

**WILHELM-DIESS-GYMNASIUM
POCKING**

Qualifikationsphase 2019/2021

SEMINARARBEIT

Leitfach	Physik		
Rahmenthema des Seminars	Physik der Superhelden		
Thema der Seminararbeit	Supermans Röntgenblick- Die Physik in der Medizin		
Verfasser	Nele Sierig		
Lehrkraft	Mühlberger, Gerhard, StR		
Abgabetermin	10.11.2020		
Erzielte Note		in Worten	
Erzielte Punkte		in Worten	

Inhaltsverzeichnis

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis.....	3
Abkürzungsverzeichnis.....	4
1 Was hat Superman mit Physik zu tun?	6
2 Die Funktionsweise von Röntgen.....	7
2.1 Anfänge unter Wilhelm Conrad Röntgen.....	7
2.2 Entwicklung der Röntgentechnologie.....	8
2.3 Klassische Funktionsweise der Röntgenröhre	9
2.4 Heutiger Standard im Röntgenverfahren	12
3 Aktuelle Forschungsgebiete	12
3.1 Attosekunden-Technologie	12
3.2 Phasenkontrast-Bildgebung.....	14
4 Innovative Röntgengeräte.....	17
4.1 Detektortechnologien.....	18
4.2 Technologie zur Reduktion der Streustrahlung.....	19
4.3 Technologien zur Verringerung der Strahlenbelastung.....	20
5 Röntgenstrahlen als Gesundheitsrisiko	21
5.1 Strahlenschutz heutzutage.....	21
5.2 Superman und Strahlenschutz.....	22
5.3 Kann Superman als Held angesehen werden?.....	27
6 Anhang.....	28
6.1 Anhang 1: Diagramme.....	28
6.1.1 Diagramm Dosisleistungskonstante	28
6.1.2 Diagramm Konversionsfaktor	29
6.2 Anhang 2: Röntgenbild	30
6.3 Anhang 3: Tabelle Massenschwächungskoeffizient	31
7 Literaturverzeichnis	32
7.1 Filme	32
7.2 Gedruckte Quellen	32
7.3 Internetquellen	33
8 Eidesstattliche Erklärung.....	38

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 2.1: Funktionsprinzip der Röntgenröhre [14, S.25].....	9
Abbildung 2.2: Schematische Darstellung zur Erklärung der Entstehung charakteristischer Röntgenstrahlung [46].....	10
Abbildung 3.1: Röntgenaufnahmen einer Maus. Konventionelle Röntgenaufnahme. (links) Phasenkontrast-Aufnahme durch Röntgenbeugung(mittig). Dunkelfeldaufnahme durch Röntgenstreuung (rechts) [17]	14
Abbildung 3.2: Schematischer Aufbau eines Geräts für die Phasenkontrast- Bildgebung [vgl. 38]	15
Abbildung 3.3: Phasenverschiebung (oben) und Amplitudenverringerng (unten) als Ergebnis der Phasenkon-trast- und Dunkelfeld- Bildgebung [25, S.4]	16
Abbildung 4.1: Draufsicht EOS Röntgengerät [vgl. 7, S.1]	17
Abbildung 4.2: Darstellung des Slot-Scan Verfahrens [7, S.2]	19
Abbildung 4.3: Auswirkungen der Positionierung des Objekts auf das Röntgenbild in Abhängigkeit der verschiedenen Systeme [7, S.2]	20
Tabelle 2.1: Entwicklung in der Röntgentechnologie [eigene Darstellung]	8
Tabelle 5.1: Zusammenhang von Spannung und Strahlungsart [eigene Darstellung, in Anlehnung an 52, S.11]	23

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzungen

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
AEC	Automatic Exposure Control
ASIC	Application Specific Integrated Electronic
CdTe	Cadmiumtellurid
CMOS	Complementary Metal-Oxide Semiconductor
CR	Computer Radiographie
CT	Computertomographie
DNA	deoxyribonucleic acid
DR	Direktradiographie
E-Feld	elektrisches Feld
LLAT	Left Lateral
PAR	parallel
PVC	Polyvinylchlorid
SASE	Self Amplified Spontaneous Emission
UV	ultraviolett
XFEL	X-ray Free-Electron Laser

Größen

c	Lichtgeschwindigkeit
d	Dicke des Materials
E	Effektive Dosis
E_{el}	Elektronenenergie
E_{max}	Maximalenergie
E_{ph}	Photonenenergie
e	Elementarladung
f	Frequenz
f_k	Konversionsfaktor
f_{max}	maximale Frequenz
H	Ortsdosis

Abkürzungsverzeichnis

\dot{H}_0	Ortsdosisleistung ohne Schwächung
\dot{H}	Ortsdosisleistung
h	Planck-Konstante
i	Stromstärke
r	Abstand zwischen Quelle und Objekt
t	Zeit
U_B	Beschleunigungsspannung
Γ_X	Dosisleistungskonstante
λ	Wellenlänge
μ	lineare Schwächungskoeffizient
$\frac{\mu}{\rho}$	Massenschwächungskoeffizient
ρ	Materialdichte

Einheiten

cm	Zentimeter
cm ²	Quadratzentimeter
m ²	Quadratmeter
m ³	Kubikmeter
μSv	Mikrosievert
g	Gramm
h	Stunde
keV	Kiloelektronenvolt
kV	Kilovolt
Sv	Sievert

1 Was hat Superman mit Physik zu tun?

„Die Welt ist zu groß, Mum.“ [2, 00:24:09], erklärt Clark Kent, später Superman, seiner Mama, als er als kleines Kind seine Superkräfte, und somit auch seinen Röntgenblick, entdeckt. Zu diesem Zeitpunkt kann er diese noch nicht kontrollieren, weshalb ihm die Welt merkwürdig und bedrohlich vorkommt. Doch nicht nur Superman muss lernen mit der Röntgenstrahlung zurechtzukommen. Auch wir Menschen waren zunächst sehr erstaunt über diese Entdeckung, die Wilhelm Conrad Röntgen am 08.11.1895 macht. [vgl. 24] Die folgenden Jahre beschäftigt sich die Wissenschaft intensiv mit den heute vielseitig eingesetzten Strahlen. Trotz der umfangreichen Erkenntnisse, welche in den letzten 125 Jahren erarbeitet wurden, forschen auch heute noch viele Fachgruppen zum Thema Röntgenstrahlung. Dabei werden bisher außer Acht gelassene Eigenschaften mitberücksichtigt, neue Möglichkeiten erkannt und umgesetzt sowie bereits bestehende Systeme weiterentwickelt und um neue Erkenntnisse ergänzt. Das Themengebiet Röntgenstrahlung ist bisher keineswegs ausgeschöpft. Diese Arbeit wird sich mit den Neuerungen und Forschungsfeldern beschäftigen und dabei drei verschiedene Entwicklungsstufen betrachten. Im Fokus stehen hierbei insbesondere Anwendungen, die in der zukünftigen medizinischen Diagnostik und Therapie Einsatzpotential haben oder bereits verwendet werden. Um verschiedene Bereiche abdecken zu können, werden diese im Einzelnen verkürzt dargestellt. Insbesondere die Attosekunden-Technologie wird hierfür weniger detailliert erklärt. Sie stellt die Stufe eins dar, in welcher hauptsächlich geforscht wird. In der zweiten Stufe werden bereits erste Studien durchgeführt, wie es bei der Phasenkontrast-Bildgebung der Fall ist. [vgl. 38] In der dritten Stufe werden die erforschten Technologien bereits regelmäßig zur diagnostischen Bildgebung verwendet. Als Beispiel dienen hierfür die Röntgengeräte EOS und EOSedge. Die in der Vergangenheit entwickelten Technologien bilden die Grundlage für zukünftige Entwicklungen, weshalb hierauf zu Beginn der Arbeit eingegangen wird, wobei auch die physikalischen Grundlagen der Röntgenstrahlung nicht vernachlässigt werden. Zum Ende der Arbeit wird der unabdingliche Aspekt des Strahlenschutzes thematisiert und darüber der Bezug zu Superman dargestellt. Zudem stellt sich die Frage, ob Superman mit den vorgestellten Neuerungen mithalten kann.

2 Die Funktionsweise von Röntgen

Das grundlegende Prinzip des Röntgens verändert sich während der letzten 125 Jahre kaum. Die folgenden Kapitel behandeln die Entwicklung und die Grundlagen der Röntgentechnologie.

2.1 Anfänge unter Wilhelm Conrad Röntgen

Eine genaue Überlieferung, wie es zu der Entdeckung der Strahlen kommt, ist nicht bekannt. Man weiß jedoch, dass Wilhelm Conrad Röntgen eine Hittorf'sche Vakuumröhre verwendet, mit welcher man in der damaligen Zeit Kathodenstrahlen untersucht. [vgl. 43, S.3]. Damals ist noch nicht bekannt, dass in dieser Röhre Elektronenströme erzeugt werden. Die Elektronen werden erstmals 1897 von Joseph John Thomson nachgewiesen [vgl. 34, S.2]. Der Elektronenstrahl wird mittels eines Funkeninduktors erzeugt, trifft auf die Glaswand der Röhre und wird über einen Fluoreszenzschirm beobachtet, welcher beim Auftreffen des Strahls leuchtet. [vgl. 10, S.828]

Möglicherweise führt Röntgen am Entdeckungstag verschiedenen Variationen durch, wie beispielsweise den Schirm außerhalb der Röhre zu positionieren mit der Überlegung, ob die Fluoreszenz auch bei weiterer Entfernung auftritt. Da Kathodenstrahlen nur eine geringe Reichweite haben und trotzdem eine Fluoreszenz zu beobachten ist, muss es sich um eine neu entdeckte Art von Strahlung handeln. [vgl. 24] Zudem kann er eine Fluoreszenz durch Licht oder UV-Strahlen ausschließen. [vgl. 43, S.3]

Um seine Entdeckung unumstößlich zu machen, beschäftigt er sich vor deren Veröffentlichung intensiv mit den Eigenschaften der von ihm genannten X-Strahlen. So kommt er zu dem Ergebnis, dass X-Strahlen, wie auch Kathodenstrahlen, Fotoplatten schwarz färben. Daraus entsteht dann am 22. Dezember 1895 das berühmte Röntgenbild der Hand seiner Frau. [vgl. 24] Bei der Untersuchung der Durchlässigkeit verschiedener Materialien erkennt er bereits 1895, dass „Blei in 1,5 mm Dicke [...] so gut wie undurchlässig [ist].“ [43, S.4] Diese Eigenschaft macht man sich auch heute noch bei medizinischen Untersuchungen zu Nutze, um nicht zu bestrahlende Regionen abzuschirmen. Später werden die X-Strahlen in Röntgenstrahlen umbenannt.

2.2 Entwicklung der Röntgentechnologie

In den folgenden Jahren stellen sich die Wissenschaftler die grundlegende Frage, ob es sich bei den Röntgenstrahlen um emittierte Wellen oder Teilchen handelt. Wären es Wellen, so müssten diese sehr kurzweilig sein, da die Strahlen eine hohe Durchdringungsfähigkeit haben. Der experimentelle Nachweis gelingt 1912 Max von Laue, der Röntgenstrahlen auf einen Kristall lenkt. Wenn paralleles Röntgenlicht auf eine Netzebene des Kristalls fällt, wird an jedem darauf liegenden Teilchen eine Sekundarwelle emittiert, da diese Teilchen als Streuzentren wirken. Diese Sekundarwellen überlagern sich zu einer reflektierenden Welle. Alle sich in dem Kristall befindenden parallelen Netzebenen bilden solche reflektierten Wellen aus, die wiederum miteinander interferieren und ein Interferenzmuster am Fluoreszenzschirm verursachen, welches auf die Wellencharakteristik der Röntgenstrahlung schließen lässt. [vgl. 10, S.827-828]

Mithilfe der Röntgenstrahlung wurden in den folgenden Jahren weitere wichtige Erkenntnisse gewonnen und neue technische Anwendungsmöglichkeiten geschaffen.

Tabelle 2.1: Entwicklung in der Röntgentechnologie [eigene Darstellung]

1913	G. Bucky	Streustrahlenblende zur Reduktion der Streustrahlung ¹	[vgl. 42]
1913	W. Coolidge	Verbesserung der Röntgenröhre: Strahlenhärte und -intensität unabhängig voneinander einstellbar	[vgl. 37, S.52; vgl. 41, S. 28]
1913	H.W. Bragg	Diffraktometer: Materialuntersuchung mittels Röntgenbeugung	[vgl. 37, S.54; vgl. 10, S.830]
1930	Siemens	Feinstrukturgerät: Strukturaufklärung (Bsp.: Penizillin)	[vgl. 37, S.54]
1928	E. Pohl	Drehröntgenanode ²	[vgl. 9, S. 334]
1953	J. Watson u. F. Crick	Bestimmung der Doppelhelix-Struktur der DNA mit Röntgenbeugung	[vgl. 20]
1969	G. Hounsfield ³ und A. Cormack ⁴	Erster Prototyp eines CT-Geräts: Aufnahme vieler Röntgenaufnahmen aus verschiedenen Richtungen mit anschließender Berechnung eines 2D oder 3D Objekts	[vgl. 36, S.3]

¹ Streustrahlung kann als Compton-Effekt auftreten. Dabei trifft Röntgenstrahlung auf ein schwach an ein Atom gebundenes Elektron, welches mit einem Teil der Photonenenergie herausgelöst wird. Die restliche Energie liegt in Form der Streustrahlung vor, die allerdings eine größere Wellenlänge hat als die einfallende Röntgenstrahlung (Energieübertragung) [vgl. 3, S.14]

²Die Anode wird während der Elektronenemission gedreht. Der Elektronenstrahl trifft somit an verschiedenen Orten der Anode auf und es kommt zu einer besseren Wärmeverteilung. Die Lebensdauer des Bauteils kann so verlängert werden. [vgl. 51, S.5]

³ Entwicklung des ersten CT-Scanners [vgl. 36, S.3]

⁴ Mathematische Konstruktion der Schnittbilder [vgl. 36, S.3]

Bereits zu dieser Zeit erkennt man, dass nicht nur die Teilchencharakteristik der Röntgenstrahlung eine wichtige Rolle spielt, sondern, dass auch die Röntgenbeugung und die Streustrahlung nicht zu vernachlässigen sind. Diese Aspekte greift die heutige Forschung auf.

In der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts spielt auch die Digitalisierung eine entscheidende Rolle. Die bisher hauptsächlich eingesetzten Röntgenfilme werden von Röntgenfilmkassetten mit Verstärkerfolien abgelöst. [vgl. 40; vgl. 54, S.5-6] Daraus entwickelt sich dann die digitale Lumineszenzradiographie, mit welcher Röntgenaufnahmen bereits digital ausgegeben werden können. [vgl. 54, S.10-11].

2.3 Klassische Funktionsweise der Röntgenröhre

Im Folgenden werden die grundlegenden Prinzipien der Röntgenstrahlung und der einfachste Aufbau einer Röntgenröhre erklärt. Bei der Röntgenstrahlung handelt es sich um elektromagnetische Wellen, das heißt, dass ein elektrisches und ein magnetisches Feld senkrecht aufeinander stehen und durch den Raum schwingen.

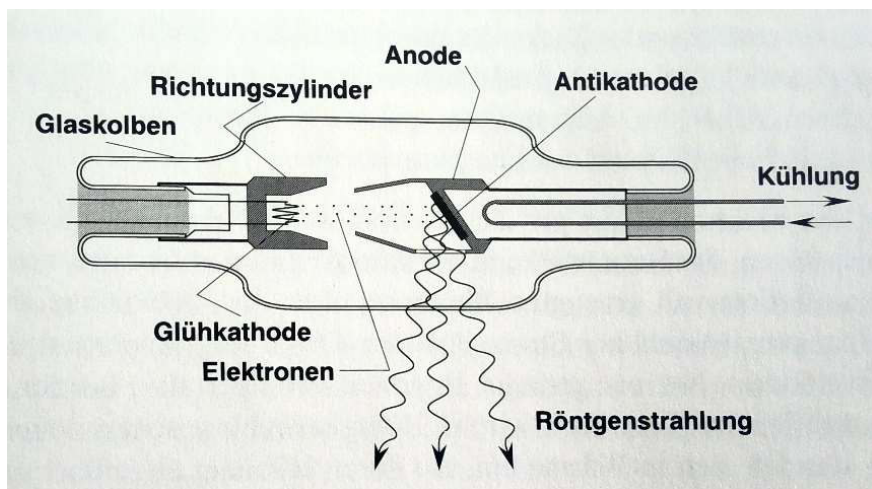


Abbildung 2.1: Funktionsprinzip der Röntgenröhre [14, S.25]

Zur Erzeugung dieser Strahlung benötigt man eine vakuumierte Röntgenröhre, in der sich eine (unter Röntgen noch kalte) Kathode und eine Anode befinden. (vgl. Abb. 2.1) Die Kathode wird durch eine Heizspannung zum Glühen gebracht und emittiert aufgrund des glühelektrischen Effekts Elektronen. Legt man eine Anodenspannung an, bildet sich ein elektrisches Feld aus. Die Elektronen werden entlang der Feldlinien zur Anode hin beschleunigt, bis sie dort auftreffen. Beim Aufprall auf die Anode wird die

kinetische Energie der Elektronen in Röntgenstrahlung und zu einem großen Teil in Wärme umgewandelt. Deshalb muss die Anode gekühlt werden. [vgl. 10, S.827]

Die Röntgenstrahlung besteht aus der Brems- und der charakteristischen Strahlung. Wird ein elektrisch geladenes Teilchen, beispielsweise ein Elektron, beschleunigt, sendet es elektromagnetische Strahlung aus. Die Anode besteht aus vielen Atomen. Bewegt sich ein Elektron mit einer bestimmten Energie und somit einem bestimmten Impuls auf ein Atom zu, erfährt es durch das elektrische Feld des Atomkerns eine Impuls- und Energieänderung. Dabei wird es von seiner Bahn abgelenkt. [vgl.44, S.2] Die Energiedifferenz definiert die Bremsstrahlung. Deren Energiewerte hängen von der Geschwindigkeit und dem Ablenkwinkel ab. Somit entsteht ein kontinuierliches Spektrum mit einem bestimmten Grenzwert. Auf dessen Zustandekommen wird später noch eingegangen.

Neben der Bremsstrahlung existiert zudem die charakteristische Strahlung. Ihr Entstehen wird mit dem Bohrschen Atommodell erklärt. (Vgl. Abb. 2.2)

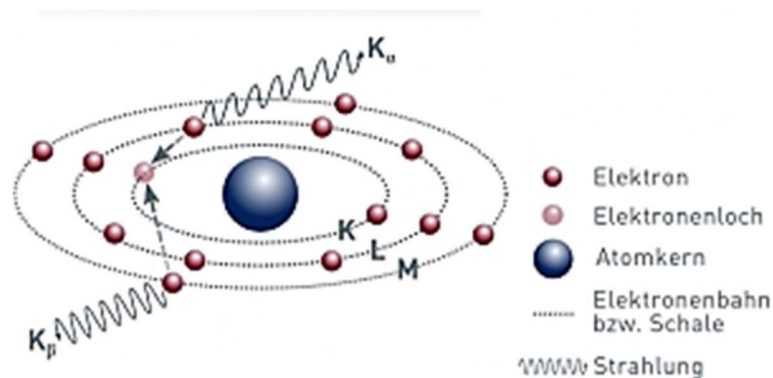


Abbildung 2.2: Schematische Darstellung zur Erklärung der Entstehung charakteristischer Röntgenstrahlung [47]

Ein emittiertes Elektron trifft direkt auf ein Elektron, welches sich auf der K-Schale befindet. Dadurch wird dieses Elektron rausgeschlagen. Somit fehlt ein Elektron in der K-Schale. Um den energieärmeren Zustand zu erreichen, rutscht ein Elektron aus der L-Schale in die K-Schale nach. Der freie Platz in der L-Schale wird dann von einem Elektron der M-Schale gefüllt. Die Elektronen erreichen einen immer energieärmeren Zustand. Die dabei frei werdende Energie wird in Röntgenquanten umgewandelt. Die einzelnen Linien des Linienspektrums zeigen die bei den Schalenübergängen freiwerdende Energie an. Jedes Material hat spezifische Abstände zwischen den Energieniveaus. Somit sind die möglichen Energiefreisetzungen materialabhängig. Anhand des Linienspektrums kann auf das in der Anode verwendete Material geschlossen werden. [vgl. 10, S.834-837]

Im Folgenden wird auf die freigesetzten Energien, welche die Röntgenquanten besitzen, genauer eingegangen. Aus

$$E_{Ph} = h \cdot f \quad (2.1)$$

ist bekannt, dass eine höhere Frequenz eine höhere Energie bedeutet. Setzt man nun $f = \frac{c}{\lambda}$ (2.2) (aus $c = \lambda \cdot f$) in (2.1) ein, so ergibt sich folgende Formel:

$$E_{Ph} = \frac{h \cdot c}{\lambda}$$

Die Energie ist somit umso größer, je kleiner die Wellenlänge ist. Im Maximalfall wird die gesamte Energie des Elektrons beim Auftreffen auf die Anode in Röntgenquanten umgewandelt.

$$E_{el} = E_{Ph} \quad (2.3)$$

$$e \cdot U_B = h \cdot f_{max}$$

Möchte man nun die maximale Frequenz bestimmen, so erhält man

$$f_{max} = \frac{e \cdot U_B}{h} \quad (2.4)$$

Für die maximale Wellenlänge ergibt sich aus (2.2) und (2.4)

$$\frac{c}{\lambda} = \frac{e \cdot U_B}{h}$$

$$\lambda = \frac{h \cdot c}{e \cdot U_B}$$

Die Wellenlänge und die Frequenz sind nur von der Anodenspannung abhängig. So lässt sich auch der Grenzwert des kontinuierlichen Spektrums erklären.

Liegt beispielsweise eine Anodenspannung $U_B = 50 \text{ kV}$ an, so wird die elektrische Energie $E_{el} = e \cdot 50 \text{ kV}$ im Maximalfall komplett in $E_{Ph} = 50 \text{ keV}$ umgewandelt. Die Bremsstrahlung kann folglich keinen höheren Wert als 50 keV erreichen. Kombiniert man das kontinuierliche Spektrum mit dem Linienspektrum, so ergibt sich das Röntgenspektrum.

2.4 Heutiger Standard im Röntgenverfahren

Eine wichtige Rolle spielt heutzutage das digitale Röntgen. Dabei werden Flachdetektoren eingesetzt, welche mit direkter oder indirekter Konversion funktionieren. Die Systeme mit direkter Konversion wandeln die Röntgenstrahlung, unter Verwendung eines Fotoleiters, direkt in elektrische Ladung um, welche dann ausgelesen und gespeichert werden kann. Flachdetektoren mit indirekter Konversion sind weiterverbreitet. Hierbei wird die einfallende Röntgenstrahlung in einer Szintillator-Schicht, beispielsweise aus Cäsiumjodid, in Licht umgewandelt. Dieses wird von einer Detektorschicht registriert und in elektrische Signale transformiert. Der Vorteil hierbei ist, dass die beiden Stufen weitgehend unabhängig voneinander ablaufen und ein separater Eingriff und eine Optimierung in den jeweiligen Prozess möglich sind. Abschließend können auch hier die elektrischen Signale ausgelesen und gespeichert werden. Der Vorteil des digitalen Röntgens ist die Möglichkeit der Bildnachbearbeitung, wie beispielsweise dem Erstellen von 3D-Bildern. [vgl. 45, S.23-34]

3 Aktuelle Forschungsgebiete

Doch auch wenn das von W. C. Röntgen entwickelte Verfahren heute noch viel eingesetzt wird, sind viele Wissenschaftler auf der Suche nach neuen, verbesserten und schonenderen Möglichkeiten.

3.1 Attosekunden-Technologie

Die Erzeugung von Röntgenblitzen mit Freien-Elektronen-Lasern ist noch ein sehr junges Forschungsgebiet, welches hier nur angeschnitten wird. Aktuell werden die Röntgenblitze in erster Linie zu Forschungszwecken erzeugt. Langfristig sieht man jedoch auch hier das Potential, mit neuen Methoden Krankheiten, wie Krebs, bereits im Frühstadium diagnostizieren zu können. [vgl. 32]

Ein Bereich der Forschung beinhaltet die Beobachtung der Bewegung von Elektronen in Atomen und Molekülen. Da diese Bewegungen sich auf einer Zeitskala von Attosekunden (10^{-18} s) abspielen, benötigt man ebenso kurze Röntgen-Pulse, um die Vorgänge in den Atomen und Molekülen sichtbar zu machen. Derzeit ist dies am European XFEL in Hamburg in Arbeit.

Hier werden Elektronen in Paketen sehr stark beschleunigt und auf hohe Energien gebracht. Anschließend werden sie durch Undulatoren, also spezielle Magnetanordnungen, auf eine Slalombahn gelenkt. Dabei senden die Elektronen Röntgenlicht aus. Verstärkt wird dieses durch Wechselwirkung von Licht und Elektronen. Die auf der Slalombahn fliegenden Elektronen sind langsamer als das Licht, weshalb dieses die Elektronen überholt und sie dabei beeinflusst. [vgl. 28] Die Elektronen werden infolgedessen beschleunigt oder abgebremst. Im Vorfeld wählt man die Geschwindigkeit der Elektronen und die Anordnung der Undulatoren so, dass die Elektronen nach zwei Kurven im Undulator um eine Wellenlänge zurückfallen. Somit wird ein Elektron, welches vorher durch die Lichteinwirkung bereits gebremst wurde, erneut gebremst und eins, das bereits beschleunigt wurde, wird erneut beschleunigt. [vgl. 50] Das Ergebnis sind dünne Scheibchen aus Elektronen, welche alle die Eigenschaft aufweisen, im Gleichtakt zu strahlen. Dadurch werden extrem kurze und intensive Röntgenblitze ausgesandt, welche kohärent sind und somit Lasereigenschaften aufweisen. Bei dem hier verwendeten SASE-Prinzip dauert die Scheibchenausbildung eine Weile, weshalb man sehr lange Undulatoren benötigt. [vgl. 28]

In dem derzeit weltweit größten Freie-Elektronen-Laser in Hamburg können 27000 Röntgenlaserblitze mit einer Wellenlänge von 0,05 bis 4,7 Nanometern pro Sekunde erzeugt werden. Aktuell gibt European XFEL eine Dauer der Röntgenlaserblitze von unter 100 Femtosekunden (10^{-15} s) an, womit das Zustandekommen von Molekülen gefilmt werden kann. [vgl. 29] Somit wird der angestrebte Zeitbereich von Attosekunden derzeit in Hamburg nicht erreicht. Im Februar 2020 berichtet ein Forscherteam der Universität Freiburg mit Wissenschaftlern von European XFEL erstmals Attosekundenlichtblitze mit einem Freien-Elektronen-Laser zuverlässig erzeugen, kontrollieren und charakterisieren zu können. Erreicht wird dies mit dem Freien-Elektronen-Laser FERMI in Triest. Prof. Serguei Molodtsov, wissenschaftlicher Direktor am European XFEL, bezeichnet dieses Ereignis als „wichtig und aufregend“⁵, weil so gezeigt wird, dass es möglich ist Attosekundenlichtblitze mit Freie-Elektronen-Lasern zu erzeugen. [vgl. 27]

⁵ „important and exciting“ (Übersetzung der Verfasserin)

3.2 Phasenkontrast-Bildgebung

Prof. Dr. Franz Pfeiffer und sein Team forschen an der Technischen Universität München an einer neuen Art des Röntgens. In der konventionellen Röntgentechnik nutzt man die Teilchencharakteristik der Strahlen. Der untersuchte Körperbereich absorbiert die Strahlen und es entsteht ein sogenannter Röntgenshatten. [vgl. 22, S.6] Möchte man allerdings Weichgewebe untersuchen, stößt man auf das Problem, dass dieses nur wenig absorbiert und somit das entwickelte Bild ungenau wird. [vgl. 39] Aufgrund der Erkenntnisse Max von Laues zur Wellencharakteristik der Röntgenstrahlen kann man sich die Eigenschaften der Wellen zu Nutze machen. Prof. Dr. Franz Pfeiffer sagt dazu: „Röntgenstrahlung lässt sich wie Licht sowohl als Teilchen als auch als Welle interpretieren.“ [23] So spielen in der neu entwickelten Phasenkontrast-Bildgebung Beugung, Brechung und Interferenz eine wichtige Rolle. Die Phasenverschiebung und die Streuung lassen sich sowohl einzeln in der Bildgebung verwenden, als auch mit der Absorption kombinieren, wobei dann die drei Bilder verwendet und vereint werden. [vgl. 19; vgl. 29]



Abbildung 3.1: Röntgenaufnahmen einer Maus. Konventionelle Röntgenaufnahme. (links) Phasenkontrast-Aufnahme durch Röntgenbeugung(mittig). Dunkelfeldaufnahme durch Röntgenstreuung (rechts) [18]

Eine Streuung der Röntgenstrahlen entsteht, wenn die Strahlen durch kleinste Faserstrukturen von ihrem ursprünglich geraden Weg abgelenkt werden. [vgl. 39] Das Verfahren eignet sich besonders gut bei stark heterogenen Strukturen. Umso unterschiedlicher die Struktur des Gewebes ist, desto stärker wird das sogenannte Dunkelfeldsignal erscheinen (vgl. Abb. 3.1). [vgl. 22, S.7-8] Diese gestreute Röntgenstrahlung wird dann analysiert und dadurch werden Rückschlüsse auf die Gewebestruktur geschlossen. [vgl. 39]

Eine Phasenverschiebung beruht auf der Brechung der Strahlen an Gewebeübergängen. Auch hier nutzt man die Winkeländerung der Röntgenstrahlen aus, die in beiden Fällen bei weniger als einem tausendstel Grad liegt. [vgl. 22, S.8]

Der Geräteaufbau der Dunkelfeld- und der Phasenkontrast-Bildgebung ist derselbe. Um die Abweichungen der Strahlen sichtbar zu machen, werden zwischen Röntgenquelle, Objekt (im Schema Patient) und Detektor verschiedene Gitter eingebaut. (vgl. Abb 3.2) [vgl. 39] Diese sind wie ein Streustrahlenraster aufgebaut, mit dem Unterschied, dass die Abstände zwischen den Lamellen deutlich feiner sind und somit nur 5-20 Mikrometer betragen. [vgl. 22, S.8]

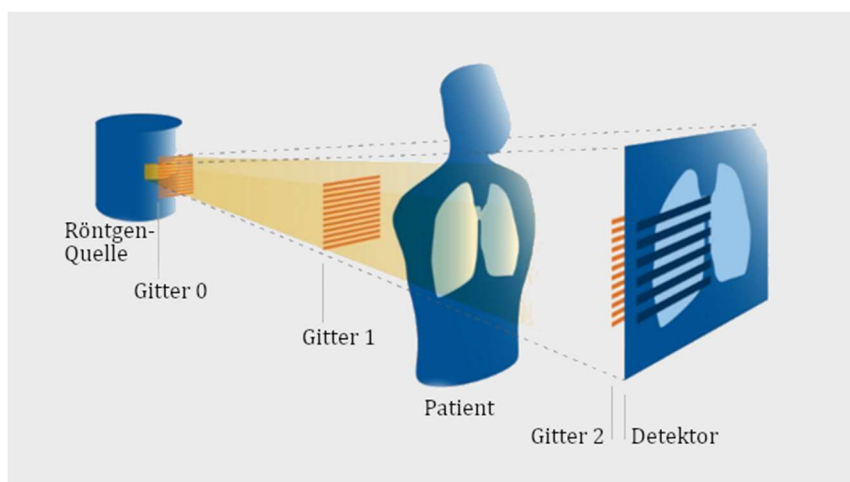


Abbildung 3.2: Schematischer Aufbau eines Geräts für die Phasenkontrast-Bildgebung [vgl. 39]

Gitter 1 wird als Referenzgitter oder Phasengitter bezeichnet. Fällt das Röntgenlicht durch das Gitter, so wird es an den Gitterspalten gebeugt und bildet Elementarwellen aus. Diese interferieren und bilden ein Interferenzmuster, dessen Linienabstand nur wenige Mikrometer beträgt. Da diese Linien zu dünn sind, um sie mit konventionellen Röntgendetektoren zu erfassen, wird das Gitter 2 eingebracht, welches als Analysator-Gitter bezeichnet wird. Dieses absorbiert die Linien und erzeugt breitere Linien, die vom Detektor erkannt werden können und das Röntgenbild überlagern. [vgl. 39]

Um das entstandene Bild zu analysieren, benötigt man ein Referenzbild. So kann ein Vergleich zwischen diesem und dem bei der Durchleuchtung des Objekts entstandenen Bildes gezogen werden. [vgl. 19]

Betrachtet man den Phasenkontrast, so wertet man die seitliche Verschiebung des Musters aus, die durch die Brechung entsteht. (vgl. Abb. 3.3) [vgl. 22, S.9]

Bei der Dunkelfeld-Bildgebung wird das am Objekt vorbeigehende Licht ausgeblendet und nur das von den Strukturen gestreute, deutlich schwächere Licht vom Detektor erfasst. [vgl. 19] Somit schwächt die Streuung das Interferenzmuster auf dem Detektor. Wird im Körper viel Licht durch die Streuung abgelenkt, so ist das Muster schwächer und der untersuchte Bereich erscheint heller. Das bedeutet, dass die Lichtintensität geringer ist, was durch eine niedrigere Amplitude angezeigt wird (vgl. Abb. 3.3). Im Interferenzbild schaut das Muster breiter und verschmierter aus. [vgl. 39]

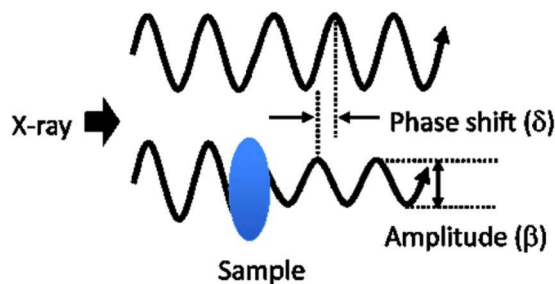


Abbildung 3.3: Phasenverschiebung (oben) und Amplitudenverringernung (unten) als Ergebnis der Phasenkontrast- und Dunkelfeld-Bildgebung [26, S.4]

Für diese Methode benötigt man qualitativ sehr hochwertiges Licht, welches sich parallel und phasengleich ausbreitet, also kohärent ist. Lange Zeit war dies nur mithilfe von Synchrotronen möglich. Für die Medizin möchte man kleinere und leichter einsetzbare Geräte entwickeln. Da konventionelle Röntgengeräte keine so reine Strahlung aussenden, nimmt man Gitter 0, welches Quellgitter genannt wird, zu Hilfe. Hiermit kann das Röntgenlicht so selektiert werden, dass nur ausreichend kohärentes Licht am Objekt ankommt. Dieses trägt effektiv zur Phasenverschiebung bei. [vgl. 19; vgl. 38]

Mit diesen Untersuchungsmethoden erhoffte man sich, vor allem in der Thorax-Radiographie und der Mammographie, schon früh krankhafte Veränderungen zu erkennen. Auch in der Früherkennung von Alzheimer kann die Phasenkontrast-Bildgebung zukünftig zum Einsatz kommen.

Eine sehr aktuelle Einsatzmöglichkeit ergibt sich durch die aktuelle Corona-Pandemie. Patienten erkranken hierbei häufig an einer Lungenentzündung. Wird diese durch Covid-19 verursacht, bilden sich in der Lunge Strukturen aus, deren Form zunächst an Watte oder Spinnweben erinnert. Diese breiten sich zunehmend in der Lunge aus und füllen sich mit Flüssigkeit. Durch die Veränderungen in der Lunge werden die Lungenbläschen geschädigt. „Die Streuung ist beispielsweise zwischen Luft und Gewebe besonders stark“, wird Prof. Pfeiffer zitiert. Die intakten, mit Luft gefüllten

Lungenbläschen lassen sich folglich gut von den Bereichen unterscheiden, in denen kollabierte oder mit Flüssigkeit gefüllte Lungenbläschen sind. Diese Bereiche sind in Dunkelfeld-Bildern gut zu erkennen. [vgl. 48] So kann bei Vorliegen anderer typischer Symptome mithilfe eines schonenden Röntgenverfahrens eine Covid-19-Erkrankung diagnostiziert werden. Mit konventionellen zweidimensionalen Bildern ist dies nicht eindeutig möglich. Hierbei benötigt man eine CT-Untersuchung, welche mehrere Bilder aufnimmt und daher eine deutlich höhere Strahlenbelastung zur Folge hat. [vgl. 55]

4 Innovative Röntgengeräte

EOSimaging verwendet in ihren Röntgengeräten EOS (erstmaliger Einsatz 2008) und EOSedge (erstmaliger Einsatz 2019) neue Technologien, die hier thematisiert werden. [vgl. 5] Die wissenschaftliche Grundlage, auf der das Röntgengerät EOS basiert, ist die „Particle Detector Technologie“, wofür Georges Charpak 1992 den Nobelpreis für Physik erhält. [vgl. 49] 2005 entwickeln der Biomediziner Prof. Wafa Skalli, der orthopädische Chirurg Prof. Jean Dubouset und der Radiologe Prof. Jacques de Guise zusammen mit Georges Charpak den ersten Prototypen. [vgl. 35] Ziel ist es Ganzkörperaufnahmen im Stehen anzufertigen, um die auf den Körper wirkende Gravitationskraft zu berücksichtigen sowie eine möglichst geringe Strahlenbelastung zu gewährleisten. [vgl. 6, S.1]

Während der Röntgenaufnahme steht der Patient in einer Kabine, die von zwei Röntgenröhren und zwei Detektoren umgeben ist. Die beiden Röntgenquellen stehen senkrecht zueinander und ihnen gegenüber befindet sich der zugehörige Detektor. Diese Anordnung befindet sich an einem vertikalen Tragarm, wodurch sie sich senkrecht bewegen lässt. So werden zwei, aus lateraler und frontaler Perspektive, simultane Aufnahmen gemacht. [vgl. 7, S.1]

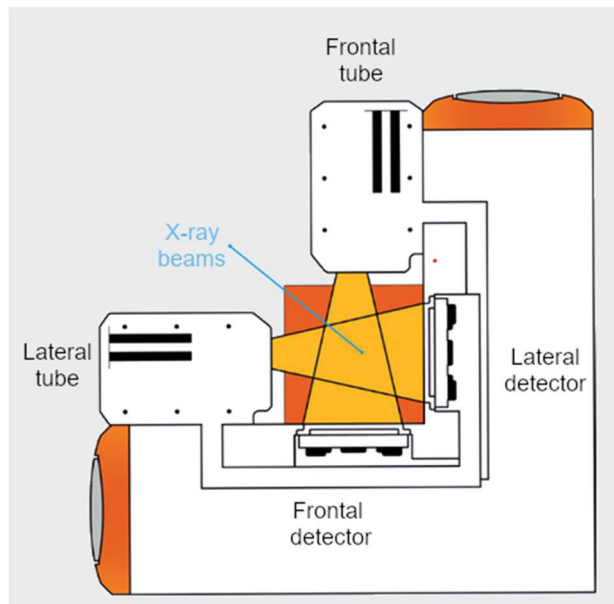


Abbildung 4.1: Draufsicht EOS Röntgengerät [vgl. 7, S.1]

4.1 Detektortechnologien

„Zu dieser Zeit erfolgte die Detektion mittels fotografischer Methoden, allerdings hat mich die Möglichkeit, Teilchen der Röntgenstrahlen einzeln zu detektieren, schon immer interessiert.“, so Georges Charpak.[6, S.1] Beide hier vorgestellten Detektoren ermöglichen eine direkte Umwandlung von Röntgenstrahlen in elektrische Signale.

Bei dem Gerät EOS wird dies mit einem linearen Teilchendetektor erreicht. Die Röntgenstrahlen fallen durch eine Aluminiumschicht in den mit Gas gefüllten Detektor ein. Diese Gasschicht absorbiert die Röntgenstrahlen und erzeugt Fotoelektronen und geladene Teilchen. In dem Detektor wird die Ladung durch eine Ladungslawine verstärkt. Hierzu wird ein Vieldrahtgitter eingebaut, an das Hochspannung angelegt wird. So entsteht ein abstimmbares E-Feld, welches zur Erzeugung der Ladungslawine benötigt wird. Durch das E-Feld werden die Elektronen zu den Mikrostreifenelektroden gelenkt. [vgl. 6, S.1] Dabei werden sie stark beschleunigt und stoßen andere Atome und Moleküle, die sich im Füllgas befinden, an und ionisieren diese, sodass auch sie neue Ladungsträger sind. [vgl. 31]. Sobald die Elektronen auf die Mikrostreifenelektroden treffen, wird ein Signalstrom produziert. Durch diese Ladungsverstärkung werden weniger Photonen gebraucht, um dieselbe Informationsdichte zu erzielen, die man auch bei einer Verwendung von den in 2.2 erwähnten Flachdetektoren mit direkter Konversion erhält. So wird die Strahlenbelastung verringert.

In dem Gerät EOSedge wird ein Photonenzähldetektor verbaut, welcher das Rauschen, das durch die Streustrahlung entsteht, stark reduziert. Der Detektor ist hierbei ein CdTe-CMOS Hybrid Sensor, welcher auf der Halbleitertechnologie basiert. Die CdTe Umformungsschicht befindet sich direkt am CMOS ASIC. Jedes CdTe-Pixel ist direkt an einen elektronischen Kanal des ASIC gebunden. Dieser elektronische Kanal besteht aus einem rauscharmen Verstärker, einem Schwellenwert-Diskriminator und einer Zählskala. So kann jede Röntgenphotoneninteraktion bei einem niedrigen Grenzwert berechnet werden. Der Detektor hat ein limitiertes Rauschmaß. [vgl. 7, S.3] Wie bereits in 2.2 erwähnt, hat Streustrahlung eine größere Wellenlänge als direkte Röntgenstrahlung. Aus $p = \frac{h}{\lambda}$ folgt, dass bei einer größeren Wellenlänge der Impuls kleiner wird. Diese kleinen Impulse befinden sich unter dem Grenzwert und werden somit im endgültigen Bild nicht aufgezeichnet.

4.2 Technologie zur Reduktion der Streustrahlung

Herkömmliche 2D-Detektoren wie Röntgenfilme, CR- oder DR-Systeme empfangen die Röntgenstrahlen konisch, also kegelförmig, und erfassen so auch die Streustrahlung. Diese kann bis zu 80% der empfangenen Strahlung ausmachen und sorgt für eine schlechtere Bildqualität. Im konventionellen Röntgen werden Streustrahlenraster eingebaut, um diesen Effekt zu vermeiden. Dies hat zur Folge, dass auch 50-60% der direkten Strahlung nicht vom Detektor erfasst werden. Mithilfe des Slot-Scan-Verfahrens kann ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis ohne die Verwendung eines Streustrahlenrasters erreicht werden. Der aus der Röntgenröhre austretende Strahl wird hierbei stark kollimiert, was in diesem Fall bedeutet, einen sehr dünnen und fächerförmigen Strahl zu erzeugen. Dieser muss sich zu jedem Zeitpunkt genau auf der Höhe des Eingangsschlitzes des Detektors befinden. So werden nur direkt einfallende Röntgenphotonen detektiert und man erhält ein deutlich klareres Bild. [vgl. 6, S.1]

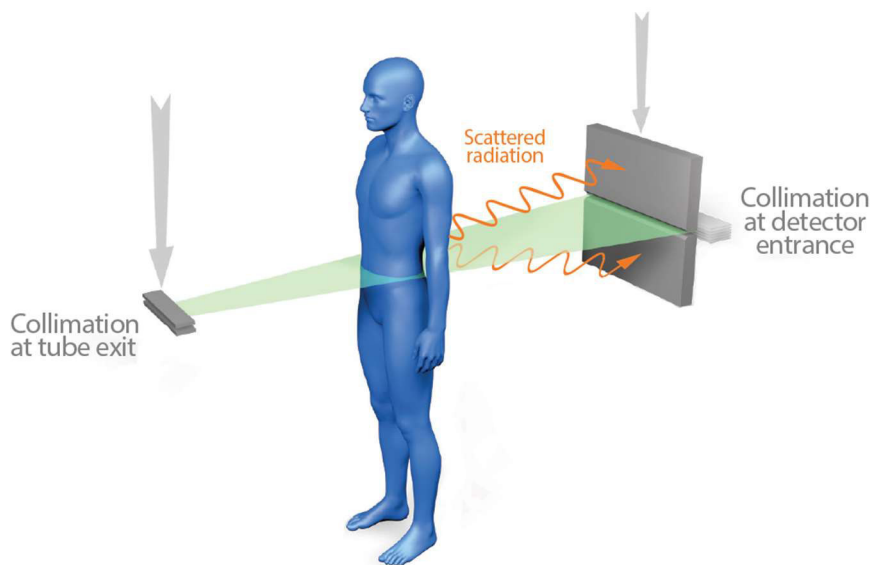


Abbildung 4.2: Darstellung des Slot-Scan Verfahrens [7, S.2]

Zudem hat eine zu weit entfernte Positionierung des Patienten vom Detektor keine negativen Auswirkungen auf das Röntgenbild. Da der Strahl horizontal auseinandergeht, wird das Bild seitlich verzerrt. Dies kann allerdings im Nachhinein durch das Überlagern des frontalen und lateralen Bildes korrigiert werden. Im konventionellen Röntgen hat man einen kegelförmig auseinandergehenden Strahl. Somit werden alle Bereiche, die dezentral vom Brennpunkt⁶ liegen, verzerrt dargestellt. (vgl. Abb. 4.3) [vgl. 7, S.2]

⁶ Schnittstelle des Elektronenstrahlbündels mit der Anodenoberfläche

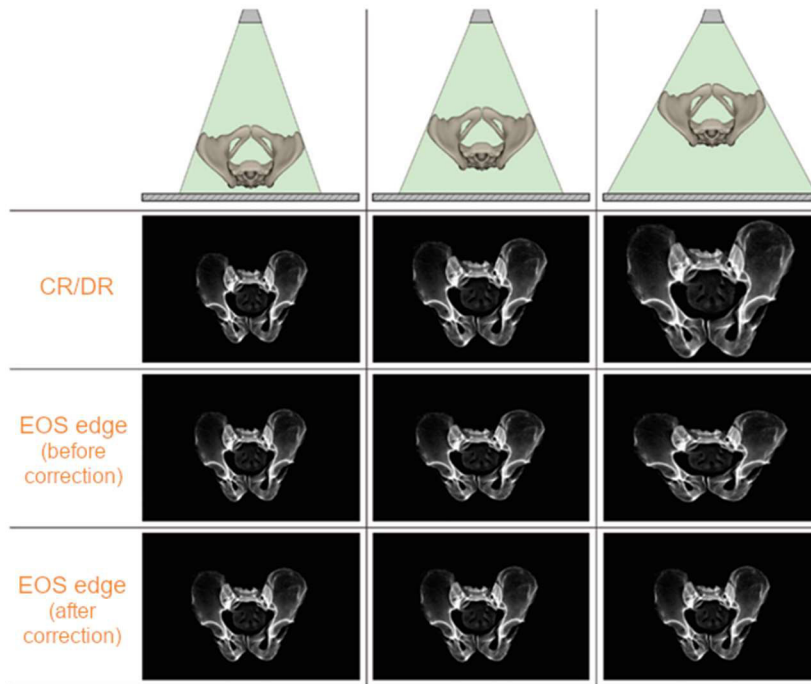


Abbildung 4.3: Auswirkungen der Positionierung des Objekts auf das Röntgenbild in Abhängigkeit der verschiedenen Systeme [7, S.2]

4.3 Technologien zur Verringerung der Strahlenbelastung

Bei der Flex Dose Technologie handelt es sich um eine verbesserte Variante der Automatic Exposure Control. In der konventionellen digitalen Radiographie wird AEC eingesetzt, um eine passende Dosis zu verwenden, die an die Morphologie des Körpers eines jeden Patienten individuell angepasst wird und so niedrig wie möglich ist. Dabei messen hinter dem Patienten befindende Akkumulatoren, die Dosis und sorgen für das Stoppen der Aussendung der Röntgenstrahlen, nachdem eine bestimmte Zieldosis erreicht wurde. Die Dosis kann nur in Bereichen angepasst werden, in welchen die Röntgenquelle sich auf einer Höhe mit den AEC Akkumulatoren befindet. Flex Dose variiert zudem die Dosis während des Scans. Dazu werden drei Schritte benötigt. Zunächst wird ein „Scout view“ angefertigt. Dies ist eine Röntgenaufnahme mit einer Strahlenbelastung von $7 \mu\text{Gy}$, die in etwa der natürlichen Strahlenbelastung von einem Tag auf der Erde entspricht. Mit diesen Informationen können die Dicken der betroffenen Körperstellen berechnet werden. So werden die optimalen Aufnahmeparameter bestimmt. Mit diesen wählt eine Software automatisch das optimale Röntgenspektrum und die Scangeschwindigkeit aus, um die Aufnahmedauer möglichst kurz zu halten. Zudem wird die Röhrenspannung berechnet und für jede Dicke die Stromstärke in der Röntgenröhre so gewählt, dass ein bestimmtes Zielsignal bei der Hauptaufnahme erreicht

wird. In dieser wird schlussendlich das Röntgenbild mit den errechneten Parametern aufgenommen. Das Ergebnis ist ein Röntgenbild mit konstanter Qualität, welches keine Einbußen an dickeren Körperstellen vorweist. [vgl. 7, S.5]

Zusätzlich wird die Technologie der Time Delation Summation verwendet. Mit dieser kann man Objekte schnell erfassen und durch eine verkürzte Scandauer die Strahlenbelastung vermindern. Während einer Röntgenaufnahme bewegt sich ein Detektor mit beispielsweise vier Photodioden die ganze Zeit über und erfasst währenddessen von jeder Körperstelle vier Bilder. Die Informationen der vier Photodioden werden zu einem Bild verarbeitet. [vgl. 7, S.4]

Die Micro Dose Technologie wird vor allem eingesetzt, um skelettale Deformationen abzubilden und deren Verlauf zu beobachten. Hierbei muss man häufig Röntgenbilder aufnehmen, wobei eine geringe Dosis wichtig ist. Das Verfahren basiert auf Pixel-Binning. Das bedeutet: Mehrere Pixel werden zu einem zusammengefasst. EOSimaging verwendet binning 3x3. Die Informationen aus 9 Pixeln werden somit in einem komprimiert. Dies verschlechtert die Bildauflösung, ermöglicht aber gleichzeitig eine geringere Strahlendosis. [vgl. 7, S.6]

5 Röntgenstrahlen als Gesundheitsrisiko

Zu Beginn der Röntgenuntersuchungen, beträgt die Strahlenbelastung das zehnbiszwanzigtausendfache im Vergleich zu heutigen Untersuchungen. [vgl. 37, S.53] Bereits nach ungefähr einem halben Jahr nach der Entdeckung der Röntgenstrahlen, veröffentlicht die „Deutsche Medicinische [sic!] Wochenschrift“ am 9. Juli 1896: „Es dürfe wohl noch nicht allgemein bekannt sein, dass die so viel besprochenen X-Strahlen die Eigenschaft besitzen, ähnlich den Sonnenstrahlen, die Haut zu verbrennen.“ [14, S.2, Folie 4]

5.1 Strahlenschutz heutzutage

Bei Röntgenstrahlung handelt es sich um ionisierende Strahlung, deren Verwendung deterministische sowie stochastische Schäden zur Folge haben kann. [vgl. 21]

Deterministische Schäden entstehen, wenn bei einer kurzzeitigen Strahlenexposition ein gewisser Dosiswellenbereich überschritten wird. Da hier bereits kurze Zeit nach der Bestrahlung Schäden auftreten, gilt es diese zu verhindern. Erfolgt allerdings eine gleichmäßige Strahlenexposition mit einer geringen Energiedosis über viele Jahre

hinweg, bleiben deterministische Schäden aufgrund der natürlichen Regeneration der Organe aus. Das Eintreten von stochastischen Schäden hingegen kann nicht mit Sicherheit vorhergesagt werden und entsteht durch zufällig ausgelöste Strahlenschäden in Körperzellen. Die Latenzzeit⁷ und der Verlauf der Erkrankung sind abhängig von dem betroffenen Organ und den Abwehrkräften des Organismus. Die Dosis bestimmt nur die Wahrscheinlichkeit, dass ein Schaden eintritt. [vgl. 15, S.80-83]

Um alle Betroffenen so gut wie möglich zu schützen, müssen die drei Grundsätze Rechtfertigung, Dosisbegrenzung und Optimierung beachtet werden. [vgl. 11, S.13, §2a-c] Die Rechtfertigung besagt, dass ein angemessener⁸ Nutzen für den Einzelnen oder die Gesellschaft vorliegt. Die Dosisbegrenzung legt bestimmte und unterschiedliche Grenzwerte für die Bevölkerung und beruflich strahlenexponierte Personen fest. Mit dem Grundsatz der Optimierung möchte man jede unnötige Strahlenbelastung vermeiden. Hierbei verwendet man das As Low As Reasonably Achievable -Prinzip. [vgl. 21]

Um diese Grundsätze zu erreichen, werden Strahlungsmessungen durchgeführt. Zum einen misst man Personendosen zum anderen Ortsdosen. [vgl. 15, S.135, S.144] Zudem sorgt man für einen Schutz vor Strahlungsfeldern, indem man Strahlungsquellen mit kleiner Quellstärke verwendet und auf eine kurze Aufenthaltsdauer im Strahlungsfeld achtet. Außerdem müssen ein großer Abstand zur Strahlungsquelle gewährt und Abschirmwände verwendet werden. [vgl. 15, S.207]

5.2 Superman und Strahlenschutz

Superman wird gerne als der erste echte Superheld bezeichnet. Eine seiner Kräfte ist sein Röntgenblick. [vgl. 25] Das vorherige Kapitel zeigt jedoch, dass Röntgenstrahlen auch ein gesundheitliches Risiko darstellen, weshalb die Frage aufkommt, wie sehr Superman seinen Mitmenschen durch den Einsatz seines Röntgenblickes schadet.

⁷ Zeit zwischen Bestrahlung und Eintreten der strahlenbedingten Erkrankung

⁸ Gesundheitlicher Schaden soll geringer als der Nutzen sein

Um die Ortsdosisleistung ohne Schwächung der Röntgenstrahlung im Bereich des Nutzstrahlenbündels näherungsweise zu berechnen, verwendet man die Formel:

$$\dot{H}_0 = \Gamma_x \cdot \frac{i}{r^2} \tag{5.1}$$

i gibt die Stromstärke in der Röntgenröhre an und r den Abstand zwischen Röntgenquelle und dem bestrahlten Objekt. Γ_x ist die Dosisleistungskonstante, welche von der Spannung der Röntgenröhre und den konstruktiven Merkmalen der Strahlungsquelle abhängt. [vgl. 15, S.211] Um die Dosisleistungskonstante zu bestimmen spielt die eingebaute Filterung in der Röhre eine wichtige Rolle. [vgl. 46]. Als Beispiel dient eine Szene aus der Serie Smallville, die Supermans, bzw. damals noch Clark Kents, Jugend begleitet. Im Folgenden wird sich auf Folge sechs aus Staffel zwei und die Szene, in der Clark sich in der Aula der Schule befindet und seinen Röntgenblick zur Bühne richtet, bezogen [vgl. 1, 00:33:44-00:34:09]

Um den Wellencharakter der Röntgenstrahlung vernachlässigen zu können, wird die Annahme getroffen, dass es sich bei den Röntgenstrahlen, die aus beiden Augen kommen, um nur eine Quelle handelt.

Während des Einsatzes des Röntgenblicks befindet sich Clark auf Höhe der Reihe G. Der Abstand zwischen zwei Rückenlehnen beträgt 65 cm. Bis zur Rückenlehne der Reihe A sind es 6 Abstände, woraus folgt: $6 \cdot 65 \text{ cm} = 390 \text{ cm}$. Der Abstand zwischen den Sitzen der Reihe A und der Bühne beläuft sich auf schätzungsweise 1,50 m. Ein typischer Wert für die Bühnentiefe ist 5 m. Die Bühne wird vom Bühnenhinterraum durch eine Leinwand getrennt, hinter der sich die bestrahlte Frau in etwa einem Meter Abstand befindet. Durch die Addition aller angenommenen Entfernungen, ($3,90 \text{ m} + 1,50 \text{ m} + 5,0 \text{ m} + 1,0 \text{ m}$) erhält man einen Abstand von 11,40 m zwischen der Quelle (Clark) und der bestrahlten Frau.

Aus der Strahlenart lassen sich Rückschlüsse über die verwendete Spannung ziehen. Weiche Strahlung ist energieärmer und wird durch Gewebe stark absorbiert, wobei die Absorption in erster Linie von der Ordnungszahl abhängt. So können feinste Gewebeunterschiede sichtbar

Tabelle 5.1: Zusammenhang von Spannung und Strahlungsart [eigene Darstellung, in Anlehnung an 52, S.11]

5-20 kV	Überweiche Strahlung
20-60 kV	Weiche Strahlung
60-100 kV	Mittelharte Strahlung
100-250 kV	Harte Strahlung

gemacht werden. Harte Strahlung ist energiereicher, was ein leichteres Durchdringen von Gewebe ermöglicht. Die Absorption hängt hier vor allem von der Dichte ab. [vgl. 16]. Clark verwendet anfangs weiche Strahlung, da er zunächst nur Objekte durchleuchtet, die er direkt vor sich sieht. Die Materialien absorbieren viel Strahlung (typisch für weiche Strahlung), sodass er nicht durch sie hindurchschauen kann. Anschließend wählt er harte Strahlung, da all die Objekte, die sich auf der Bühne vor der Leinwand und somit vor der durchstrahlten Frau befinden, leicht durchdrungen werden. Um die beiden verwendeten Strahlenarten zusammenzufassen und das Röntgenereignis als eins betrachten zu können, wird die Annahme getroffen, dass es sich um mittelharte Strahlung mit einer Spannung von 80kV handelt.

Die Vorschrift für die bereits erwähnte Filterung der Röntgenröhre ist für einen Erwachsenen ein 2,5 mm Aluminium-Äquivalent. [vgl. 46] Mit dieser Filterung und einer Spannung von 80 kV ergibt sich aus dem Anhang 6.1 eine Dosisleistungskonstante von $3,5 \cdot 10^{-1} \frac{\text{Sv}\cdot\text{m}^2}{\text{mA}\cdot\text{h}}$. [vgl. 15, S.433]

Für die Stromstärke wird von 200 mA ausgegangen, basierend auf den Daten eines angefertigten Röntgenbildes, bei dem die verwendete Spannung 83 kV beträgt und somit mit dem für die Spannung angenommenen Wert vergleichbar ist. (vgl. Anhang 6.2)

Aus (5.1) ergibt sich für die Ortsdosisleistung ohne Schwächung:

$$\dot{H}_0 = 3,5 \cdot 10^{-1} \frac{\text{Sv}\cdot\text{m}^2}{\text{mA}\cdot\text{h}} \cdot \frac{200 \text{ mA}}{(11,40 \text{ m})^2}$$

$$\dot{H}_0 = \frac{1750 \text{ Sv}}{3249 \text{ h}}$$

Um die Schwächung durch die Leinwand mitzuberücksichtigen, wird die Formel

$$\dot{H} = \dot{H}_0 \cdot e^{-\mu \cdot d} \tag{5.2}$$

verwendet. [vgl. 14, S. 13, Folie 26] μ ist der lineare Schwächungskoeffizient, der sich aus dem Produkt aus dem Massenschwächungskoeffizienten $\frac{\mu}{\rho}$ und der Materialdichte ρ berechnet. [vgl. 53, S.7] Die Dicke des Materials wird durch d angegeben. Es wird angenommen, dass die Leinwand aus Polyvinylchlorid besteht und 0,5 mm dick ist. Der Massenschwächungskoeffizient hängt vom Material und der Photonenenergie ab,

wobei hier von der Maximalenergie ausgegangen wird. Mit der Formel (2.3) berechnet sich diese aus

$$E_{max} = e \cdot U_B$$

$$E_{max} = e \cdot 80 \text{ kV} = 80 \text{ keV}$$

$$E_{max} = 0,08 \text{ MeV.}$$

So ergibt sich aus dem Anhang 6.3 für

$$\frac{\mu}{\rho} = 2,298 \cdot 10^{-1} \frac{\text{cm}^2}{\text{g}} \quad [32, \text{Table 4, Polyvinyl Chlorid}]$$

Die Dichte von PVC beläuft sich auf ein Spektrum von $1,37 \frac{\text{g}}{\text{m}^3}$ bis $1,44 \frac{\text{g}}{\text{m}^3}$ woraus sich ein Mittelwert von $1,405 \frac{\text{g}}{\text{m}^3}$ berechnen lässt. [vgl. 8, S.106]

Somit ergibt sich für

$$\mu_{PVC} = 2,298 \cdot 10^{-1} \frac{\text{cm}^2}{\text{g}} \cdot 1,405 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3} = 0,322869 \frac{1}{\text{cm}}$$

$$\mu_{PVC} = 32,2869 \frac{1}{\text{m}}$$

Mit (5.2) kann jetzt die Ortsdosisleistungskonstante berechnet werden, welche die Schwächung durch die Leinwand berücksichtigt.

$$\dot{H} = \frac{1750 \text{ Sv}}{3249 \text{ h}} \cdot e^{-32,2869 \frac{1}{\text{m}} \cdot 5 \cdot 10^{-4} \text{ m}}$$

$$\dot{H} = 0,5300017775 \frac{\text{Sv}}{\text{h}}$$

Aus der Ortsdosisleistung lässt sich mithilfe der bestrahlten Zeit die Ortsdosis berechnen.

$$H = \dot{H} \cdot t \quad [\text{vgl. 13, Folie 6}] \quad (5.3)$$

Seinen Röntgenblick setzt Clark ein, als er zum Zeitpunkt 00:34:00 seine Augen zusammenkneift. Im Moment 00:34:06 wird das Aussenden von Röntgenstrahlung beendet, als er seine Augen aufreißt. [vgl. 1, 00:34:00-00:34:06] Somit ergibt sich eine Dauer von sechs Sekunden oder $\frac{1}{600} \text{ h}$.

Für die Ortsdosis ergibt sich aus (5.3) somit:

$$H = 0,5300017775 \frac{\text{Sv}}{\text{h}} \cdot \frac{1}{600} \text{ h}$$

$$H = 8,833362958 \cdot 10^{-4} \text{ Sv}$$

Mit dieser Ortsdosis lässt sich die effektive Dosis E berechnen. Diese gibt das Strahlenrisiko für den gesamten Körper unter Berücksichtigung der Empfindlichkeit der einzelnen Organe an. [vgl. 15, S.72]

$$E = H \cdot f_k \quad [\text{vgl. 12, S.37}] \quad (5.4)$$

Durch H wird die Ortsdosis, die bei der durchleuchteten Frau ankommt, beschrieben, also hier die von der Leinwand geschwächten Dosis. Da es sich in dem gewählten Beispiel um eine Ganzkörperexposition handelt, kann der Konversionsfaktor f_k aus Anhang 6.1.2 verwendet werden. Es handelt sich um ein paralleles Feld (PAR), da der Abstand von der Quelle zur Person größer als 2,5 m ist. Zudem erfolgt die Bestrahlung von der linken Seite. Daher ist die Kurve PAR.LLAT aus dem Anhang 6.2.1 zu berücksichtigen. [vgl. 12, S.35-38] Mit einer Photonenenergie von 0,08 MeV ergibt sich daher ein Konversionsfaktor von 0,4.

Aus der Formel (5.4) ergibt sich nun für die effektive Dosis:

$$E = 8,833362958 \cdot 10^{-4} \text{ Sv} \cdot 0,4$$

$$E = 3,533345183 \cdot 10^{-4} \text{ Sv}$$

$$E \approx 0,35 \text{ mSv}$$

Dies entspricht in etwa der Strahlenbelastung einer Röntgenaufnahme der Brustwirbelsäule in 2 Ebenen ($E = 0,2 - 0,5 \text{ mSv}$). [vgl. 17, S.12] Interessant ist dabei, dass der Wert der effektiven Dosis in einer realistischen Größenordnung liegt. Hierbei ist allerdings zu berücksichtigen, dass es sich um nur ein Beispiel handelt und somit keine allgemeine Aussage getroffen werden kann.

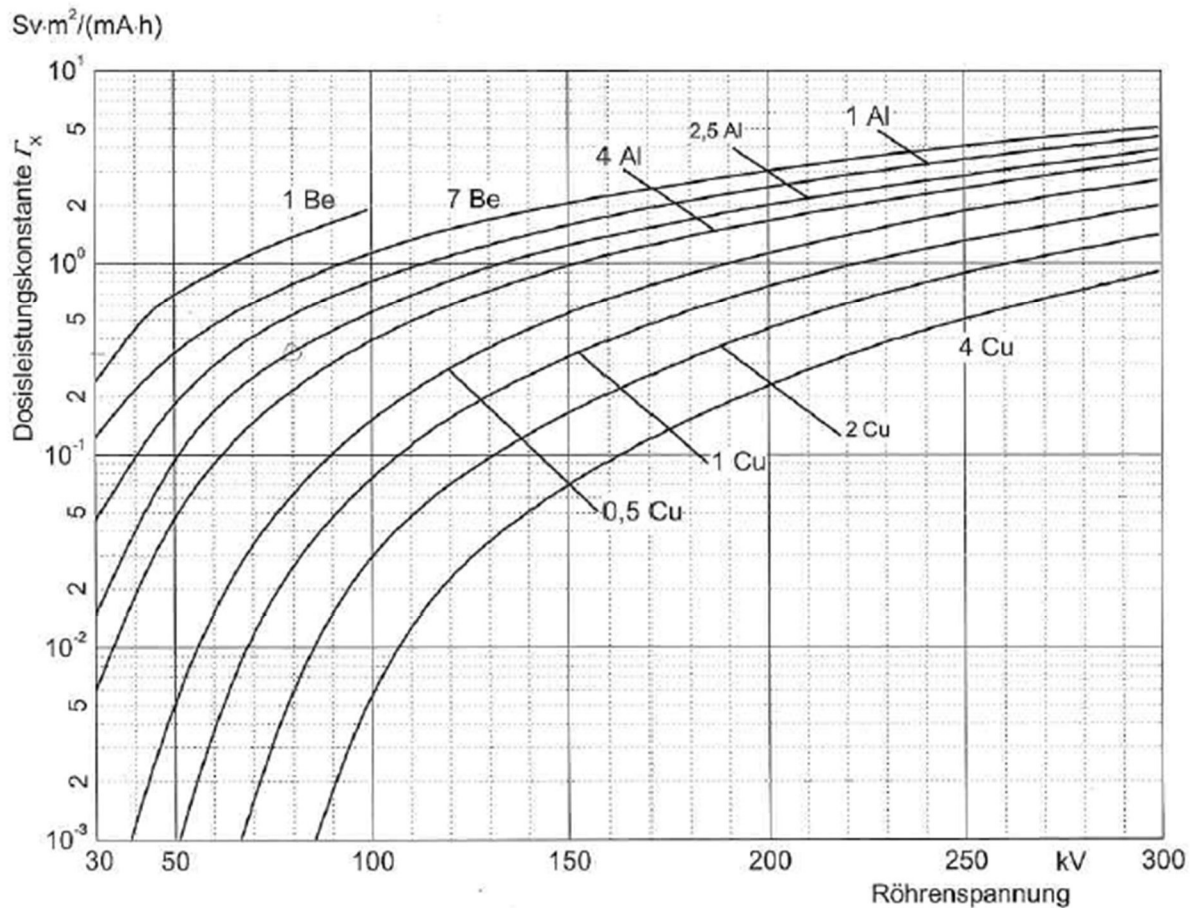
5.3 Kann Superman als Held angesehen werden?

Superman kann Dinge, wovon die Menschen nur träumen können. Mit unseren Augen können wir sehen, aber keinen Röntgenblick erzeugen. So stellt sich die Frage, ob Superman vor 82 Jahren schon das konnte, was die Wissenschaft heute noch entwickelt. Da 1912 vor dem Entstehungsjahr Supermans liegt, ist die Erkenntnis, dass es sich bei Röntgenstrahlung um elektromagnetische Wellen handelt, der Menschheit zuzuschreiben. Auch die Tatsache, dass Superman Röntgenbilder erzeugt, die aufgrund der Teilchencharakteristik der Strahlung entstehen, lässt darauf schließen, dass er nicht mehr weiß als die Wissenschaft des 20. Jahrhunderts. Neue Darstellungsarten wie Dunkelfeld- und Phasenkontrastaufnahmen werden von ihm nie verwendet. So hat Superman auch in der aktuellen Corona-Pandemie nur wenig Chancen mit seinem Röntgenblick Erkrankte zu diagnostizieren. Mit diesem beobachtet er keine Bewegungen innerhalb von Atomen und Molekülen. Daher ist er kein Wegbereiter der Attosekunden-Technologie. Diese steht aktuell noch am Beginn ihrer medizinischen Relevanz. In den kommenden Jahren wird sich dies im Angesicht der intensiven Forschungen am Hamburger XFEL, wahrscheinlich ändern. Betrachtet man allerdings die Strahlenbelastung, welche die Menschen in Supermans Umgebung erfahren, so erzielt er im Beispiel aus 5.2 gute Ergebnisse. In den Röntgengeräten der Firma EOSimaging sind viele Technologien verbaut, die eine geringere Strahlenbelastung ermöglichen. So kommt man auf eine Strahlenbelastung von 550 μSv bei der Aufnahme der gesamten Wirbelsäule eines Erwachsenen. [vgl. 4] Superman hingegen kann den Wert unterschreiten und erzielt einen Wert von 350 μSv und durchstrahlt hiermit einen gesamten Körper. Es bleibt aber festzuhalten, dass jede unnötige Strahlenbelastung das Risiko im Laufe seines Lebens an einem stochastischen Strahlenschaden zu erkranken erhöht. Die Belastung in dem Superman-Beispiel aus 5.2 ist relativ gering, allerdings nicht zu vernachlässigen. Ob diese Tatsache Superman seinen Heldencharakter nimmt, muss jeder selbst entscheiden. Es ist aber zu berücksichtigen, dass er sowie die Wissenschaft, Röntgenstrahlen in erster Linie einsetzen, um den Menschen zu helfen.

6 Anhang

6.1 Anhang 1: Diagramme

6.1.1 Diagramm Dosisleistungskonstante



15.20: Dosisleistungskonstante^a T_x für Röntgenstrahlung im Nutzstrahlenbündel von Röntgenröhren in Abhängigkeit von Röhrenspannung und Filterung [ssk00a, zha94]

^a Bezugsdosis ist die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$

- Die Werte beziehen sich auf Messungen in 1 m Abstand vom Fokus in Luft
- Kurvenparameter: Gesamtfilterung in mm

[14, S.433]

6.1.2 Diagramm Konversionsfaktor

Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körper-Äquivalentdosen bei äußerer Strahlenexposition

37

Effektive Dosis (ICRP 2007)

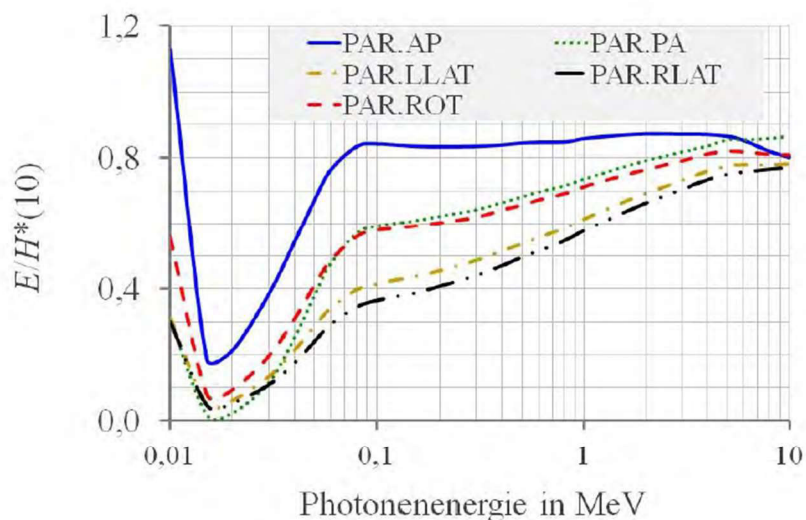


Abb. 3.6: Verhältnis von effektiver Dosis E zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT.

Tab.3.7: Korrektionsfaktoren k_k für die effektive Dosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für effektive Dosis		
0	1,0	1,0	1,0
1	1,1	1,1	1,0
1,5	1,2	1,1	1,1

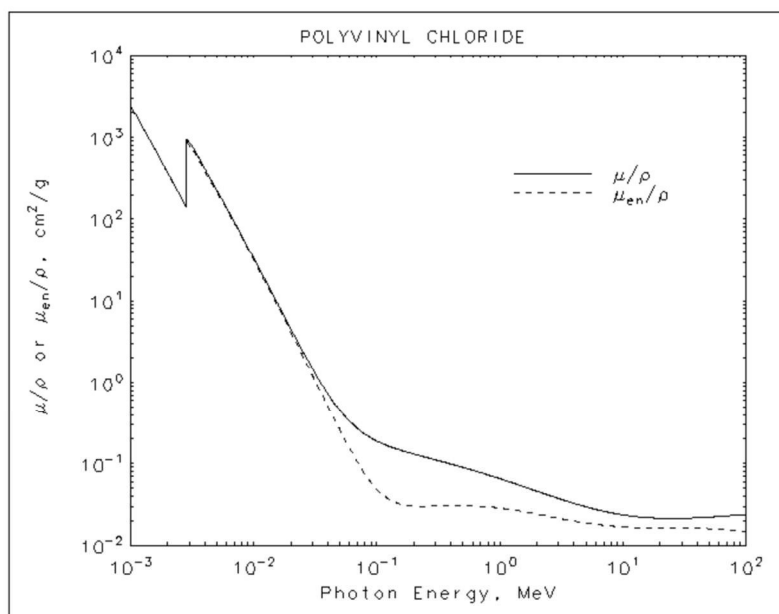
Anmerkung: Da sich die effektive Dosis aus Dosen in über den gesamten Körper verteilten Organen ermittelt, lassen sich einheitliche Korrektionsfaktoren für divergente Photonenstrahlungsfelder nur mit großem Aufwand bestimmen. Darauf wurde hier verzichtet, auch im Hinblick auf die geringe erwartete Abhängigkeit vom Quelle-Haut- und Quelle-Boden-Abstand. Die

6.2 Anhang 2: Röntgenbild



[Röntgenbild Nele Sierig, 05.08.2019]

6.3 Anhang 3: Tabelle Massenschwächungskoeffizient

Polyvinyl Chloride
HTML table format

Energy (MeV)	μ/ρ (cm ² /g)	μ_{en}/ρ (cm ² /g)
1.00000E-03	2.457E+03	2.454E+03
1.50000E-03	8.235E+02	8.214E+02
2.00000E-03	3.727E+02	3.709E+02
2.82240E-03	1.424E+02	1.408E+02
2.82240E-03	9.701E+02	8.960E+02
3.00000E-03	8.702E+02	8.068E+02
4.00000E-03	4.137E+02	3.902E+02
5.00000E-03	2.287E+02	2.177E+02
6.00000E-03	1.395E+02	1.335E+02
8.00000E-03	6.276E+01	6.032E+01
1.00000E-02	3.340E+01	3.206E+01
1.50000E-02	1.045E+01	9.864E+00
2.00000E-02	4.578E+00	4.188E+00
3.00000E-02	1.491E+00	1.226E+00
4.00000E-02	7.300E-01	5.111E-01
5.00000E-02	4.559E-01	2.622E-01
6.00000E-02	3.325E-01	1.555E-01
8.00000E-02	2.298E-01	7.477E-02
1.00000E-01	1.887E-01	4.852E-02
1.50000E-01	1.486E-01	3.240E-02
2.00000E-01	1.308E-01	3.015E-02
3.00000E-01	1.110E-01	3.023E-02
4.00000E-01	9.867E-02	3.056E-02
5.00000E-01	8.981E-02	3.057E-02
6.00000E-01	8.293E-02	3.036E-02
8.00000E-01	7.271E-02	2.957E-02
1.00000E+00	6.532E-02	2.858E-02
1.25000E+00	5.840E-02	2.729E-02
1.50000E+00	5.320E-02	2.609E-02
2.00000E+00	4.587E-02	2.408E-02
3.00000E+00	3.738E-02	2.140E-02
4.00000E+00	3.261E-02	1.977E-02
5.00000E+00	2.959E-02	1.873E-02
6.00000E+00	2.754E-02	1.803E-02
8.00000E+00	2.500E-02	1.720E-02
1.00000E+01	2.356E-02	1.676E-02
1.50000E+01	2.192E-02	1.633E-02
2.00000E+01	2.139E-02	1.622E-02

Polyvinyl Chloride
ASCII format

Energy (MeV)	μ/ρ (cm ² /g)	μ_{en}/ρ (cm ² /g)
1.00000E-03	2.457E+03	2.454E+03
1.50000E-03	8.235E+02	8.214E+02
2.00000E-03	3.727E+02	3.709E+02
2.82240E-03	1.424E+02	1.408E+02
2.82240E-03	9.701E+02	8.960E+02
3.00000E-03	8.702E+02	8.068E+02
4.00000E-03	4.137E+02	3.902E+02
5.00000E-03	2.287E+02	2.177E+02
6.00000E-03	1.395E+02	1.335E+02
8.00000E-03	6.276E+01	6.032E+01
1.00000E-02	3.340E+01	3.206E+01
1.50000E-02	1.045E+01	9.864E+00
2.00000E-02	4.578E+00	4.188E+00
3.00000E-02	1.491E+00	1.226E+00
4.00000E-02	7.300E-01	5.111E-01
5.00000E-02	4.559E-01	2.622E-01
6.00000E-02	3.325E-01	1.555E-01
8.00000E-02	2.298E-01	7.477E-02
1.00000E-01	1.887E-01	4.852E-02
1.50000E-01	1.486E-01	3.240E-02
2.00000E-01	1.308E-01	3.015E-02
3.00000E-01	1.110E-01	3.023E-02
4.00000E-01	9.867E-02	3.056E-02
5.00000E-01	8.981E-02	3.057E-02
6.00000E-01	8.293E-02	3.036E-02
8.00000E-01	7.271E-02	2.957E-02
1.00000E+00	6.532E-02	2.858E-02
1.25000E+00	5.840E-02	2.729E-02
1.50000E+00	5.320E-02	2.609E-02
2.00000E+00	4.587E-02	2.408E-02
3.00000E+00	3.738E-02	2.140E-02
4.00000E+00	3.261E-02	1.977E-02
5.00000E+00	2.959E-02	1.873E-02
6.00000E+00	2.754E-02	1.803E-02
8.00000E+00	2.500E-02	1.720E-02
1.00000E+01	2.356E-02	1.676E-02
1.50000E+01	2.192E-02	1.633E-02
2.00000E+01	2.139E-02	1.622E-02

[32, Table 4, Polyvinyl Chlorid]

7 Literaturverzeichnis

7.1 Filme

1. Beeman, G. (Regisseur) (2003). Smallville. Redux (Ich atme ein, die Jugend dein!) [Serie]. USA, Kanada: Tollin/Robbins Productions, Millar Gough Ink, DC Comics, Warner Bros Television.
2. Snyder, Z. (Regisseur) (2013). Man of Steel [Film]. USA, UK: Warner Bros., Legendary Entertainment, Syncopy, DC Comics, DC Entertainment.

7.2 Gedruckte Quellen

3. Becker, S. u.a. (Grehn, J.; Krause, J.) (2010) Metzler Physik 12. Ausgabe Bayern. 1. Aufl. Braunschweig: Westermann Schroedel Schöningh Winklers. ISBN: 9783507107076.
4. EOS imaging (2018) Dosis Vergleich.
5. EOS imaging (2020) EOS imaging gibt die erste EOSedge™ Installation in Deutschland bekannt.
6. EOS imaging. (2019) EOS Detektortechnologie. Nobelpreis-prämierte Detektortechnologie ermöglicht neuartigen Ansatz in der diagnostischen Bildgebung.
7. EOS imaging. (2020) EOSedge™: DOSE OPTIMIZATION TECHNOLOGY INSIGHTS IN MUSCOLOSKELETAL IMAGING.
8. Hellerich, W; Harsch, G; Baur, E.; (2010) Werkstoff-Führer Kunststoffe. 10. Aufl. München, Wien: Carl Hanser Verlag. ISBN: 9783446425729.
9. Kütterer, G. (2005) Ach, wenn es doch ein Mittel gäbe, den Menschen durchsichtig zu machen wie eine Qualle!. Die Röntgentechnik in ihren ersten beiden Jahrzehnten- ein besonders faszinierendes Stück Medizin- und Technikgeschichte, dargestellt in Zitaten. 1. Aufl. Norderstedt: Books on Demand ISBN: 3-8334-2093-6.
10. Meschede, D. (2015). Gerthsen Physik. 25. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag. DOI: 10.1007/978-3-662-45977-5.
11. Peinsipp, N.; Roos, G.; Weimer, G. (2016) Röntgenverordnung-RöV. 7. Aufl. Landsberg am Lech: ecomed. ISBN: 9783609619552.
12. Sarenio, O. (Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit) (2017) Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körper-

Äquivalentdosen bei äußerer Strahlenexposition. 3. Aufl. Paderborn: Bonifatius.
ISBN: 9783943422436.

13. Täschner, M. (2007) Schutzmaßnahmen gegen Strahlungsfelder
14. Vahlbruch, J.-W. (2007) Dosisbegriffe.
15. Vogt, H.-G.; Schultz H. (2007) Grundzüge des praktischen Strahlenschutzes. 4. Aufl. München, Wien: Carl Hanser Verlag.

7.3 Internetquellen

16. Amboss (2020) Röntgen. <https://www.amboss.com/de/wissen/R%C3%B6ntgen>. Abgerufen am: 31.08.2020.
17. Bartholomäus, M. (Bundesamt für Strahlenschutz). (2018). Röntgen: Nutzen und Risiko - mit Röntgenpass. 11. Aufl. <http://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/broschueren/ion/bro-roentgen-nutzen-risiko.pdf?blob=publicationFile&v=8>. Abgerufen am: 05.09.2020.
18. Bech, M; u.a. (2013) In-vivo dark-field and phase-contrast x-ray imaging. <https://www.nature.com/articles/srep03209?proof=t#citeas>. Abgerufen am: 15.07.2020.
19. Bernhart, C. (2009) Die Röntgen-Revolution <https://www.wissenschaft.de/gesundheits-medizin/die-roentgen-revolution/>. Abgerufen am: 15.07.2020.
20. BR Wissen (2018) James Watson entschlüsselt die DNS-Struktur. <https://www.br.de/wissen/james-watson-dna-dns-francis-crick-genforschung-gene-strickleiter-100.html#:~:text=1953%20entschl%C3%BCsselten%20die%20Molekularbiologen%20James,Genforschung%20und%20Techniken%20wie%20CRISPR.&text=Seit%2065%20Jahren%20ist%20bekannt,gleich%2C%20einer%20elegant%20gedrehten%20Strickleiter>. Abgerufen am: 01.07.2020.
21. Bundesamt für Strahlenschutz. (2019) Grundsätze des Strahlenschutzes. <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/einfuehrung/grundsaeetze/grundsaeetze.html>. Abgerufen am: 18.08.2020.
22. Busch, U.; Falkenberg, C. (2018) Verleihung der Röntgenplakette 2018. Prof. Dr. Franz Pfeiffer, München. https://roentgenmuseum.de/wp-content/uploads/2018/03/broschuere_roentgen_plakette_pfeiffer_web.pdf. Abgerufen am: 12.07.2020.

23. Deutsche Röntgengesellschaft. (2017) Ein neuer Blick in die Lunge (und andere Organe). <https://www.drg.de/de-DE/3438/ein-neuer-blick-in-die-lunge-und-andere-organe/>. Abgerufen am: 15.07.2020.
24. Deutsches Museum (o.J.) Die Versuchsanordnung von W.C. Röntgen. <https://www.deutsches-museum.de/sammlungen/meisterwerke/meisterwerke-ii/roentgen/#Top>. Abgerufen am: 16.06.2020.
25. Die Welt der Superhelden. (2015) Infos über Superman. http://superheld.bplaced.net/viewpage.php?page_id=77. Abgerufen am: 30.08.2020.
26. Dullin, C. (2007) Phasenkontrast in der CT Bildgebung <https://www.apr.drg.de/media/document/14654/Dullin-Phasenkontrastbildung.pdf> Abgerufen am: 15.07.2020.
27. European XFEL. (2020) Shaping attosecond waveforms. https://www.xfel.eu/news-and-events/news/index_eng.html?openDirectAnchor=1754&two_columns=0. Abgerufen am: 07.09.2020.
28. European XFEL. (o.J.) Funktionsweise. https://www.xfel.eu/anlage/ueberblick/funktionsweise/index_ger.html. Abgerufen am: 11.07.2020.
29. European XFEL. (o.J.) Zahlen & Fakten. https://www.xfel.eu/anlage/ueberblick/zahlen_und_fakten/index_ger.html. Abgerufen am: 11.07.2020.
30. Fakultät für Physik- Technische Universität München. (2015) Internationales Symposium zur Röntgen-Phasenkontrast-Bildgebung. <https://www.ph.tum.de/latest/news/imxp-2015/>. Abgerufen am: 15.07.2020.
31. Federmann, G. (2002) Die neuen Messgeräte. 6.3 Das Geiger-Müller-Zählrohr. http://physik.uibk.ac.at/hephy/Hess/diplomarbeit/Kapitel/6_3.html. Abgerufen am: 24.07.2020.
32. Gruber, J. (2019) Zuwachs für die Ultrakurzzeitphysik. <https://idw-online.de/de/news708838>. Abgerufen am: 07.09.2020.
33. Hubbel, J.H.; Seltzer, S.M. (2004) Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients an Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 an 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>. Abgerufen am: 05.09.2020.

34. Hüfner, J (2004) Das Elektron. [https://www.thphys.uni-heidelberg.de/~huefner/Vom Kleinsten zum Groessten/2004/13-Vorlesung-03.pdf](https://www.thphys.uni-heidelberg.de/~huefner/Vom_Kleinsten_zum_Groessten/2004/13-Vorlesung-03.pdf).
Abgerufen am: 18.06.2020.
35. Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak (o.J.) SUCCESS STORY : EOS. EOS, une innovation de rupture. <http://biomecanique.ensam.eu/success-story-eos-159917.kjsp?RH=1415871716409&RF=1593769009232>.
Abgerufen am : 17.07.2020.
36. Kohlheyer, A. (2006) Vortrag Computertomographie. Seminar Bildverarbeitung in der Medizin. <https://www.uni-koblenz.de/~lb/lehre/ws2006/sem/ct>.
Abgerufen am: 01.07.2020.
37. Käser, A. u.a. (1995) 100 Jahre Röntgenstrahlen. Würzburg: Max Schimmel Verlag. https://opus.bibliothek.uni-wuerzburg.de/opus4-wuerzburg/frontdoor/deliver/index/docId/4370/file/Blick_1995_Roentgenstrahlen.pdf.
Abgerufen am 30.06.2020.
38. LMU Klinikum (o.J.) Munich-Center for Advanced Photonics (MAP): Klinische und prä-klinische Bildgebung mit Röntgen-Phasenkontrast. <http://www.klinikum.uni-muenchen.de/Klinik-und-Poliklinik-fuer-Radiologie/de/forschung/forschungsbereiche/map/index.html>. Abgerufen am: 08.10.2020.
39. Munich School of BioEngineering- Technische Universität München. (o.J.) Gitterbasierte Dunkelfeld-Bildgebung mit Röntgenlicht. Verfahren nutzt Streuung von Röntgenlicht im Gewebe. <https://www.bioengineering.tum.de/forschung/mikroskopie-und-biomedizinische-bildgebung/gitterbasierte-dunkelfeld-bildgebung/>. Abgerufen am: 12.07.2020.
40. Radiologienetz (o.J.) Entwicklung in der Röntgentechnik - Von der Entstehung der Röntgenstrahlen bis in die Neuzeit. <https://www.radiologie.de/entwicklung-der-rontgentechnik/>. Abgerufen am: 01.07.2020.
41. Refubium der Freien Universität Berlin. (o.J.) Frühe Empfehlungen zum Strahlenschutz. https://refubium.fu-berlin.de/bitstream/handle/fub188/3099/04_kap4.pdf?sequence=5&isAllowed=y. Abgerufen am: 01.07.2020.
42. Remscheid, U. (2013) 100 Jahre Streustrahlenblende. <https://www.drg.de/de-DE/1267/100-jahre-streustrahlenblende/>. Abgerufen am: 03.07.2020.

43. Röntgen, W.C. (1896) Ueber eine neue Art von Strahlen. Vorläufige Mittheilung. 2. Aufl. Würzburg. http://www.deutschestextarchiv.de/book/view/roentgenstrahlen_1896?p=13. Abgerufen am: 18.06.2020.
44. Schmidt, F. (2016) Simulation von elektromagnetischer Bremsstrahlung. https://tu-dresden.de/mn/physik/iktp/ressourcen/dateien/wissenschaftsvermittlung/2016-12-22_BeLL_Simulation-von-elektromagnetischer-Bremsstrahlung_Fred-Schmidt.pdf?lang=de. Abgerufen am: 11.06.2020.
45. Song, C.U. (2012) Bildqualität und Dosisreduktionspotenzial in der digitalen Lumineszenzradiographie (DLR): Vergleich einer Nadelstruktur-Speicherfolie mit einer unstrukturierten Speicherfolie. https://edoc.ub.uni-muenchen.de/14164/1/Song_Chung_Un.pdf. Abgerufen am: 02.07.2020.
46. Strahlenschutzportal (o.J.) Einführung in die Filterung. https://www.strahlenschutzportal.de/wissen-kompakt/fachliche_inhalte/geraetetechnik/einfuehrung-in-die-filterung. Abgerufen am: 31.08.2020.
47. Technische Hochschule Mittelhessen. Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz. (o.J.) Elektromagnetische Strahlung. <https://www.thm.de/mni/forschung/institute-gruppen/imps/imps-strahlung-information/radiologie/grundlagen/elektromagnetische-strahlung.html>. Abgerufen am: 05.09.2020.
48. Technische Universität München (2020) Neue Röntgenmethode für Corona-Diagnose im Patiententest. Schonendes Verfahren können typische Lungenveränderungen zeigen. <https://www.tum.de/nc/die-tum/aktuelles/pressemitteilungen/details/36030/>. Abgerufen am: 12.07.2020.
49. The Nobel Prize. (o.J.) Georges Charpak- Facts. <https://www.nobelprize.org/prizes/physics/1992/charpak/facts/>. Abgerufen am: 18.06.2020.
50. Welt der Physik. (2006) Wie funktioniert ein Freie-Elektronen-Laser? <https://www.weltderphysik.de/gebiet/teilchen/licht/synchrotronstrahlung/freie-elektronen-laser/>. Abgerufen am: 07.09.2020.
51. Zöllner, F. (o.J.) Physikalische Grundlagen der Röntgentechnik und Sonographie. Aufbau der Röntgenapparatur. https://www.umm.uni-heidelberg.de/inst/cbtm/ckm/lehre/physikalischegrundlagenderroentgen/physikl_grundl_roentgen_4.pdf. Abgerufen am: 01.07.2020.

52. Zöllner, F. (o.J.) Physikalische Grundlagen der Röntgentechnik und Sonographie. Physikalische Grundlagen der Röntgenstrahlen. https://www.umm.uni-heidelberg.de/inst/cbtm/ckm/lehre/physikalischegrundlagenderroentgen/physkl_grundl_roentgen_2.pdf. Abgerufen am: 06.09.2020.
53. Zöllner, F. (o.J.) Physikalische Grundlagen der Röntgentechnik und Sonographie. Eigenschaften der Röntgenstrahlen. https://www.umm.uni-heidelberg.de/inst/cbtm/ckm/lehre/physikalischegrundlagenderroentgen/physkl_grundl_roentgen_3.pdf. Abgerufen am: 30.06.2020.
54. Zöllner, F. (o.J.) Physikalische Grundlagen der Röntgentechnik und Sonographie. Bildaufnahme Röntgen. https://www.umm.uni-heidelberg.de/inst/cbtm/ckm/lehre/physikalischegrundlagenderroentgen/physkl_grundl_roentgen_5.pdf. Abgerufen am: 04.07.2020.
55. Ärztezeitung. (2020) COVID-19_Diagnostik mit Dunkelfeld-Technik. Alternative zur CT?. <https://www.aerztezeitung.de/Nachrichten/COVID-19-Diagnostik-mit-Dunkelfeld-Technik-409298.html>. Abgerufen am: 15.07.2020.


8 Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwendet habe.

Inbesondere versichere ich, dass ich alle wörtlichen und sinngemäßen Übernahmen aus anderen Werken als solche kenntlich gemacht habe.

Mir ist bekannt, dass die vorliegende Arbeit mit 0 Punkte bewertet werden kann, wenn gegen diese Grundsätze verstoßen wurde, und dass in diesem Fall eine Zulassung zum Abitur nicht möglich ist.

Pocking, den 07.11.2020

 _____

Nele Sierig