der chirurgischen Ambulanz des Juliusspitals, die zu Standarduntersuchungen überwiesen worden waren.

5.2. Phantomversuche

Es wurden mazerierte Skeletteile verwendet, welche vom anatomischen Institut der Universität zur Verfügung gestellt wurden. Diese wurden in physiologischer Stellung fixiert. Die Weichteile wurden mit Wassersäcken bzw. Wasserbehältern simuliert. Dabei wurde für den Zweck der Arbeit eine weitgehende physiologische Simulation erreicht.

5.2.1. Schulterphantom

Untersucht wurde ein Schulterphantom bestehend aus den menschlichen Knochen des Schultergürtels (Humerus, Clavikula und Scapula) in anatomischer Anordnung sowie eine Simulation der Weichteile durch ein Wasserbad.

Dadurch erhielt das Schulterphantom eine Weichteildicke in sagittaler Richtung von 10 cm und einen transversalen Durchmesser von 16 cm.

5.2.2. Schädelphantom

Verwendet wurde ein menschlicher Schädel. Die Weichteile wurden ergänzt durch ein Wasserbad, welches das Schädelinnere ausfüllte und an der Oberfläche die Weichteile über dem Schädel simulierte.

5.2.3. Fußphantom

Benutzt wurde ein Fußphantom bestehend aus den anatomisch angeordneten menschlichen Knochen. Die Weichteile wurden durch ein Wasserbad, welches das Skelett umhüllte, simuliert; dieses war an der Fußspitze 3 cm, am Tarsus ca. 7 cm dick.

5.2.4. HWS-Phantom

Untersucht wurde ein HWS-Phantom bestehend aus menschlichen Knochen in anatomischer Anordnung sowie eine Simulation der Weichteile durch ein Wasserbad. Um die Wirkung des Wasserbads zu verstärken wurden ihm 2 ml. Gastrographin/ 1000 ml Wasser zugegeben.

Das Phantom hatte eine Weichteildicke im Schulterbereich von ca. 18 cm im HWS-Bereich von ca. 12 cm.

6. Methode

Es wurden ca. 300 Röntgen-Untersuchungen durchgeführt.

Nach Optimierung der Technik wurden statistisch ausgewertet:

28 Untersuchungen der Schulter

26 Untersuchungen des Schädels

28 Untersuchungen des Fußes

16 Untersuchungen der HWS

6.1. Messinstrumente

6.1.1. Messeinheit zur Bestimmung des FDP

Diese Messkammer, zur Messung des Flächendosisprodukt, wurde zwischen Röhre und Objekt eingebracht und unterhalb der Tiefenblende befestigt.

Selbstverständlich war darauf zu achten, dass die Messkammer objektnäher angebracht war als der Ausgleichsfilter, denn es war von Interesse, die Dosis zu messen, nachdem diese vom Filter geschwächt wurde. Die Messeinheit wurde festgelegt als $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$.

6.1.2. Untersuchungsgerät und Filme

Das verwendete Gerät ist ein Philips 80 CP Raster- Bucky- Arbeitsplatz.

Es wurden KV und mA selektiv und unabhängig von Hand eingestellt („Freie Belichtung“),

oder in anderen Versuchsreihen die Belichtung über den Ionomat geregelt ("Automatische Belichtung").

Die Messkammer des Iontomaten lag zwischen Untersuchungstisch und Filmkassette. Sie hat Abmessungen von ca. 7 cm x 7 cm und ist zentral angeordnet. Die Messkammer ist so strahlentransparent, dass sie auf gewöhnlichen Röntgenaufnahmen nicht abgebildet wird.

Filmfolien von der Fa. Agfa, Orthoregular, Curix HT1.000G PLUS mit Verstärkungsfaktor 200 wurden verwendet.

6.1.3. Schädelfilter (Kopffilter)

Der Kopffilter ist eine Aluminiumplatte mit einem rundlichen Defekt, an den Seiten ca. 20 mm hoch. Die seitlichen Erhöhungen fallen keilförmig zum Zentrum ab. Im Zentrum befindet sich überhaupt kein Filtermaterial.

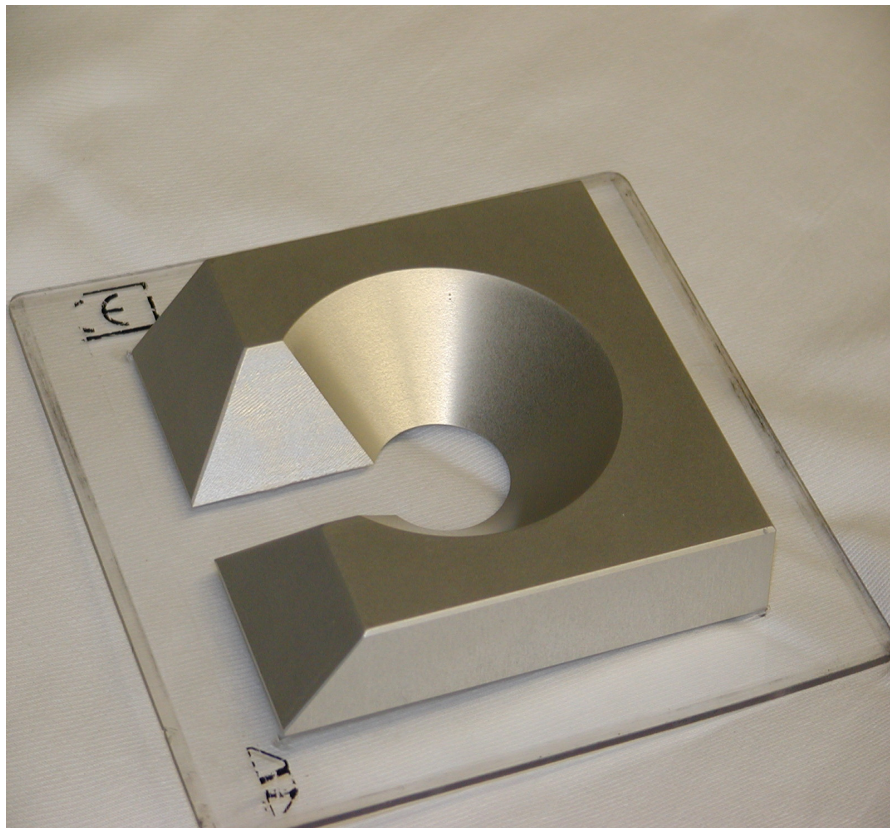


Abbildung 6.1. Schädel-Ausgleichsfilter

6.1.4. Keilfilter

Der Keilfilter ist eine keilförmige viereckige Aluminiumplatte. Die einseitliche Erhöhung ist ca. 10 mm hoch und fällt keilförmig zur anderen Seite ab. Von der einen zu anderen Seite verläuft die Richtung der Dickenabnahme. Diese Richtung bezeichnen wir als Gradienten eines Keilfilters.

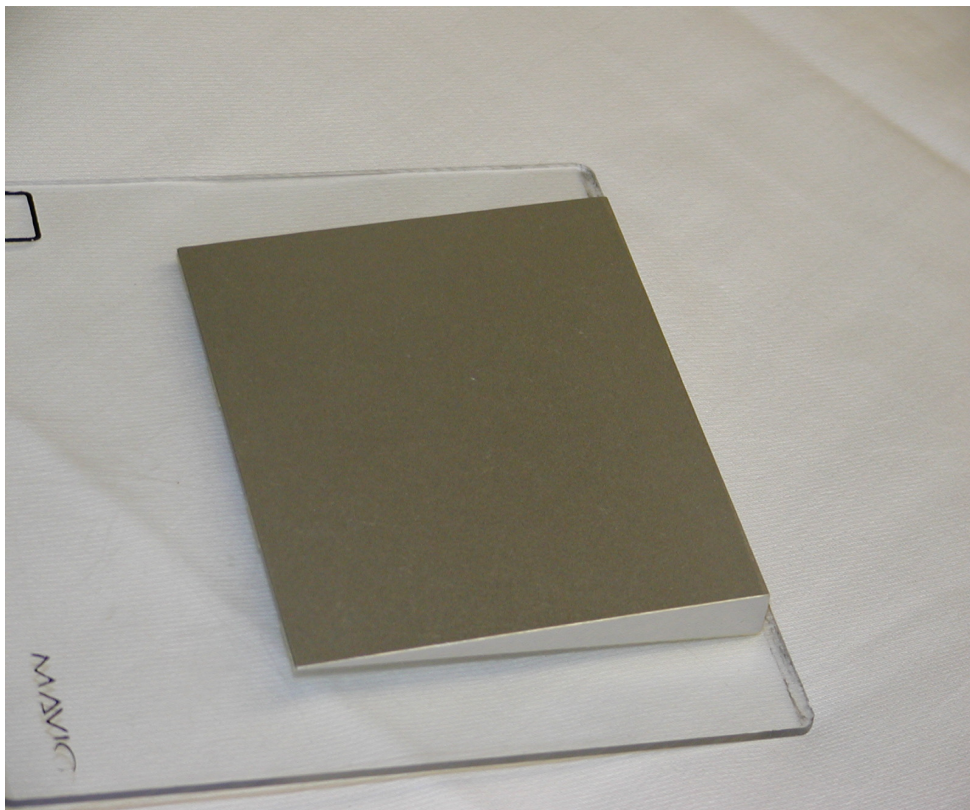


Abbildung 6.2. Keil- Ausgleichsfilter

6.1.5. Gebogene Keilfilter

Diese Filterart besteht aus einer viereckigen Aluminiumplatte mit zwei kürzeren geraden parallelen Seiten. Eine der beiden längeren Seiten verläuft leicht konkav gebogen und ist keilförmig ausgeschnitten.

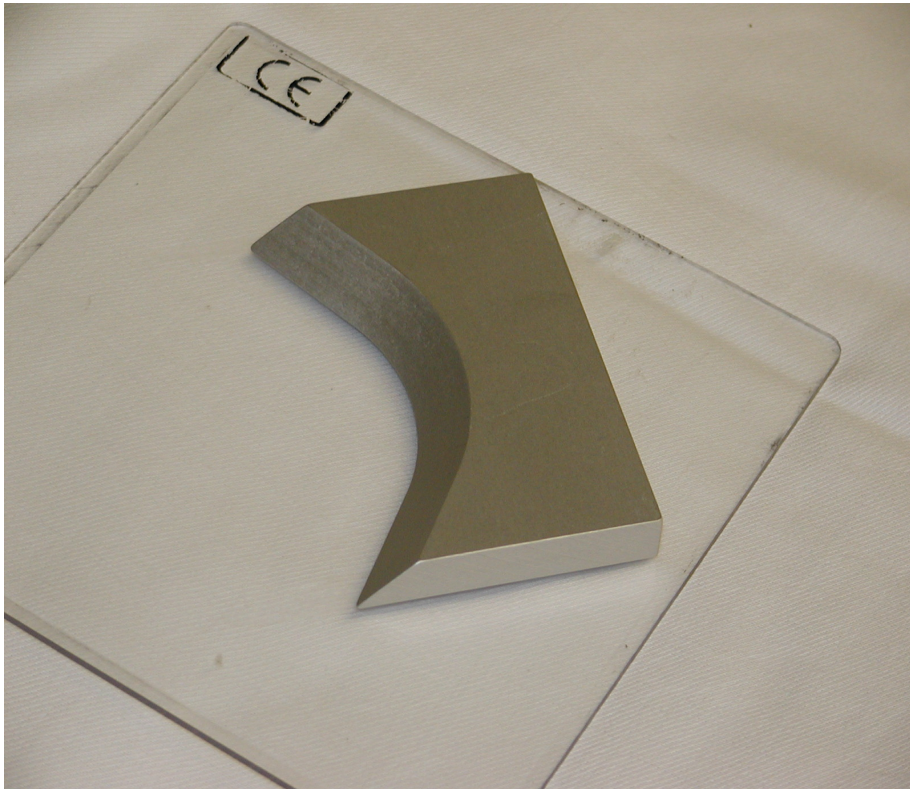


Abbildung 6.3. Gebogene Keil-Ausgleichsfilter.

6.2. Erster Versuch (Vorversuch)

In einem Vorversuch wurden bei 70 konventionellen Röntgenuntersuchungen an willkürlich ausgewählten Patienten aus der chirurgischen Ambulanz des Juliusspitals das Flächendosisprodukt ($\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$) gemessen.

Es handelte sich um folgende Untersuchungen:

Schädel ap und seitlich, Thorax pa u seitlich, Abdomen, HWS ap und seitlich, LWS ap und seitlich und Becken ap.

6.3. Phantomversuche

Die in 5.2. beschriebenen Phantome wurden untersucht und zwar wurden Standardaufnahmen in anteroposteriorem Strahlengang angefertigt bei konstanten Parametern wie:

- Röntgenapparat,
- Distanz Fokus-Patienten-Filmkassette (85 cm),
- Raster, Folie (Verstärkungsfaktor 200),

Variiert wurden die

- untersuchte Körperregionen,
- Spannungswerte,
- Blende,
- Weichteile des Patienten,
- Benutzung von Ausgleichsfiltern (=Organfilter).

6.3.1 Schulterphantom

Die Versuchsanordnung wurde mit Strahlenqualitäten von 40 KV bis 90 KV in Zehner Schritten mit und ohne *Schulterfilter* (Abbildung-3) geröntgt.

Gemessen wurden die mAs, bei Belichtung mit dem Iontomat mit und ohne Filter sowie ("distal des Filter") die Dosis, in $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$. Außerdem wurden die ohne Filter mit Iontomat gewonnenen mAs in freier Einstellung mit Filter wiederholt und die $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ gemessen.

Variiert wurden die Blende (19x26, 17x18, 13x13, 19x26) sowie die Dicke der Weichteile.

Verwendet wurde ein konstanter Fokus-Film-Abstand von 85 cm.

Filmfolien der Fa. Agfa Orthoregular Curix HT1000G PLUS mit Verstärkungsfaktor 200 wurden verwendet.

6.3.2. Schädelphantom

Dieser Schädel wurde in anteroposteriorer Projektion untersucht. Die Versuchsanordnung wurde mit Strahlenqualitäten von 50 bis 90 KV in Zehner Schritten mit und ohne *Kopffilter* geröntgt. Gemessen wurden die mAs sowie die Dosis als FDP "hinter" dem Filter. Außerdem wurden die ohne Filter mit Iontomat gewonnenen mAs in freier Einstellung mit Filter wiederholt dabei die Dosis gemessen.

Variiert wurde die Blende (22x20, 18x16).

Verwendet wurde ein konstanter Fokus-Film-Abstand von 85 cm und Filmfolien von der Fa. Agfa Orthoregular Curix HT1000G PLUS mit Verstärkungsfaktor 200.

6.3.3. Fußphantom

Die Versuchsanordnung wurde mit Strahlenqualitäten von 40 bis 70 KV in zehner Schritten mit und ohne *Keilfilter* geröntgt. Gemessen wurden die mAs sowie die Dosis als DFP hinter dem Filter. Außerdem wurden die ohne Filter mit Iontomat gewonnenen mAs in freier Einstellung mit Filter wiederholt und die Dosis gemessen

Variiert wurde auch die Blende (11x17, 17x27, 19x11, 10x10, 10x20, 20x10, 20x20, 20x10) und die Weichteile (Simulation).

Verwendet wurde ein konstanter Fokus-Film-Abstand von 85 cm. Die Filmfolien waren von der Fa. Agfa Orthoregular Curix HT1000G PLUS mit Verstärkungsfaktor 200.

6.3.4. HWS- Phantom

Die Versuchsanordnung wurde mit Strahlenqualitäten von 60 bis 90 KV in zehner Schritten mit und ohne *Keilfilter* geröntgt. Gemessen wurden die mAs sowie die Dosis als FDP "hinter" dem Filter. Außerdem wurden die ohne Filter mit Iontomat gewonnenen mAs in freier Einstellung mit Filter wiederholt und die Dosis als FDP gemessen.

Variiert wurde auch die Blende (12x22, 12x26) und die Dicke der Weichteile.

Die übrigen Parameter blieben ebenso wie in den vorangegangenen Versuchen konstant.

7. Ergebnisse und Diskussion

7.1. Vorversuch am Patienten

Die in diesem Versuch gemessenen durchschnittlichen FDP-Werte (ohne Organfilter) lagen überwiegend deutlich unterhalb der von Bundesamt für Strahlenschutz angegebene Referenzwerte. Der einzige Wert, der aus der Norm sprang, entstand aufgrund einer schlechten Einblendung bei anatomisch bedingten technischen Schwierigkeiten (Adipositas, mangelhafte Kooperation). (siehe Abb. 7.1).

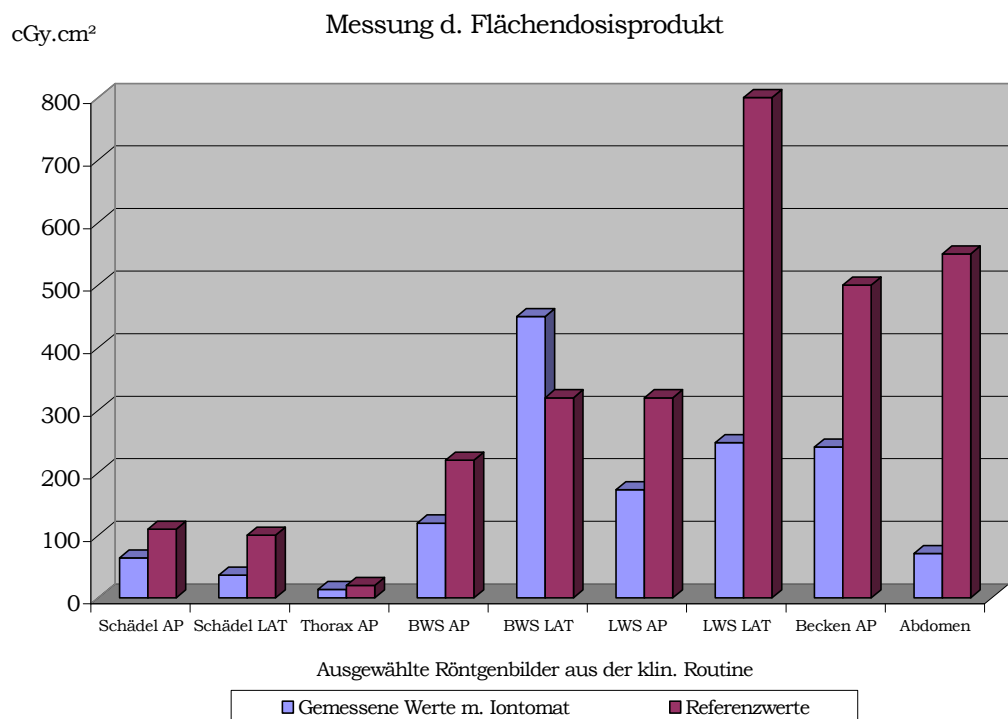


Abbildung. 7.1. Am Patienten gemessene FDP-Werte im Vergleich m. Referenzwerte.

In der konventionellen Röntgendiagnostik stellen *inadäquate Feldgrößen* den häufigsten Fehler dar.

Die Feldgröße ist eine entscheidende Größe für die gesamte Strahlenexposition (Flächendosisprodukt).

Auch um die physikalisch bedingte Streustrahlung möglich niedrig zu halten, muss auf eine exakte *Einblendung* geachtet werden.

Es werden einige *Beispiele* von Röntgenbilder aus der *klinischen Routine* mit sehr ausgeprägten Dicken- und Dichteunterschieden demonstriert. Dadurch sind diese Bilder von erheblich eingeschränkter *Bildqualität*.

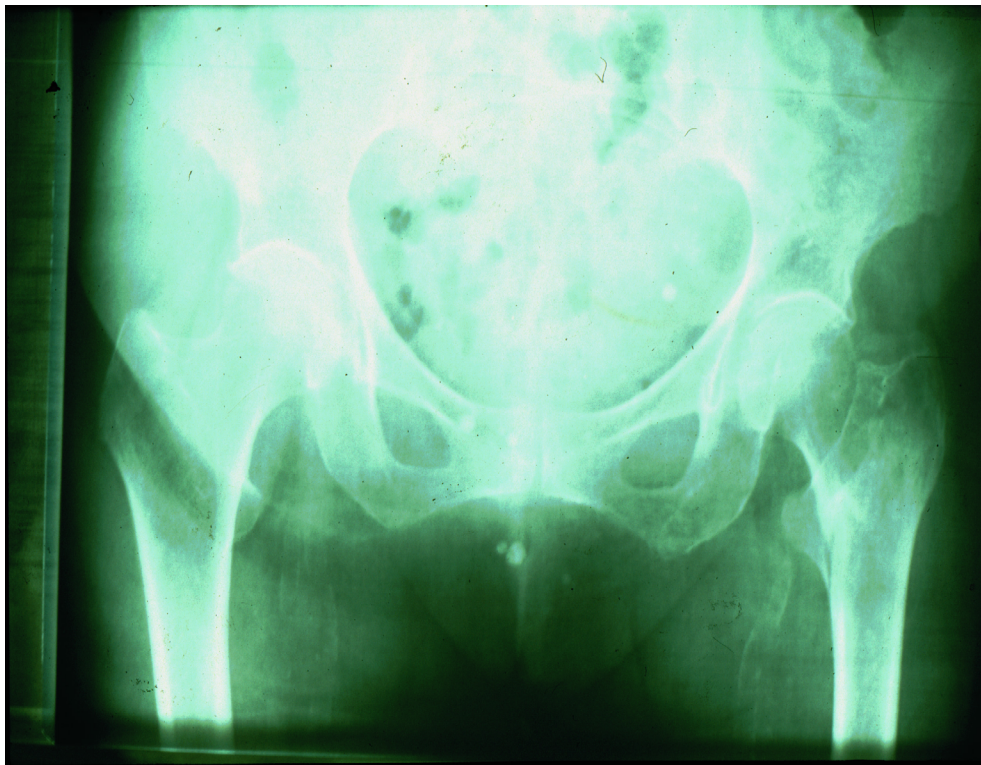


Abbildung 7.2. Beckenübersichtaufnahme. Sehr dicken Abdomen führt zu Unterbelichtung der obere Beckenregion insbesondere beide ISG und Os sacrum.

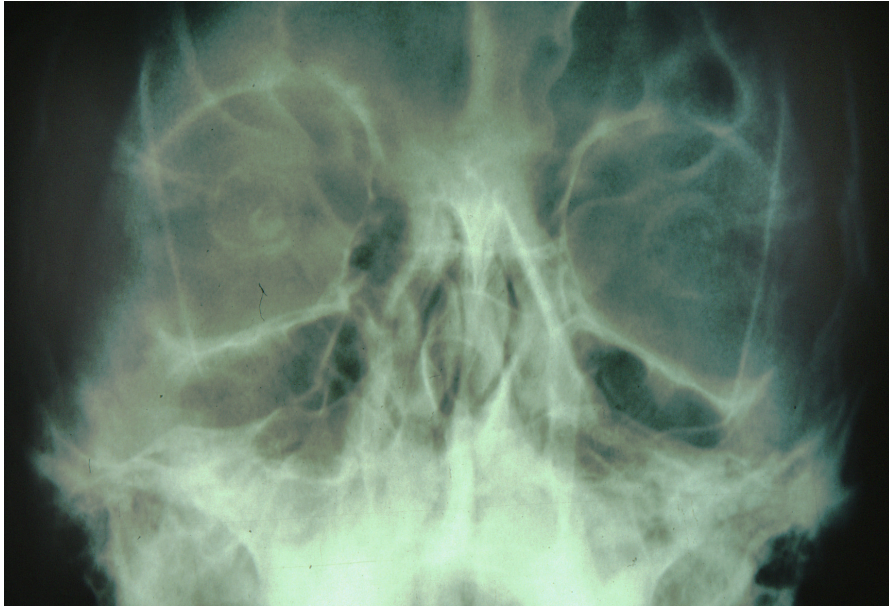


Abbildung 7.3. Schädel-PA. Fragestellung: Orbitabogen, Jochbeine, Frakturausschluß. - Überexponierte äußere Schädelanteile, in Folge dessen deutliche eingeschränkte Beurteilbarkeit.

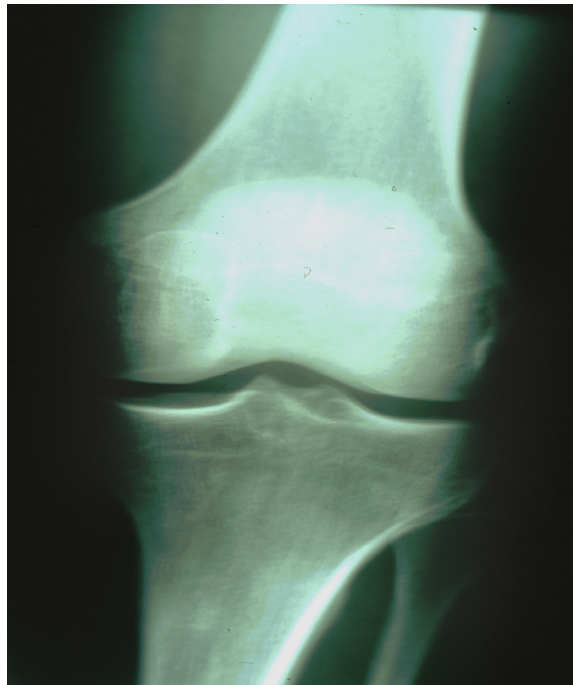


Abbildung 7.4. Kniegelenk-AP. Fragestellung: Knöcherner Beteiligung bei Kollateralband-Verletzung. - Überexposition der dünneren lat. u. med. Abschnitten u. damit eingeschränkte Beurteilbarkeit.

Klinische Beispiele für mit *Filter* angefertigte Röntgenbilder:

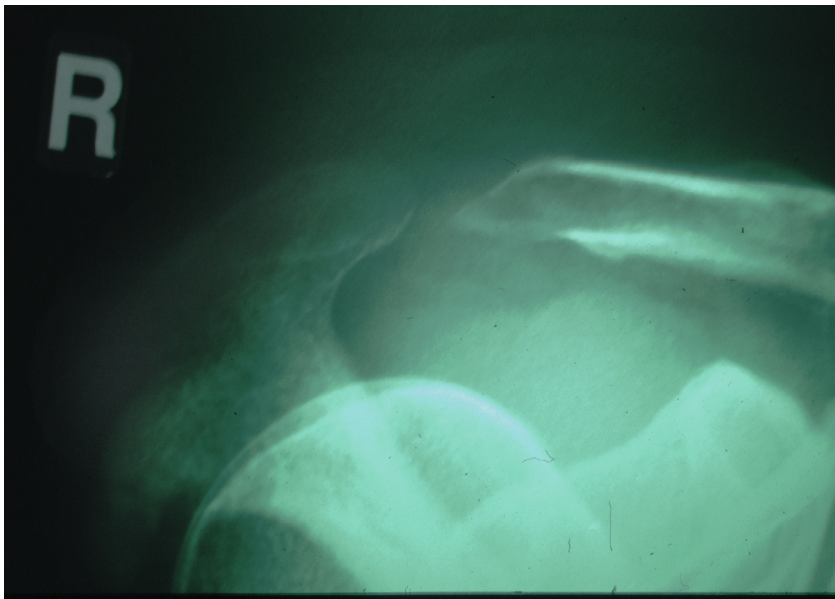


Abbildung 7.5. Zielaufnahme d. AC-Gelenk. Gute Beurteilbarkeit auch der dünnen Objektabschnitte. Keine Überexposition. Übersichtliche Darstellung der Knochen und Weichteilestruktur.



Abbildung 7.6. Zielaufnahme d. Unterschenkels mit Keilfilter. Gute Darstellung d. Weichteile einschließlich d. feinen knöchernen Brücke.



Abbildung 7.7. Anwendung eines Keilfilters mit verbesserter Darstellung d. Zervikothorakalen Übergang. Ausreichende Beurteilung. Siebter Halswirbel wie in den Leitlinien vorgeschrieben. Dies ist ebenso wie die vorangegangenen Abbildungen eine Untersuchung am Patienten. Dagegen wird in Abb.7.16 eine Phantomuntersuchung mit und ohne Anwendung eines Filters gezeigt.

7.2. Versuche am Phantom

Die Ergebnisse sind auch in der Tabelle (7.2.5.) erfasst.

7.2.1. Schulterphantom mit und ohne Filter

Verändert man ohne ein Filter anzuwenden die KV von 40 auf 90 KV, sinken die mAs von Anfangswert 585 mAs auf 2 mAs ab. Dieses Phänomen hat zwei unterschiedliche Ursachen:

1- Die Röntgenröhre erzeugt bei niedrigen KV relativ weniger Röntgenstrahlung, d.h. mehr Energie wird in Wärme umgesetzt. Der Röntgenanteil ist geringer. Selbst wenn sich kein Objekt im Strahlengang befindet, ist bei niedrigen KV ein erheblich größeres mAs Produkt erforderlich als bei höheren KV.

2- Da sich bei diesem Versuch ein relativ voluminöses Objekt, nämlich das Schulterphantom, im Strahlengang befindet, wird die „weichere“ Strahlung (40 KV) sehr viel stärker geschwächt, als die Strahlung bei höheren KV.

Bei höheren KV ist die Strahlung viel durchdringender, d.h. sie wird relativ wenig geschwächt.

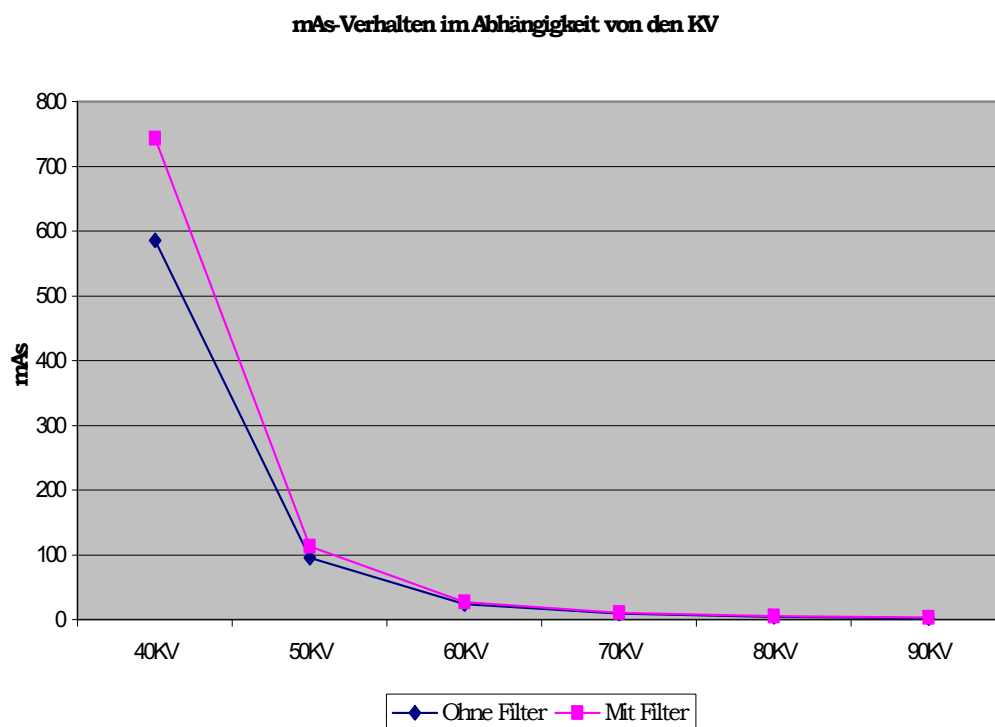


Abbildung 7.8. Schulter: bei unterschiedl. KV wurde mittels einer zentralen Messkammer mit und ohne Filter belichtet. Wird der Filter, also ein zusätzlich zu durchdringendes Objekt eingebracht, liegen die **mAs** erwartungsgemäß etwas höher.

Bei 40 KV, der „weichen Strahlung“, wird ein sehr hohes mAs-Produkt von 585 mAs gebraucht, um hinter dem Objekt auf dem Film eine ausreichende Dosis zu erzielen und den Film adäquat zu schwärzen. D.h. die -so genannte - weiche Strahlung bleibt sehr stark durch die eingangs geschilderten physikalischen Effekte im Objekt stecken. Röhrenseitig ist eine höhere Dosis notwendig, um filmseitig die notwendige Dosis zu applizieren.

Mit der Erhöhung der KV fallen die mAs sehr rasch ab, so dass bei 90 KV nur noch 2mAs erforderlich sind. Allerdings hat der Bildkontrast stark nachgelassen. Bei 60 KV waren die mAs bereits auf 24 mAs reduziert. Es ist trotzdem noch ein ausreichender Bildkontrast vorhanden.

Wie verhält sich das in $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ gemessenen FDP?

Unter den beschriebenen Versuchsbedingungen, beträgt das FDP bei 40 KV $195 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$. Es sinkt bei 60 KV sehr deutlich auf $27 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$, und bei 90 KV noch tiefer auf $8 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$ ab.

Die oben geschilderte Versuchsreihe wurde unter sonst gleichen Bedingungen mit einem relativ dicken (10 mm Al), fast zirkulären Organfilter wiederholt. Zur Gleichheit der Bedingungen gehörte auch die Verwendung des Iontomaten.

Auch hier kam es *mit Erhöhung der KV-Zahl* zu einer drastischen Verminderung der *mAs*.

Allerdings waren in sämtlichen Versuchen die *mAs etwas höher* als bei den Versuchen *ohne Filter* (siehe Abb. 7.1.).

Dieser Effekt war bei niedrigen KV deutlicher als bei höheren KV. Dies ist leicht erklärlich aus der Tatsache, dass der Filter für die niedrigen Röhrensparnungen ein stärkeres Hindernis darstellt als für die „härtere Strahlung“ (höheren Röhrensparnung).

Offenbar deckte der Filter zu einem geringen Teil auch die Messkammer ab und entsprechend schaltete der Iontomat später

ab, weil das „Objekt“ durch die Einbringung des Filters dicker geworden war und die entsprechende Dosis am Film dadurch erst etwas „später“ erreicht wurde.

Wie verhielt sich die *Dosis* bei dieser Versuchsreihe mit Iontomat und Filter?

Bei diesen Messungen mit dem Iontomat wurde bei den Versuchen mit Filter eine etwas höhere Dosis von der Röhre ausgestoßen als bei den Versuchen ohne Filter (erkennbar an etwas höheren mAs-Produkt). Trotzdem fällt die Dosis, in beschriebener Weise jenseits des Filters gemessen, als Dosisflächenprodukt nach Anwendung des Filters sehr deutlich ab, wenn Versuche mit gleicher KV-Zahl verglichen werden. Dieser Abfall des FDP nach Anwendungen des Filters ist bei niedrigen KV-Zahlen besonders deutlich; bei 40 KV von 195 cGy.cm² auf 106 cGy.cm² ca. 54%. Dieser Abfall ist bei höheren KV-Zahlen weniger deutlich; bei 90 KV kommt es zum Abfall von 8 cGy.cm² auf 5 cGy.cm².

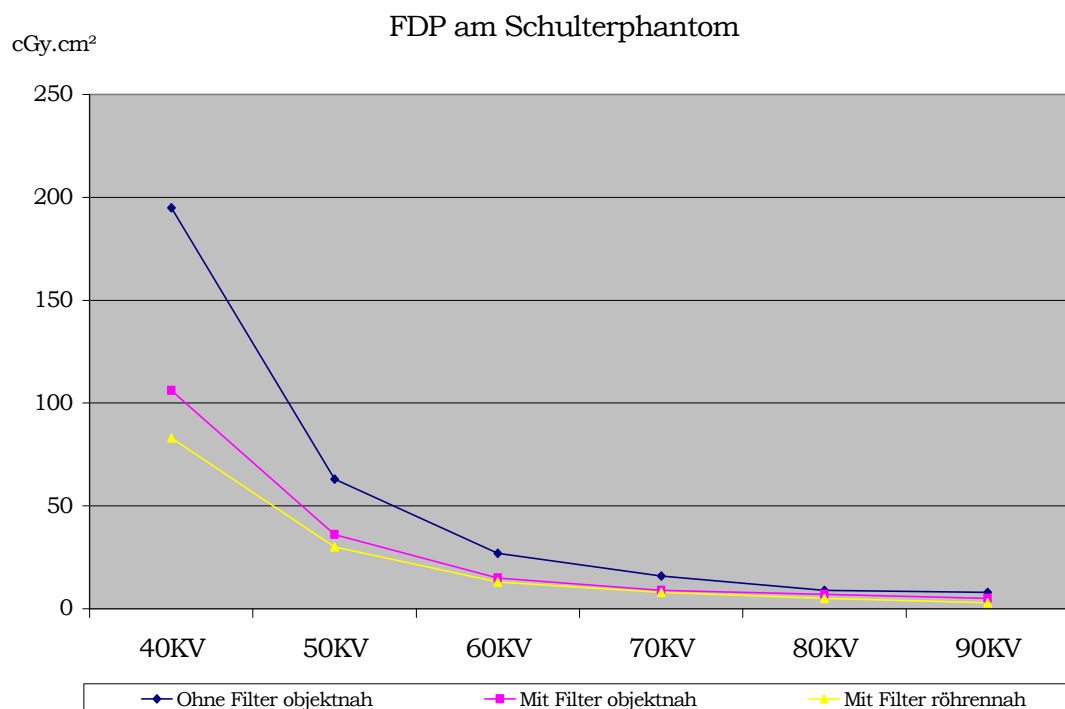


Abbildung 7.9. Flächendosisprodukt in Abhängigkeit von den KV.

Ein repräsentativer Versuch zur Dosiseinsparung durch einen Filter an der Schulter. Mit unterschiedlichen KV wurde mittels einer zentralen Messkammer mit und ohne Filter belichtet. Die Dosis wurde zwischen Filter und Objekt als FDP gemessen. Erwartungsgemäß fällt die Dosis mit einer Erhöhung der KV drastisch ab. (In der Praxis suchen wir einen guten Kompromiss zwischen einer strahlensparenden höheren KV-Zahl und einem noch ausreichend kontrastreichen Bild). Die *blaue Linie* zeigt die Dosis bei automatischer Belichtung ohne Filter. Die *rote Linie* liefert die Dosis ebenfalls mit dem Iontomaten aber mit Filter. Ergebnis: Dosiseinsparung. Die *gelbe Linie* liefert die Dosis mit Filter und *freier* Belichtung; die mAs sind aus der ersten Versuchreihe (rot) übernommen: weitere *erhebliche Dosiseinsparung*.

Der für die Strahlenschutz bedeutsame Effekt, einer Minderung des Flächendosisproduktes durch Anwendung eines Filters, wird etwas geschmälert durch die Tatsache, dass mit dem Filter der Röhrenstrom etwas nach oben geschaltet wird (erkennbar an dem etwas höheren mAs-Produkt); d.h., wo das Objekt nicht durch den Filter abgedeckt wird, entsteht möglicherweise eine etwas höhere Dosis. Integriert auf die gesamte exponierte Fläche resultiert trotzdem eine erfolgreiche Dosisreduktion.

Der Versuch wurde mit dem Filter, aber *ohne Iontomat* wiederholt. Die mAs-Werte wurden manuell eingestellt und zwar aus dem Versuch ohne Filter (mit Iontomat) übernommen, also bei 40 KV 585 mAs und bei 90 KV 2 mAs.

Jetzt war ein Absinken der FDP noch deutlicher, und zwar bei 40 KV auf 83 cGy.cm² und bei 90 KV auf 3 cGy.cm².

7.2.1.1. Veränderung der Blende auf 17 x 18 cm

Die Bedingungen des vorausgegangenen Versuches wurden

beibehalten, nur wurde die Blende von 19 x 26 cm auf 17 x 18 cm verkleinert.

Zuerst erfolgte die Messung mit Iontomat ohne Filter. Dabei zeigte sich im Vergleich zur vorherigen Versuchsreihe mit einer größeren Blende eine geringfügige Erhöhung des mAs-Produkts. Bei der größeren Abmessungen des Feldes entsteht mehr Streustrahlung, die dazu führt, dass der Röhrenstrom früher abgeschaltet wird als bei kleinerem Feld. Also ist das mAs-Produkt bei größeren Feldern etwas kleiner. Entsprechend ist in diesem Versuch der mAs Bedarf geringfügig höher, 26 statt 24 mAs.

Die Dosis, typischerweise gemessen in $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$, vermindert sich mit dem kleineren Feld im Vergleich zum größeren Feld drastisch und zwar von $27 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$ auf $14 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$.

Die Messung nach Einbringung des Filters (auch mit Iontomat):

Im Vergleich zu dem Versuch mit der schlechteren Einblendung kann auch hier ein geringfügig höheres mAs-Produkt und auch ein deutlich vermindertes FDP festgestellt werden (Verminderung von $15 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$ auf $11 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$).

Die Verbesserung der Dosis, im Vergleich der Messungen ohne und mit Filter, fällt jetzt bei der besseren Einblendung weniger deutlich auf (Verminderung von $14 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$ ohne Filter auf $11 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$ mit Filter). Dies bedeutet also, dass die „schlechte“ Einblendung die günstige Wirkung des Filters besonders deutlich demonstriert. Andererseits wird der Effekt der Einblendung ohne Filter noch deutlicher als mit Filter.

Entsprechend dem vorausgegangenen Versuch wurde noch einmal in freier Einstellung der mAs-Wert aus dem Versuch ohne Filter übernommen, aber ein Filter angewendet. Die niedrigere mAs führt

jetzt nochmals zu einer weiteren leichten Verminderung des Flächendosisprodukts.

Die geringe Verminderung der mAs führt nicht zu einer optisch erkennbaren Minderung der Bildqualität.

7.2.1.2. Veränderung der Blende auf 13 x 13 cm

Die im vorangegangenen Versuch gewonnenen Ergebnisse wurden mit einer weiteren Verkleinerung der Blende auf ein Format von 13 x 13 cm. überprüft.

In diesem Versuch wurden, abgesehen von der verkleinerten Blende, alle übrigen Parameter übernommen, aber nur bei 60 KV untersucht.

Es bestätigt sich das Ergebnis, dass diese forcierte Einblendung im "Iontomat Betrieb" zu einer nochmals leichten Erhöhung der mAs führt. Der Effekt einer Steigerung der mAs nach Einbringung des Filters ist weniger deutlich. Eine Dosis in $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ lag ohne Filter sehr niedrig bei 9 und blieb konstant auch bei Anwendung des Filters bei $9 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$. Allerdings hatten sich die mAs von 32 auf 34 vergrößert. Verwendet man in freier Belichtung 32 mAs, kam es zur einer geringfügigen Dosisminderung.

7.2.1.3. Verdickung der Weichteile

Die Weichteile wurden in diesem Versuche im Vergleich zu allen Vorversuchen im sagittaler Durchmesser vergrößert (16 cm statt 10 cm.) Die weiteren Versuchsbedingungen sind von Versuch 2.1.2.1. übernommen. Untersucht wurde bei 60 KV und 80 KV.

Bei 60 KV war der mAs-Bedarf beim verdickten Phantom deutlich höher als bei dem dünneren Phantom. Auch das FDP war erhöht im Vergleich zum Phantom mit geringerem sagittalen Durchmesser.

Die Anwendung des Filters führte zu einem mäßigen Anstieg der mAs (bei Verwendung des Iontomaten). Das FDP sank jedoch mit Verwendung des Filters deutlich ab.

Wurde der Versuch mit dem ohne Filter gemessenen mAs-Produkt in freier Einstellung mit Filter wiederholt, kam es nochmals zu einem weiteren Absinken des FDP. Erwartungsgemäß sanken bei 80 KV die mAs deutlich ab, waren jedoch deutlich höher als bei gleicher KV-Zahl und dem dünneren Phantom.

Auch die übrigen Ergebnisse bestätigten sich.

7.2.1.4. Bildqualität

Die gewonnenen Bilder wurden bei allen Versuchen optisch ausgewertet und zwar:

- nach dem optischen Eindruck,
- mit der Filmdensitometrie und auch
- mit dem Auszählen der Linien pro mm von zusätzlichen eingebrachten Bar-Phantomen. Die letzteren geben Auskunft über die Auflösungsfähigkeit der Systeme, was die Belichtungsparameter einschließt.

Es zeigte sich, dass die leichte Rücknahme der mAs keine Verschlechterung der Bildqualität bedeutet. Die Bilder waren im Zentrum und in der Peripherie auswertbar. Densitometrisch zeigte sich sowohl im Zentrum als in der Bildperipherie ein geringer Rückgang der Filmschwärzung. Diese war jedoch noch im Bereich der Toleranz, d.h. in einem Bereich, in dem der Film Kontrastunterschiede optimal darstellt.

7.2.2. Schädelphantom

Verwendet wurden bei einer Blende von 22x20 cm in Zehner Schritten die KV-Stufen von 50 bis 90 KV.

Zuerst wurde *ohne Filter mit Iontomat* untersucht. Die mAs lagen erwartungsgemäß bei niedrigen KV relativ hoch. Bei 60 KV waren 63 mAs erforderlich. Bei 70 KV gab es bereits eine drastische

Abnahme der mAs auf 20 mAs, bei 90 KV eine weitere Verminderung auf 5 mAs.

Die Ergebnisse unterstreichen die Notwendigkeit der Schäldiagnostik mit einer *nicht zu niedrigen KV-Zahl*. Die Richtlinien der Bundesärztekammer sehen Werte von 70 KV und darüber vor.

Die *Anwendung des Filters* (und weiterhin des Iontomaten) bewirkte eine leichte Steigerung der mAs vor allen bei den niedrigen KV-Stufen. So stiegen sie bei 60 KV von 63 mAs auf 91 mAs an. Bei 90 KV führte die Anwendung des Filters zu einer Steigerung von 5 mAs auf 6 mAs.

Bei allen KV-Stufen (und bei Iontomattechnik) bewirkt die Anwendung eines *Filters* eine *Verminderung des Flächendosisproduktes* und zwar bei 60 KV von 63 auf 52 cGy.cm², bei 70 KV von 31 auf 25 cGy.cm², bei 90 KV von 11 auf 10 cGy.cm².

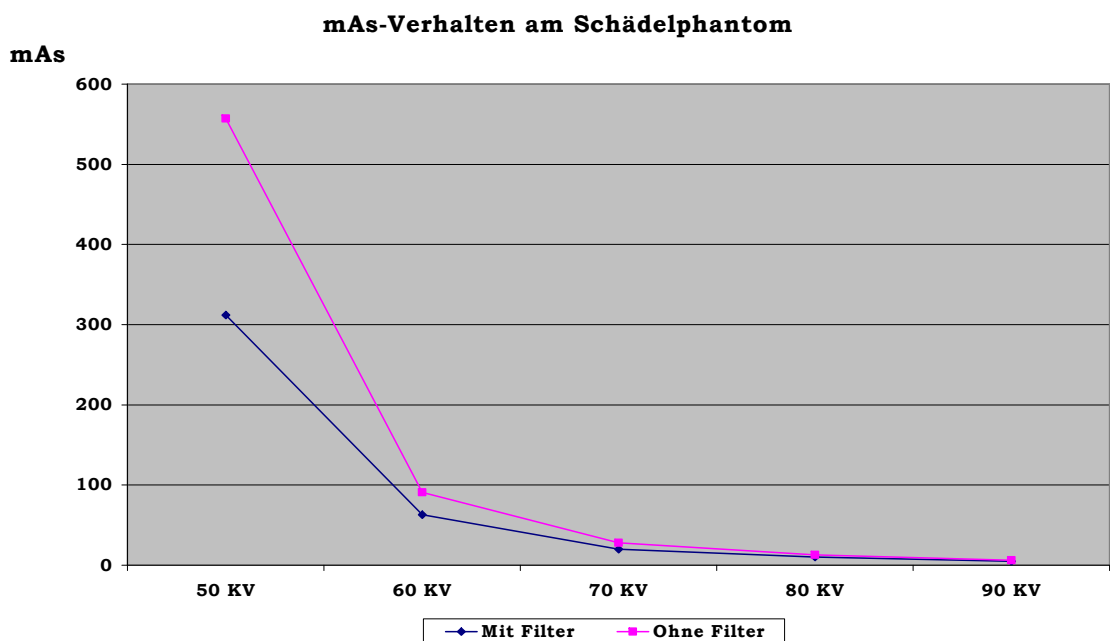


Abbildung 7.10. Iontomatbetrieb. Verhalten der mAs am Schädelphantom mit verschied. KV-Stufen.

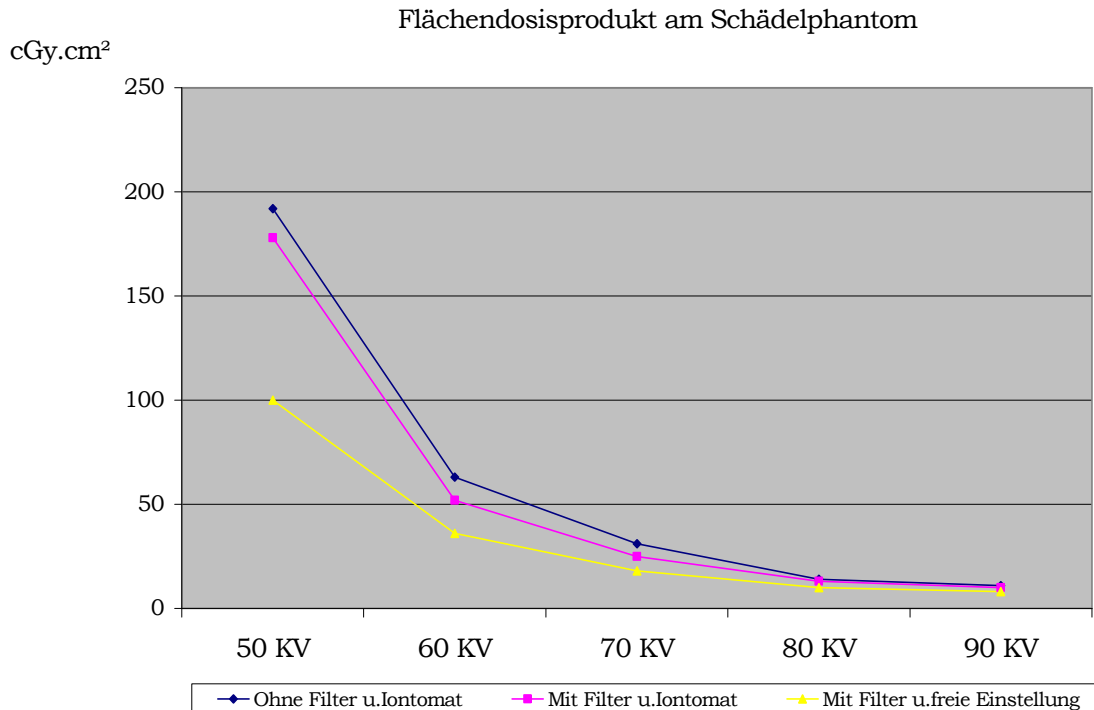


Abbildung 7.11. FDP-Verhalten mit unterschiedl. KV-Zahl, mit und ohne Organfilter, Variierung zwischen freier Einstellung und Iontomatbetrieb.

7.2.2.1. Veränderung der Blende auf 18 x 16 cm

Nach der Verkleinerung der Blende (bessere Einblendung), waren die Ergebnisse ähnlich wie bei dem vorangegangenen Versuch. Mit zunehmenden KV sanken die mAs: von 82 mAs bei 60 KV, auf 7 mAs bei 90 KV.

Die mAs waren bei der kleineren Einblendung insgesamt etwas höher. Wahrscheinlich war die Streustrahlung im Objekt geringer und der Iontomat schaltete entsprechend später ab, weil erst später eine ausreichende Dosis der Messkammer erreicht wurde.

Auch in diesem Versuch (bei stärkerer Einblendung) erfolgte ein moderater Anstieg der mAs bei Anwendung des Filters:

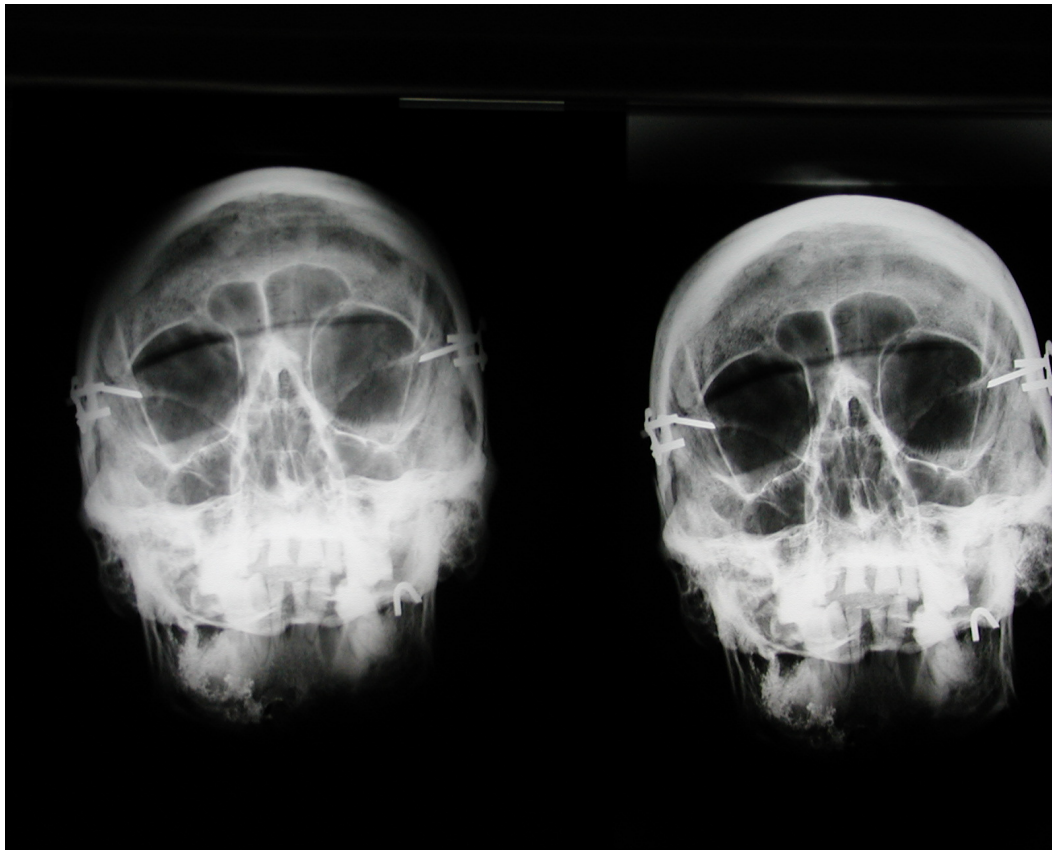
Bei 60 KV von 82 mAs auf 98 mAs, bei 80 KV von 9 mAs auf 10 mAs. Das Objekt war sozusagen durch die Anwendung des Filters „dicker“ geworden.

Ebenfalls konnte man eine *Verminderung des Flächendosisproduktes bei Anwendung des Filter* unter Iontomatentechnik feststellen, und zwar bei 60 KV von 47 cGy.cm² auf 40 cGy.cm² und bei 80 KV von 13 cGy.cm² auf 11 cGy.cm².

7.2.2.2. Diskussion

Die Einblendung bewirkt eine Dosisminderung. Auch die Filterung bewirkt eine Dosisminderung. Die Einblendung annulliert aber nicht den günstigen Effekt der Filterwirkung. Im Gegenteil *Einblendung* u. *Filterung* sind zwei sich *ergänzende* Wege zum *Strahlenschutz*.

Die Röntgenbilder zeigten eindeutig und unstrittig bei der Verwendung des Filters eine Qualitätsverbesserung. Die randständigen Bildabschnitte sind weniger überexponiert, dadurch gibt es keine Strukturen, die gänzlich durch die geschwärzte Emulsion überdeckt sind. Die Streustrahlung ist in diesen gefilterten Bereichen vermindert, weil das Gewebe weniger Strahlung erhält und damit auch weniger Streustrahlung vom exponierten Gewebe ausgeht.



A

B

Abbildung 7.12. Röntgenaufnahme des Schädelphantoms.

A ohne Filter mit überexponierten Partien am Rand des Schädels.

B mit Filter, gut belichtete, übersichtliche Darstellung der Knochenstruktur.

7.2.3. Fußphantom

Variiert wurden die KV von 40 KV auf 70 KV in Zehner Schritten.

Zuerst wurde (bei der Schaltung mit dem Iontomat) die Versuchsreihe ohne Filter betrachtet.

Die mAs waren erwartungsgemäß bei 40 KV mit 65 mAs relativ hoch. Die mAs sanken bei höherer KV-Zahl sehr rasch ab und zwar auf 3 mAs bei 70 KV.

Nach Einbringen des Filters war der Bedarf an mAs verständlicherweise erheblich höher. Dieser Effekt war bei niedrigen KV-Zahl deutlicher (Anstieg bei 40 KV von 65 mAs auf 146 mAs) und bei höherer KV niedriger.

Bei der Messung des FDP bei 40 KV und 60 KV konnte eine Minderung bei der Anwendung mit dem Filter festgestellt werden. Bei 40 KV sank es von 7 cGy.cm² (ohne Filter) auf 6 cGy.cm² (mit Filter) bei 60 KV von 5 cGy.cm² (ohne Filter) auf 1 cGy.cm² (mit Filter) ab. Weiteren Messungen bei 50 KV und 70 KV zeigten (mit und ohne Filter) gleiche Ergebnisse. Bei 50 KV 3 cGy.cm² und bei 70 KV 1 cGy.cm².

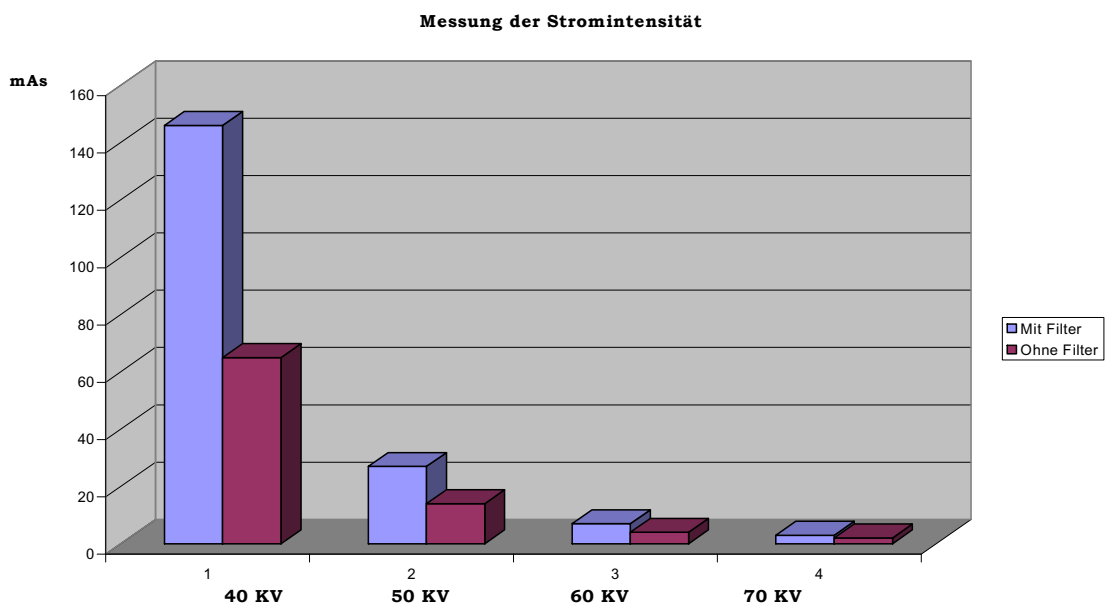


Abbildung 7.13. Verhalten d. mAs am Fußphantom b.versch.KV-Stufen

7.2.3.1. Verdickung der Weichteile

Bei 50 KV wurde folgende Situation untersucht:

bei unveränderter Blende auf das doppelte verdickte Fußweichteile.

Jetzt stiegen die mAs gegenüber der Messung im Vorversuch (mit der geringeren Weichteil-Dicke) deutlich an. Ebenso stieg die Dosis an.

Es zeigt sich aber eine Minderung der Dosis, wenn auch sehr gering, mit Verwendung des Filters gegenüber die Messung ohne Filter.

7.2.3.2. Veränderung der Blende

In einem weiteren Versuch wurden wieder bei ursprünglichen Abmessungen des Phantoms (wie beim ersten Fuß-Versuch) die Blende auf 17 x 27cm vergrößert. Hier fanden sich die mAs im gleichen Bereich wie im Versuch 7.2.3.1. , aber die Dosis war erwartungsgemäß ohne Filter auf das Doppelte erhöht. Mit Filter war sie ebenfalls höher als im ersten Versuch.

7.2.3.3. Ein-, Ausblendung bei konstanter KV-Zahl

Um besser das Verhalten des Fußphantom und des Keilfilters zu beobachten, wurde noch ein weiterer Versuch durchgeführt:

Untersucht wurde das gleiche Fuss skelet wie in den Vorversuchen: Nur bei 50 KV belichtet, mittlere Messkammer, Dicktaste und Mediumfolie.

Variiert wurde „mit“ und „ohne“ Keilfilter. Dieser ist so gestaltet, dass es mit seinem dünnsten Teil die Bildmitte nur um 7 cm überragt, d.h. größere Bildteile waren gar nicht vom Filter bedeckt. Es war aber sichergestellt, dass die Messkammer vollständig vom Keilfilter überdeckt wurde.

A- Blende auf 10 x 10 cm

Bei Anwendung des Filters verdoppelten sich die mAs, aber die Dosis hinter dem Filter bleibt konstant mit 2 cGy.cm².

B- Blende auf 20 x 10 cm

Hierbei bestand die gleiche Reaktion der mAs wie bei dem kleineren Feld. Die Dosis vergrößerte sich mit der Tendenz eines Abfalls bei Filteranwendung.

C- Blende auf 10 x 20 cm

Es erfolgte keine nennenswerte Änderung der mAs, auch keine nennenswerte Änderung des Flächendosisproduktes.

D- Verdickung der Weichteile

Es erfolgte eine Messung in Messfeld 20 x 10 aber mit doppelter Weichteildicke (8 cm). Die mAs stiegen erheblich an: von 62 mAs ohne Filter auf 110 mAs mit Filter.

Ein deutlicher und zu erwartenden Anstieg des Flächendosisproduktes mit einer Tendenz zum Abfall bei Anwendung des Filters konnte festgestellt werden.

E- Blende auf 20 x 20 cm

Auch hier konnte man wiederum keine nennenswerte Änderung der mAs im Vergleich zu den Vorversuche mit und ohne Filter feststellen. Aber jetzt kam es zu einer deutlicher Erhöhung der Dosis, auch hier mit einer leichten Tendenz zur Verringerung unter Anwendung des Filters.

7.2.3.4. Ergänzende Diskussion. Fußphantom

Unter Betrachtung der vorausgegangenen Versuche konnte festgestellt werden :

- Die Dosis sank ohne Anwendung des Keilfilters und mit Anwendung des Filters mit höheren KV-Zahl sehr deutlich ab. Vergleicht man die Dosis mit und ohne Filter, war kein einheitlicher Effekt feststellbar. Eine eindeutige Dosiseinsparung durch den Filter lag hier nicht vor; allerdings auch hier eine deutliche Verbesserung der Qualität.

- Es könnte sein, dass paradoxe Effekte eintreten, nämlich dass die Anwendung des Keilfilters auch zu einer Verschlechterung führen kann, wenn viel Filtermaterial die Messkammer eines Ionizierkammern bedeckt. Dies führt wahrscheinlich dazu, dass das mAs-Produkt heraufgesetzt wird und dadurch andere mangelhaft abgefilterte Objektteile vermehrt belastet werden.

Die Ergebnisse bestätigen die Beobachtung bezüglich der KV-Erhöhung.

Höhere KV-Zahl bedeutet erheblich geringen mAs-Bedarf.

Höhere KV-Zahl bedeutet eine erhebliche Dosiseinsparung.

Nur war bei diesem Versuch die Filterwirkung uneinheitlich.

Eine Verdickung des Objektes führt zu keiner Verschlechterung des Effektes.

Die Schlussfolgerung dieser Versuche ist die, dass der Keilfilter nicht so einheitlich unproblematisch ist wie der Schädel- oder der Schulterfilter. Er hat positive Effekte, zum Beispiel auf die Bildqualität. Er kann sich positiv auf den Strahlenschutz auswirken. Es können (entsprechend unserem bisherigen Kenntnisstand) unvorhergesehene Effekte auftreten.

7.2.4. HWS- Phantom

Verändert man ohne den Organfilter anzuwenden die KV-Zahlen von 60 KV auf 90 KV, sinken die mAs (entsprechend den Erwartungen) von 11 mAs auf 1 mAs.

Die Dosis gemessen in cGy.cm^2 liegt bei 6 cGy.cm^2 wenn 60 KV verwendet wurden und sinkt ebenfalls auf 2 cGy.cm^2 bei 90 KV.

Unter Benutzung des Filters verhalten sich die mAs erwartungsgemäß wie in den Vorversuchen, d.h. es kommt zu einer Erhöhung bei niedriger KV-Zahlen von 17 mAs bei 60 KV, und dann sinken die mAs auf 2 bei 90 KV.

Die Dosis verhält sich nach Verwendung von Iontomat und Filter ohne wesentliche Änderung, sodass die zu erwartenden Ergebnisse in diesem Fall nicht bestätigt wurden: bei 60 KV konstant 6 cGy.cm^2 . Bei 90 KV 2 cGy.cm^2 ; also keine Änderung zum Messwert ohne Filter.

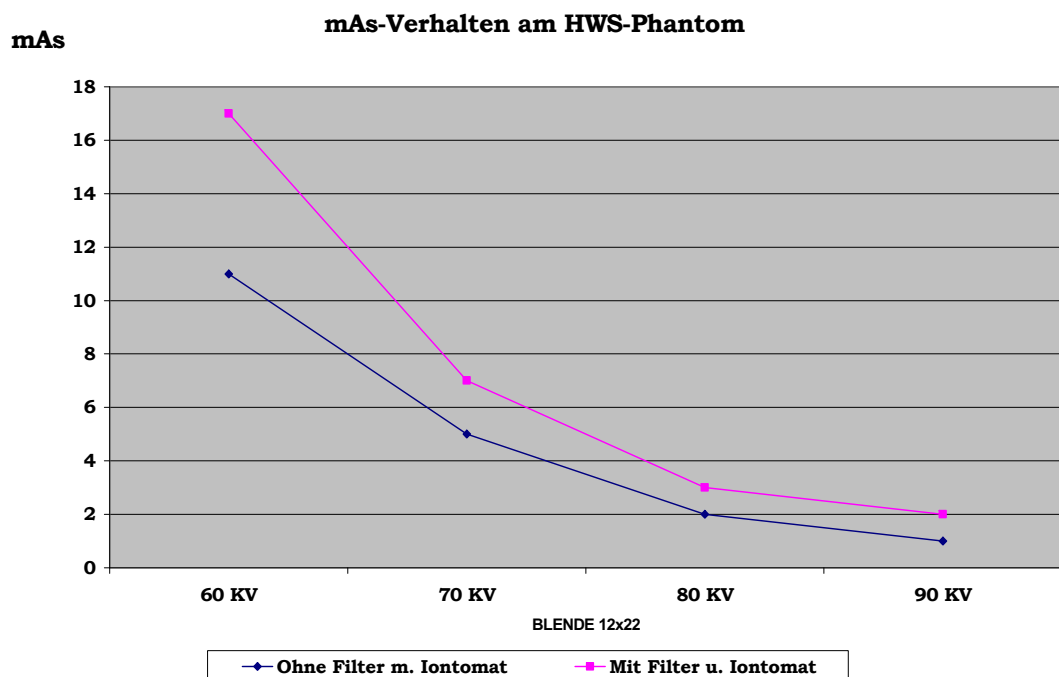


Abbildung 7.14. mAs Verhalten am HWS-Phantom unter steig. KV-Zahl mit und ohne Organfilter.

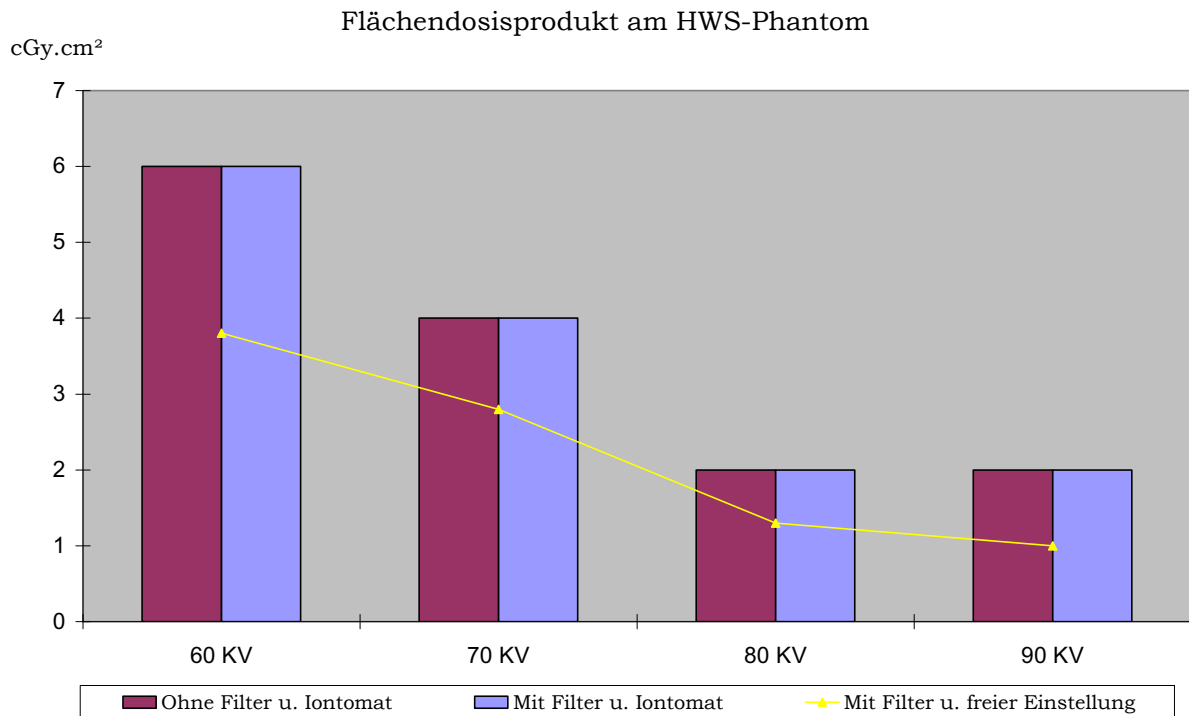


Abbildung 7.15. FDP Verhalten unter steig. KV-Zahl, Organfilter u. freie Einstellung.

Der Versuch mit Filter ohne Iontomat und manueller Einstellung der mAs-Werte, also bei 60 KV 11 mAs, bei 90 2 mAs zeigt deutlicher ein Absinken des FDP von 3,8 cGy.cm² bei 60 KV auf 1 cGy.cm² bei 90 KV.

7.2.4.1. Verdickung der Weichteile

Bei 60 KV wurde auch bei unveränderter Blende mit einer Verdickung der Weichteile auf 28 cm im Schulterbereich untersucht. Die Ergebnisse waren sehr ähnlich. Es zeigt sich kein eindeutiger Effekt, wohl aber eine geringe Dosisminderung.

Bei der freien Einstellung von mAs zeigte sich eine sehr diskrete Dosisminderung im Vergleich zum schlanken Phantom.

7.2.4.2. Reduzierung der Weichteile

In einem weiteren Versuch wurden bei gleich bleibender Blende die Weichteil-Dicke auf $1/3$ reduziert. Hierbei findet wie in den Vorversuchen eine Steigerung der mAs bei der Messung mit Filter gegenüber der Messung ohne Filter und zwar von 11 mAs auf 14 mAs statt.

Die Dosis blieb unverändert 6 cGy.cm^2 ohne Filter gegenüber 6 cGy.cm^2 mit Filter. In der Messung mit „freier Einstellung der mAs“ konnte eine Dosisreduktion festgestellt werden (4.7 cGy.cm^2).

7.2.4.3. Veränderung der Blende auf 12×26

Es wurde auch mit einer größeren Blende untersucht.

Auch hier stiegen ohne Filter die mAs auf 30 mAs gegenüber 17 mAs in dem Versuch mit Filter.

Die Dosis blieb in beiden Versuchen gleich.

In freier Einstellung zeigt sich durch die Vergrößerung des Feldes eine Dosissteigerung von 8 cGy.cm^2 auf 14 cGy.cm^2 .

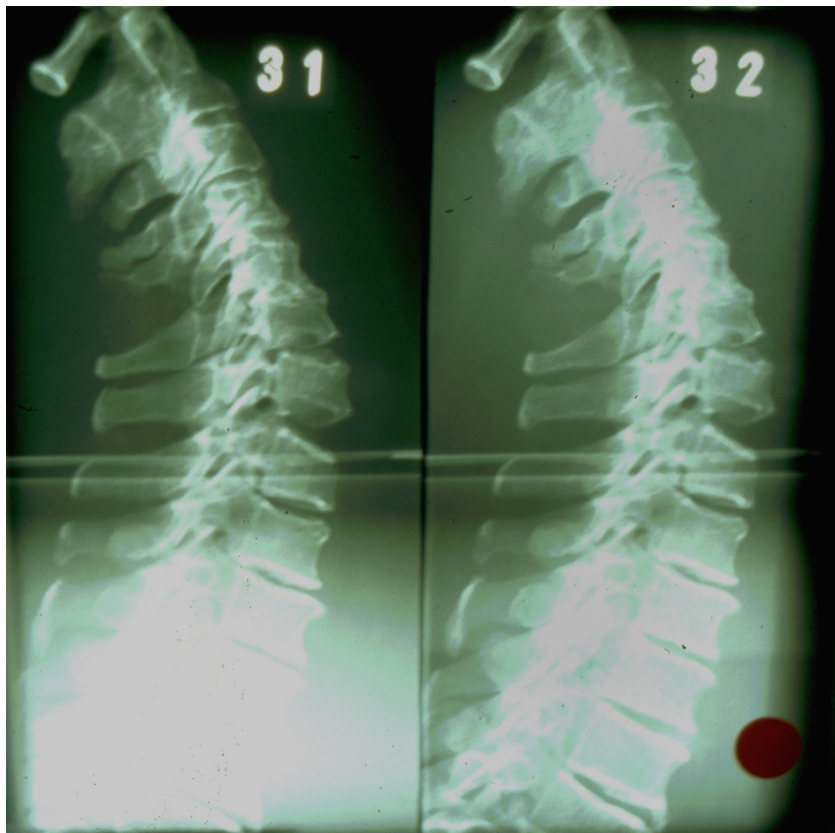
7.2.4.4. Diskussion

Die Ergebnisse waren bei der Untersuchung dieses Phantoms in einem Teilbereich uneinheitlich.

Festgestellt wurde, dass sich bei einer guten Einblendung der zu erwartende Effekt der Dosisminderung zeigte.

Eine schlechte Einblendung kann auch paradoxe Effekte hervorrufen.

Die Röntgenbilder zeigten eindeutig bei der Verwendung des Filters eine *Qualitätsverbesserung*.



Ohne Filter

Mit Filter

Abbildung 7.16. Ein Beispiel für die Anwendung dieser einfachen Versuchsanordnung am HWS-Phantom. Das alltägliche Problem – mangelhafte Beurteilbarkeit des Übergangs Hals- Brustwirbelsäule – wird durch einen solchen Filter gelöst.

Der *Qualitätsgewinn* durch Filter ist umstrittig. Das Ausmaß der Verbesserung hängt ab von der *minutiösen Anpassung der Filterkonstruktion* an das Patientenkollektiv und an die *Parameter des Arbeitsplatzes* (insbesondere die Strahlenqualität). Was die günstige Auswirkung auf die Dosis betrifft, gibt es einen möglichen Problemfall/Ausnahmefall und zwar, wenn die *Filter die Messkammer bedecken* (z.B. Keilfilter und Thoraxfilter). Das Problem wird für den Strahlenschutz erfolgreich gelöst, wenn die *automatische Belichtung auf den Filter angepasst wird*.

In der Thoraxdiagnostik lässt sich dies am einfachsten erklären; es würde bedeuten: die Lunge muss nicht mehr so *schwarz gemacht* werden, um bei den Weichteilen Thoraxwand/Mediastinum eine ausreichende Belichtung zu erzielen.

7.2.5. Tabellen

SCHULTERPHANTOM-A

1

	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
KV	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²
40	585	195	743	106	585	83
50	95	63	113	36	95	30
60	24	27	27	15	24	13
70	9	16	10	9	9	8
80	4	9	5	7	4	5
90	2	8	3	5	2	3

BLENDE 19 x 26 cm

	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
KV	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²
60	26	14	29	11	26	10

BLENDE 17 x 18 cm

SCHULTERPHANTOM-B**2**

KV	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²
60	32	9	34	9	32	8

BLENDE 13 x 13 cm

KV	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²
60	13	12	14	7	13	6
80	2	5	3	3	2	2

BLENDE 19 x 26 cm

KV	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²
60	113	99	136	70	113	58
80	20	33	23	25	20	21

VERDICKUNG D. WEICHTEILE

SCHÄDELPHANTOM**3**

	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
KV	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²
50	312	192	557	178	312	100
60	63	63	91	52	63	36
70	20	31	28	25	20	18
80	10	14	13	13	10	10
90	5	11	6	10	5	8

BLENDE 22 x 20

	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
KV	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²
60	82	47	83	38	82	37
70	26	24	28	20	26	18
80	9	13	10	11	9	10
90	7	11	6	7	7	8

BLENDE 18 x 16 cm

FUSSPHANTOM-A

4

	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
KV	mAs	Gy.cm²	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²
40	65	7	146	6	65	3
50	14	3	27	3	14	2
60	4	5	7	1	4	1
70	3	1	2	1	3	2

BLENDE 11 x 17 cm

	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
KV	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²
40	57	14	144	19	57	8
50	14	6	28	7	14	4
60	4	3	6	3	4	2

BLENDE 17 x 27 cm

	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
KV	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²
50	44	9	71	8	44	5

BLENDE 19 x 11 cm (mehr Weichteile)

FUSSPHANTOM-B**5**WEICHTEILE: WASSERBAD ca. 4 cm.

KV	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²	mAs	cGy.cm²
50	16	2	31	2	16	1

BLENDE 10 x 10 cm

50	17	5	30	4	17	2
-----------	----	---	----	---	----	---

BLENDE 10 x 20 cm

50	16	5	30	3	16	2
-----------	----	---	----	---	----	---

BLENDE 20 x 10 cm

50	17	9	28	8	17	5
-----------	----	---	----	---	----	---

BLENDE 20 x 20 cm

WEICHTEILE: WASSERBAD ca. 8 cm.

50	62	17	101	15	62	9
-----------	----	----	-----	----	----	---

BLENDE 20 x 10 cm

HWS-PHANTOM**6**

WASSERBAD PLUS 2 ML KONTRASTMITTEL
 WEICHTEILE: SCHULTERBEREICH 18 CM; HWS-BEREICH 12 CM

KV	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
	mAs	cGy.cm ²	mAs	cGy.cm ²	mAs	cGy.cm ²
60	11	6	17	6	11	4
70	5	4	7	4	5	3
80	2	2	3	2	2	1
90	1	2	2	2	1	1

BLENDE 12 x 22 cm

WEICHTEILE: SCHULTERBEREICH 28 CM; HWS-BEREICH 12 CM

KV	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
	mAs	cGy.cm ²	mAs	cGy.cm ²	mAs	cGy.cm ²
60	11	6	16	5	11	3

BLENDE 12 x 12 cm

WEICHTEILE AUF 1/3 REDUZIERT + KONTRASTMITTEL.

KV	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
	mAs	cGy.cm ²	mAs	cGy.cm ²	mAs	cGy.cm ²
60	11	6	14	6	11	5

BLENDE 12 x 22 cm

KV	Gemessene Werte hinter dem Filter				Vor dem Filter	
	Iontomat ohne Filter		Iontomat mit Filter		Freie Einstellung	
	mAs	cGy.cm ²	mAs	cGy.cm ²	mAs	cGy.cm ²
50	29	12				
60	30	8	17	8	30	14

BLENDE 12 x 26 cm

8. Zusammenfassung

Organfilter sind Körper, die zwischen Strahlenquelle und Objekt eingebracht werden.

Die vorliegende Arbeit untersucht den Effekt von Organfiltern insbesondere auf die Dosis. Im Rahmen dieser Untersuchung wurde die Dosis in Form des *Flächendosisproduktes* (FDP) gemessen. Die Messung des FDP erfolgte auf der Objekt-Seite des Filters d.h. röhrenseitig vom Objekt. Röhrenseitig auf der Haut und knapp unter der Haut liegt die für den Strahlenschutz bedeutsamste Region; hier wird die höchste Dosis im "Objekt" erreicht.

Die Dosis filmseitig ist dagegen durch den Dosisbedarf der Filmfolienkombination weitgehend festgelegt und kann schwieriger beeinflusst werden.

Untersucht wurden Schulter, Schädel, Vorfuß und HWS.

Außer der Verwendung von Filtern wurde die KV, die Art der Belichtung (frei, mit und ohne Iontomat), *Objektdicke* und *Einblendung* variiert.

Ein höhere KV-Zahl bewirkt bei gleichzeitiger Anpassung der mAs eine eindrucksvolle *Dosisminderung*, was die Bedeutung der Richtlinien der Bundesärztekammer bestätigt. Der Nachteil der *KV-Erhöhung* ist eine schlechtere Kontrastierung zwischen Knochen und Weichteilen.

Das mAs-Produkt ist bei konstanten KV ein gutes Maß für die röhrenseitige Dosis. Dieses muss nicht ein Maß für die Patientendosis darstellen.

Filter bewirken nicht nur eine *Verbesserung* der Objektdarstellung in den normalerweise zu stark geschwärzten Randpartien, sondern auch eine *Dosisreduktion*. Dieser Effekt der Dosisreduktion war bei den Keilfiltern (Mittel und Vorfuß sowie HWS) weniger deutlich als bei den für Schädel und Schulter angewendeten Filtern.

Mit allen geeigneten Filtern ließen sich *Qualitätsverbesserungen* erzielen.

Der günstige Effekt von Organfiltern im Strahlenschutz wurde bisher in der Literatur zu wenig berücksichtigt.

Die Dosis vermindert sich auch mit der Verkleinerung des Feldes. Dies unterstreicht sehr deutlich eine altbekannte Forderung, der „guten“ Einblendung. Gerade die Dimension $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ ist geeignet die Bedeutung der Einblendung herauszustellen.

Aus der Sicht des Strahlenschutzes wertet dies aber in keiner Weise die Bedeutung des Filters ab. Die besten Ergebnisse sind mit Filter *und* mit „guter“ Einblendung zu erzielen.

Es bestätigt sich der Eindruck, dass eine sehr gute Einblendung die für den Strahlenschutz erwartete günstige Wirkung des Filters nicht aufhebt aber weniger deutlich ausfallen lässt. Organfilter und Einblendung sind unabhängig voneinander im Strahlenschutz wirksam. Eine *Kombination* von beiden sollte daher gefördert werden. Keinesfalls darf es sein, dass durch die Anwendung von Organfiltern die objektbezogene Einblendung vernachlässigt wird.

Neben den Möglichkeiten der *Qualitätsverbesserung* sind die Organfilter gut geeignet, den *Strahlenschutz* positiv zu beeinflussen. Organfilter und die anderen Methoden des Strahlenschutzes entfalten die beste Wirkung, wenn sie miteinander *kombiniert* werden.

9. Literaturverzeichnis

1- *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen*

vom 8. Januar 1987 in der Fassung der Bekanntmachung vom 30. April 2003 (BGBl. S 604)

2- *Muller, H.J.*

The production of mutations by x-rays.
Proc. Nat. Acad. Sci. 14, 714-726 (1928)

3- *Muller, H.J.*

The nature of the genetic effect produced by radiation.
Radiation Biology 1, 351-473 (1954)

4- *Timoféeff-Ressovski, N.W., K.G. Zimmer*

Strahlengenetische Zeitfaktorversuche an *Drosophila melanogaster*. Strahlentherapie 53, 134-138 (1935)

5- *Flaskamp, W.*

Über Röntgenschäden und Schäden durch radiaktive Substanzen. Sonderband zur Strahlentherapie. Band XII. Urban und Schwarzenberg Berlin, Wien (1930)

6- *Mayer, E.G.*

Strahlenrisiko und ärztliche Praxis. Strahlenschutz in Forschung und Praxis. Band V, 211-222 (1965)

7- Hadnagy, W., G.Stephan

Untersuchungen zur Kombinationswirkung ionisierender Strahlen und Röntgenkontrastmittel auf Chromosomen im peripheren Lymphozyten des Menschen.

ISH Bericht, Heft 42, Institut für Strahlenhygiene des Bundesgesundheitsamtes Berlin (1984)

8- Stieve, F.E.

Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik

Röntgenpraxis 41, 289-296 (1988)

9- Radiologie für Zahnmedizin

2001 UKE- Hamburg. Abt. für radiologische Diagnostik.

www.zmk-roentgen.de

10- Statistischer Bericht BfS.

Jan. 03. Verlag des Bundesamtes f. Statistik

11- Hilgarth, M.

Der aktuelle Stellenwert von Doppelkontrastpharyngographie und von Computertomographie bei der Detektion und bei der Korrekten Stadienzuordnung von HNO-Tumoren. Promotion Würzburg 2003. (**Prof.Dr.D.Hahn**).

12- Voss, U.

Wertigkeit von Magnetresonanzmammographie und Mammographie. Methodenvergleich und Interobservervariabilität. Promotion Würzburg 2003 (**Prof.Dr.D.Hahn**).

13- Europäische Gemeinschaften;

Richtlinie 97/43/EURATOM des Rates vom 30 Juni 1997, über den Gesundheitsschutz von Personen gegen die Gefahren ionisierender Strahlung bei medizinischer Exposition und zur Aufhebung der Richtlinie 84/ 466/ EURATOM ABI. L Nr.180 S.22

14- Heller, M.

Strahlenschutzkurs für mediz. Assistenzpersonal. Skriptum
1999

15- Bautz, W.

Bildgebende verfahren und Strahlenschutz. Skriptum zur
Vorlesung WS 2002-03

16- Internationale Strahlenschutzkommission:

Schutz des Patienten in der Röntgendiagnostik
MMV Medizin Verlag, München (1987)

**17- Verordnung über den Schutz von Schäden durch
ionisierenden Strahlen**

(Strahlenschutzverordnung- StrlSchV) von 20.07.2001
geändert 18.06.2001.

18- Röntgen, Wilhelm C.,

Über eine neue Art von Strahlen. Aus den Sitzungsberichten
der Würzburger Physikalisch-medizinischen Gesellschaft.
Würzburg 1895.

19- Assert, A.

Dosimetrie ionisierender Strahlung. Vorlesung-Radiologie.
Sommersemester 1998.Uni Bochum, www.unistar.de

20- Thummerer, S.

Dosisbegriffe in der Strahlenphysik. München 1995

21- Richter, J.

Dosimetrie und Messgeräte in der Röntgendiagnostik.
Skriptum zum Spezialkurs in Strahlenschutz bei der
Untersuchung mit Röntgenstrahlen für Ärzte. Universität
Würzburg.

22- Schmitt, W.G.H.

Hundert Jahre Röntgen-100 Rätsel. Problem 14, 49-50
Schneztor- Verlag, Konstanz 1995

23- Gajewski, zit. Nach Schinz, H.R.

Lehrbuch der Röntgendiagnostik
Georg Thieme, Stuttgart, New Yorck, 1952

24- Rupp, N.

Qualitätssicherung in der Skelettdiagnostik
Röntgenpraxis 41, 271-275 (1988)

25- Schinz, H.R., W.E. Baens, E. Friedl, E.Uelinger

Lehrbuch der Röntgendiagnostik.
Georg Thieme, Stuttgart, New Yorck, 1952

26- Tuengerthal, S.

Konventionelle Schichtuntersuchung der Thoraxorgane
Verbesserte Diagnostik mit Ausgleichskörper aus
anatomischgeformten bleihaltigem Acrylglas.
Bildgebung ; 57:24-31 (1990)

DANKSAGUNG

Herrn Prof. Dr. med. W.G.H. Schmitt möchte ich an dieser Stelle meinen besonderen Dank aussprechen für die Überlassung des Themas, die großzügig gewährten Arbeitsmöglichkeiten in der radiologischen Abteilung sowie für wertvolle und kritische Ratschläge während der gesamten Arbeit.

Herrn Prof. Dr. med. D. Hahn gilt mein Dank für seine freundliche Unterstützung und Interesse an dem Fortgang dieser Arbeit.

Herrn Prof. Dr. med. A. Thiede danke ich für die Übernahme des Korreferates.

Herrn Dr. D. Nagel von Philips Medizintechnik möchte ich danken für seine Beratungen zu physikalischen Fragenstellungen.

LEBENS LAUF

Name: Francisco J.J. Reguillo

Geburtsdatum: 01. Februar 1954

Geburtsort: Alcazar de S. Juan (Spanien)

Wohnhaft: Seit 1988 in 67551 Worms, Paternusstr. 17

Konfession: Römisch-katholisch

Familienstand: Verheiratet seit 1981. Zwei Kinder

Schulbildung: 1964-68 Gymnasium „Academia Cervantes“
Alcazar de S. Juan (C-Real)-Spanien-

1968-71 Abitur und Reifeprüfung
Universität Laboral Alcalá de Henares
(Madrid)

1972-78 Medizinstudium in der
Universitas complutensis in Madrid

1978 Approbation als Arzt in Spanien

Militärdienst: 1979-80 Wehrdienst erfüllt (Feb.79-Mai 80) zuerst
in Madrid (Ausbildung), dann als Arzt
in Guadalupe (Cáceres) – Spanien -

Berufstätigkeiten: 1980-82 Assistenzarzt in der chirurgischen Abt.
Krankenhaus St.Goar/Rh.


1982-85 Assistenzarzt in der chirurgischen Abt.
Krankenhaus z. hl. Geist im
Boppard/Rh.

1985-87 Assistenzarzt in der inneren Abteilung
Krankenhaus z. hl. Geist im
Boppard/Rh.

1987 Approbation als Arzt in der BRD

1987-88 Weiterbildungsassistent für
Allgemeinmedizin
Allgemeinarztpraxis Dr. Grünninger
Boppard/Rh.

Seit April 1988 als Allgemeinarzt in eigener Praxis
tätig.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'F. Reguillo', with a stylized, cursive script.

Francisco J.J. Reguillo