



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Hamburg University of Applied Sciences

Bachelorarbeit

Andy Eckhoff

Untersuchung der Dosisregelung in der
medizinischen Röntgendiagnostik mittels
Niedrigdosis-Voraufnahmen

Andy Eckhoff

Untersuchung der Dosisregelung in der
medizinischen Röntgendiagnostik mittels
Niedrigdosis-Voraufnahmen

Bachelorarbeit eingereicht im Rahmen der Bachelorarbeitprüfung
im Studiengang Informations- und Elektrotechnik
am Department Informations- und Elektrotechnik
der Fakultät Technik und Informatik
der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Betreuender Prüfer : Prof. Dr. Robert Heß
Zweitgutachter : Prof. Dr.-Ing. Robert Fitz

Abgegeben am 29.02.2016

Andy Eckhoff

Thema der Bachelorarbeit

Untersuchung der Dosisregelung in der medizinischen Röntgendiagnostik mittels Niedrigdosis-Voraufnahmen

Stichworte

Röntgenstrahlung, automatische Belichtungsregelung, AEC, Voraufnahme, Dosisregelung, Halbwertschichtdicke

Kurzzusammenfassung

In der medizinischen Röntgendiagnostik ist der Schutz des Patienten besonders wichtig. Dafür wurde eine Dosisregelung der Röntgenstrahlung mittels Ionisationsmesskammern eingeführt. In dieser Arbeit soll ein alternatives Verfahren ohne zusätzliche Messkomponenten vorgestellt werden. Dabei wird aus einer Niedrigdosis-Voraufnahme die nötige Dosis der eigentlichen Röntgenaufnahme bestimmt. Außerdem wird das Röntgensystem, bestehend aus Generator, Strahler und Detektor untersucht.

Andy Eckhoff

Title of the paper

Investigation of the dose control in medical X-ray diagnostics by the use of low dose preshots

Keywords

X-Ray, automatic exposure control, AEC, preshot, dose control, half-value layer

Abstract

The protection of the patient is particularly important in medical X-ray diagnostics. For this purpose it was introduced a dose control by an ionization chamber. An alternative method without additional measuring components will be presented in this thesis. Thereby the necessary dose of the actual radiograph is determined by a preshot with a lower dose. In addition the X-ray system, consisting of generator, radiator and detector, is examined.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	6
Tabellenverzeichnis	8
Abbildungsverzeichnis	10
1. Einführung	12
1.1. Hintergrund	12
1.2. Aufgabenstellung	12
2. Theoretische Grundlagen	14
2.1. Röntgenstrahlung	14
2.1.1. Prinzip der Erzeugung	14
2.1.2. Wechselwirkung mit Materie	16
2.1.3. Strahlenschwächung durch Materie	20
2.1.4. Dosimetrie und Strahlungsqualität	21
2.2. Das Röntgensystem	22
2.2.1. Benutzerschnittstelle und Generator	22
2.2.2. Röntgenröhre, Filter und Kollimator	26
2.2.3. Digitaler Röntgenflachdetektor	28
2.3. Physikalische Bildkorrekturen	30
2.4. Bewertungsgrößen von bildgebenden Systemen	32
2.5. Automatische Belichtungsregelung	34
2.5.1. Gesundheitliche Risiken durch Röntgenstrahlung	35
2.5.2. Technischer Aufbau und Messprinzip	35
2.5.3. Kritik und mögliche Alternative	37
3. Aufnahme und Ergebnisse der Messungen	39
3.1. Aufbau und Komponenten des Messsystems	39
3.2. Messkonfigurationen	44
3.3. Messabläufe und Ergebnisse	45
3.3.1. Parameterabhängigkeit	46
3.3.2. Auswirkungen von Absorptionskörpern im Strahlengang	48

3.3.3. Messungen mit Dosimeter	51
3.3.4. Messungen mit Voraufnahme	51
4. Diskussion der Messergebnisse	55
4.1. Einheitliche Darstellungsweise der Messergebnisse	55
4.2. Parameterabhängigkeit des Systems	57
4.3. Abhängigkeit der Absorber-Stärke	62
4.4. Dosismessungen	63
4.5. Evaluierung der Voraufnahmen-Korrektur	64
4.5.1. Absorptionsverhalten des Amplitaten	65
4.5.2. Voraufnahmen ohne Korrektur	65
4.5.3. Voraufnahmen mit Korrektur	66
5. Auswertung	69
5.1. Technische Grenzen des Systems	69
5.2. Korrektur	71
5.3. Dosisregelung durch Voraufnahme	73
6. Zusammenfassung	75
6.1. Fazit	75
6.2. Ausblick	76
Literaturverzeichnis	77
A. Anhang	79

Abkürzungsverzeichnis

AEC	Automatic Exposure Control, automatische Belichtungssteuerung
CAN	Controller Area Network, serielles Bussystem
DQE	Detektierte Quanteneffizienz
GRG2	Generalisierte Methode der reduzierten Gradienten (optimiertes Gradientenverfahren)
HVL	Half value layer, Halbwertschichtdicke
Kerma	Kinetic Energy Released in Matter, an Materie übertragene kinetische Energie
LAN	Local Area Network, lokales Netzwerk
LSB	Least Significant Bit, kleinster darstellbarer Unterschied zwischen zwei quantisierten Werten
MTF	Modulation Transfer Function, Modulationsübertragungsfunktion
PMMA	Polymethylmethacrylat, umgangssprachlich: Acrylglas
ROI	Region Of Interest, Bereich von Interesse

- SID Source to Image Distance, Distanz zwischen dem Fokus der Röntgenröhre und der Detektoroberfläche
- SNR Signal-to-Noise Ratio, Signal-Rausch-Verhältnis
- TFT Thin-Film-Transistor, Dünnfilmtransistor
- XML Extensible Markup Language, plattformunabhängiges Dateiformat zur Darstellung von strukturierten Daten

Tabellenverzeichnis

3.1. Kennwerte des verwendeten Generators	40
3.2. Kennwerte der verwendeten Röntgen-Röhre	41
3.3. Verwendete Strahlenfilter	41
3.4. Verwendetes Material	41
3.5. Festlegung für die Messungen mit variabler Röhrenspannung	42
3.6. Kennwerte des verwendeten Detektors	42
3.7. Kennwerte des verwendeten Dosimeters	43
3.8. Exemplarisches Beispiel zur Ermittlung des Mittelwertes	46
3.9. Verwendete Einstellungen für die Messung der Stromabhängigkeit	46
3.10. Verwendete Filter zur Grauwert-Begrenzung	47
3.11. Verwendete Einstellungen für die Messung der Spannungsabhängigkeit	48
3.12. Verwendete Einstellungen der Amplimat-Absorptionsmessung	48
3.13. Verwendete Einstellungen der PMMA-Absorptionsmessung	50
3.14. Verwendete Absorber	51
3.15. Verwendete Einstellungen für die Absorptions-Messung	51
3.16. Verwendete Einstellungen für die Dosimeter-Messung	52
3.17. Mess- und Berechnungsparameter (ohne Korrektur)	53
3.18. Mess- und Berechnungsparameter (mit Korrektur)	54
4.1. Ergebnisse der Regressionsanalyse bei $U = 70$ kV	61
4.2. Ausgleichskoeffizienten der Messreihen	63
4.3. Ergebnis der Regressionsanalyse	63
4.4. Abweichungen der Dosisregelung mit Korrektur	67
A.1. Ergebnisse und Diskussion zur Messung „1. Veränderung des Stromes“	79
A.2. Diskussion zur Mess-Statistik, (1): $\frac{var(s)}{LSB^2}$, (2): $\frac{std(s)}{LSB}$, (3): $\frac{s}{std(s)} \cdot 100$	82
A.3. Ergebnisse und Diskussion zur Messung „2. Abhängigkeit der Spannung“	83
A.4. Ergebnisse und Diskussion zur Messung „1. Absorption des Amplimaten“	85
A.5. Ergebnisse und Diskussion zur Messung „2. Abhängigkeit der einzelnen Komponenten“	86
A.6. Ergebnisse und Diskussion zur Messung „3. Variable Materialstärke bei variabler Röhrenspannung“	86

A.7. Diskussion zur Referenzfunktion aus Abschnitt 4.3	88
A.8. Ergebnisse und Diskussion zu den Messungen mit Dosimeter	88
A.9. Ergebnisse und Diskussion zur Messung „1. Voraufnahmen ohne Korrektur“ .	89
A.10. Ergebnisse und Diskussion zur Messung „2. Voraufnahmen mit Wasserphantom“	90

Abbildungsverzeichnis

2.1. Schematische Darstellung des Röntgenstrahlers	14
2.2. Spektrum der Röntgenstrahlung vor (1) und nach (2) Durchquerung des menschlichen Körpers, Anodenmaterial: Wolfram [9]	16
2.3. Massenabschwächungskoeffizienten von Blei in Abhängigkeit der Photonenenergie [1]	17
2.4. Massenabschwächungskoeffizienten von Wasser in Abhängigkeit der Photonenenergie [1]	17
2.5. Photoeffekt	19
2.6. Comptonstreu.	19
2.7. Rayleighstreuung	19
2.8. Philips Digital Diagnost [13]	23
2.9. Prinzip des Hochfrequenz-Generators [5]	24
2.10. Regelung und Messgrößen des Generators [5]	25
2.11. Größerer elektrischer Brennfleck bei gleichbleibendem optischen Brennfleck .	26
2.12. Der Halbschatten ist abhängig vom Objektabstand und von der Größe des Brennflecks	27
2.13. Heel-Effekt; durch längere Wege in der Anode bildet sich eine inhomogene Intensitätsverteilung	27
2.14. Je größer der Abstand zwischen Brennpunkt und Detektor ist, desto weniger wirkt sich das Abstandsgesetz aus	27
2.15. Der Heel-Effekt und das Abstandsgesetz sind deutlich sichtbar	28
2.16. Der Heel-Effekt tritt nur entlang der Anodenachse auf	28
2.17. Dynamik-Vergleich zwischen digitalem Flachdetektor und Röntgenfilm [5] . .	29
2.18. Schematische Darstellung der TFT-Matrix [nach www.trixell.com , letzter Zugriff 16.02.2016]	30
2.19. Starke Vergrößerung eines CsI-Szintillators [www.researchgate.net , letzter Zugriff 16.02.2016]	30
2.20. Rohbild ohne Korrekturen	31
2.21. Offsetkorrigiertes Bild, Heel-Effekt und Effekt des Abstandsgesetzes erkennbar	31
2.22. Sensitivitäts- und offsetkorrigierte Aufnahme	31
2.23. Beispiel einer Modulationsübertragungsfunktion	33
2.24. Aufbau der automatischen Belichtungsregelung	36

2.25. Anordnung der Felder eines Amplitaten	37
3.1. Gesamtaufbau des Messsystems	40
3.2. Sensitive Fläche des Detektors mit allen ROIs, Phantom und Dosimeter	44
3.3. Messung mit dem Dosimeter [nach RaySafe Benutzerhandbuch]	44
3.4. Grauwerte bei $I = 400$ mA und niedrigen Röhrenladungen	47
3.5. Grauwerte bei $I = 400$ mA und höheren Röhrenladungen	47
3.6. Grauwertverläufe bei unterschiedlicher Spannung U	49
3.7. Grauwertverläufe bei verschiedenen PMMA-Stärken	50
3.8. Grauwerte der Voraufnahme ohne Korrektur	53
3.9. Grauwerte der Hauptaufnahme ohne Korrektur	53
4.1. Vergleich der Quotientenverläufe q'_{nom} und q'_{act}	56
4.2. Quotientenverläufe q' in Abhängigkeit der Ladung Q bei unterschiedlicher Materialstärke im Strahlengang	57
4.3. Quotientenverläufe q' in Abhängigkeit des Grauwertes s bei unterschiedlicher Materialstärke im Strahlengang	57
4.4. Quotientenverläufe q' in Abhängigkeit der Ladung Q bei unterschiedlichen Strömen I	58
4.5. Prozentuale Abweichung a_{time} der tatsächlichen Zeit t_{act} zur eingestellten Zeit t_{nom}	58
4.6. Prozentuale Standardabweichung zum Mittelwert	59
4.7. Vergleich der Quotientenverläufe $q'(Q)$ bei $U = 110$ kV und 130 kV	60
4.8. Verlauf der Regressionsfunktion $\hat{q}(Q)$ angepasst auf die Werte von $0,1 - 1$ mAs	61
4.9. Verlauf der Regressionsfunktion $\hat{q}(Q)$ angepasst auf die Werte von $0,1 - 20$ mAs	61
4.10. Ergebnis der Regressionsanalysen bei unterschiedlichen Röhrenspannungen	62
4.11. Quotientenverläufe $q' = f(Q)$ bei unterschiedlicher Spannung U mit auf dem Detektor positioniertem Aluminium	63
4.12. Verlauf der normierten Halbwertschichtdicke HVL' in Abhängigkeit der Belichtungsladung Q	64
4.13. Verlauf der normierten Quotienten d' in Abhängigkeit der Belichtungsladung Q	64
4.14. Absorption des Amplitaten bei unterschiedlicher Röhrenspannung U	65
4.15. Relative Abweichung des Grauwertes der Hauptaufnahme zum vorgegebenen Wert von $s_{exp} = 5000$ LSB	66
4.16. Verlauf der Abweichungen des Grauwertes der Hauptaufnahme zum vorgegebenen Grauwert $s_{exp} = 5000$ in Abhängigkeit der Röhrenspannung U	68
5.1. Korrekturfunktion auf Basis der Referenzfunktion $q_{ref}(Q)$	72

1. Einführung

1.1. Hintergrund

In der medizinischen Röntgendiagnostik ist es stets wünschenswert, aus einer Aufnahme die bestmögliche Bildqualität zu erhalten. Ein Parameter, der dies unmittelbar beeinflusst, ist die Belichtungszeit beziehungsweise die Dosis der Röntgenstrahlung. Aufgrund der Individualität eines Patienten, existiert keine ideale Belichtungszeit, sondern muss bei vielen Aufnahmen neu ermittelt werden.

Bei dem Verfahren des AECs (Automatic Exposure Control) wird während der Belichtung kontinuierlich die Dosis gemessen und beim Erreichen eines vorgegebenen Wertes die Strahlungsquelle abgeschaltet. Die Messung erfolgt dabei durch auswählbare Messkammern, die über die Bildfläche verteilt sind.

Obwohl die automatische Belichtungsregelung weit verbreitet ist, können nicht alle Anforderungen der medizinischen Röntgendiagnostik damit abgedeckt werden. Bei mobilen Anwendungen ohne festen Röntgentisch ist der Einsatz der Messkammern beispielsweise nur schwer möglich. Ein weiteres Problem sind die Kosten, die für extra Komponenten notwendig sind. Technisch gesehen ist allein für die Spannungsversorgung der Messkammern ein nicht zu unterschätzender Entwicklungsaufwand erforderlich. Die Messkammern selbst befinden sich zwischen Patient und Detektor. Etwa 8 % der Röntgenstrahlung wird dadurch absorbiert. Dies bedeutet, dass der Patient mit mehr Strahlung belastet werden muss, um das gleiche Resultat erzielen zu können.

1.2. Aufgabenstellung

Eine weitere Möglichkeit ist die Analyse einer Voraufnahme. Anhand dieser kann die nötige Belichtungszeit für die eigentliche Aufnahme ermittelt werden. Die Voraufnahme wird dabei nur mit einem Bruchteil der notwendigen Dosis erzeugt. Das durch den digitalen Röntgenflächendetektor erzeugte Bild der Vorbelichtung kann durch Analyse der Grauwerte ausgewertet und damit die für die Hauptaufnahme notwendige Dosis ermittelt werden.

Das Erzeugen einer Aufnahme niedriger Dosis stellt die Komponenten des Röntgensystems vor eine Herausforderung. Der Röntgengenerator muss beispielsweise die Leistung für die Röntgenstrahlung innerhalb kürzester Zeit aufbauen können und das Ausgangssignal des Detektors darf nicht zu verrauscht sein. Nur mit diesen Bedingungen kann eine Voraufnahme überhaupt erzeugt werden.

In dieser Arbeit werden die Komponenten vor allem im Bereich niedriger Belichtungszeiten untersucht. Außerdem werden die erzeugten Aufnahmen auf Reproduzierbarkeit hin analysiert. Am Ende der Arbeit werden mit einem simplen Ruby-Script Hauptaufnahmen aus der Betrachtung der Voraufnahmen erzeugt und ausgewertet.

Das Ziel dieser Arbeit ist eine Aussage darüber zu treffen, ob mit diesem Verfahren eine Hauptaufnahme erzeugt werden kann, deren Grauwert eine Abweichung unterhalb von 10 % des vorgegebenen Wertes erreicht. Der Dosisanteil der Voraufnahme sollte dabei geringer sein, als der Dosisanteil, der von den AEC-Messfeldern absorbiert wird. Somit wäre es eine denkbare Alternative zur aktuellen automatischen Dosisregelung.

2. Theoretische Grundlagen

2.1. Röntgenstrahlung

Die Röntgenstrahlung wurde am 8. November 1895 in Würzburg von Wilhelm Conrad Röntgen entdeckt. Sie ist eine ionisierende Strahlung mit einer Wellenlänge von ca. 0,006 nm bis 1,25 nm. Die Energie der Strahlung reicht häufig von 1 keV bis 500 keV [5].

2.1.1. Prinzip der Erzeugung

In der Abbildung 2.1 wird das Prinzip der Erzeugung von Röntgenstrahlung verdeutlicht. Der Aufbau besteht aus einer Kathode und einer Anode. Die Kathode stellt einen Glühwendel dar. Durch den thermoelektrischen Effekt treten Elektronen aus dem Kathodenmaterial aus. Die abgegebenen Teilchen werden durch eine Hochspannung zur Anode hin beschleunigt. Beim Auftreffen auf die Anode wird ein kleiner Teil (ca. 1%) der kinetischen Energie in elektromagnetische Strahlung umgewandelt und die restliche Energie in Wärme umgesetzt [7].

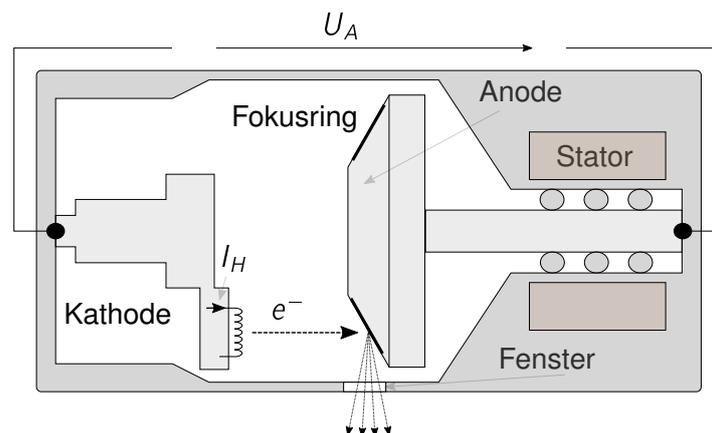


Abb. 2.1.: Schematische Darstellung des Röntgenstrahlers

Die kinetische Energie, die ein Elektron im elektrischen Feld aufnimmt, hängt von der angelegten Spannung ab, was in Gleichung 2.1 verdeutlicht wird.

$$E_{kin} = \frac{m}{2} \cdot v^2 = e \cdot U \quad (2.1)$$

- mit: m = Masse des Elektrons
 v = Geschwindigkeit des Elektrons
 e = Ladung des Elektrons ($1,602 \cdot 10^{-19}$ C)
 U = angelegte Spannung des Feldes

Zwei wesentliche Prozesse sind daran beteiligt, diese Energie in elektromagnetische Strahlung umzuwandeln.

Bremsstrahlung: Die für die Röntgendiagnostik wichtigste Ursache der Röntgenstrahlung ist die Abbremsung der Elektronen im elektrischen Feld der Nuklei. Das beschleunigte Elektron dringt dabei in die Anode ein und wird vom Coulombfeld eines Atomkerns umgelenkt und abgebremst. Die Differenzenergie des Teilchens wird dann in Form von elektromagnetischer Strahlung abgegeben. Je näher das Elektron an den Kern herankommt und je größer die Geschwindigkeit ist, desto größer ist die Energie des entstandenen Photons. Die maximale Energie eines Photons ergibt sich aus der größten kinetischen Energie des Elektrons [5].

$$E_{max} = h \cdot \nu_{max} = e \cdot U \quad (2.2)$$

- mit: h = plancksches Wirkungsquantum ($6,626 \cdot 10^{-34}$ Js)
 ν = Frequenz der Strahlung

Die Elektronen durchdringen mehrere atomare Lagen und der Prozess wiederholt sich so oft, bis die kinetische Energie nahezu aufgebraucht ist. Dadurch entsteht ein kontinuierliches Strahlungsspektrum unterhalb von E_{max} , was in Abbildung 2.2 deutlich wird. Strahlung niedrigerer Energie wird durch das Glas der Röhre und erweiterbare Filter heraus gefiltert [5][9].

Charakteristische Strahlung: In der Abbildung 2.2 sind außer dem kontinuierlichen Spektrum noch einzelne monochromatische Spitzen erkennbar. Diese charakteristische Strahlung tritt bei der Ionisation von Atomen durch Elektronen auf. Das durch das Hochspannungsfeld beschleunigte Elektron dringt in die Anode ein und schlägt ein Elektron aus einer der Schalen heraus. Das entstandene Loch wird folglich von einem Elektron aus einer Schale weiter außerhalb wieder aufgefüllt. Da Elektronen aus äußeren Schalen einen höheren Energiewert haben als jene aus tieferen Schalen, wird bei diesem Prozess Energie in Form von elektromagnetischer Strahlung frei. In Wolfram muss ein eintreffendes Elektron mindestens eine Energie von ca. 70 keV haben, damit eine K_{α} -Strahlung von ca. 58 keV emittiert wird. Die

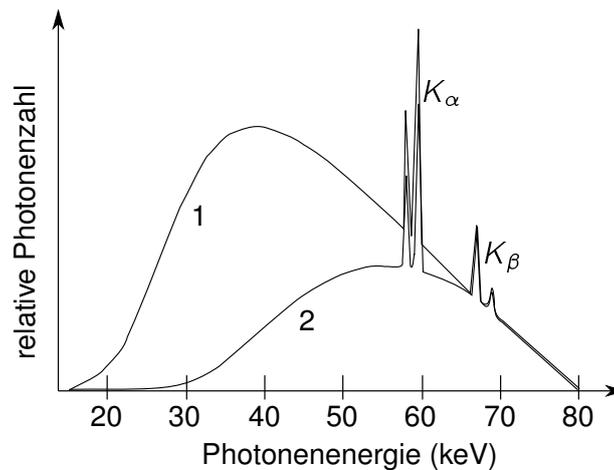


Abb. 2.2.: Spektrum der Röntgenstrahlung vor (1) und nach (2) Durchquerung des menschlichen Körpers, Anodenmaterial: Wolfram [9]

meisten herausgeschlagenen Elektronen haben ebenfalls genug Energie, um eine weitere Ionisation auszulösen [5][7].

Die Anforderungen an die Anode sind hoch. Das Material sollte eine hohe Dichte aufweisen, wodurch der Wirkungsquerschnitt der Bremsstrahlung größer wird. Außerdem muss die enorme Menge an Wärmeenergie schnell abgeführt werden. Das bedeutet, eine gute Wärmekapazität, Wärmeleitfähigkeit und eine hohe Schmelztemperatur sind ebenfalls erforderlich. Wolfram erfüllt diese Forderungen und wird daher fast ausschließlich für die Erzeugung von Röntgenstrahlung verwendet [5].

2.1.2. Wechselwirkung mit Materie

Bei ionisierender Photonenstrahlung gibt es unterschiedliche Wechselwirkungen mit Stoffen. Eine Energieumwandlung kann dabei sowohl in der Atomhülle, als auch im -kern stattfinden. Dabei wird zwischen Streuung (Schwächung) und Absorption der Photonenstrahlung unterschieden.

Photoeffekt: Bei dieser Wechselwirkung stößt ein einfallendes Photon ein gebundenes Elektron aus einer der inneren Schalen heraus. Das freigewordene Elektron nimmt dabei die gesamte Energie des Photons abzüglich seiner Bindungsenergie als kinetische Energie auf und bewegt sich vom Atomkern fort (siehe Abbildung 2.5). Das Photon wird vollständig absorbiert. Damit diese Wirkung eintreten kann, muss die Energie des Photons größer als die Bindungsenergie des Elektrons sein [12].

Der Photoeffekt nimmt mit steigender Elektronendichte zu und mit steigender Energie ab. Folglich lässt sich folgender Zusammenhang für eine Photonenenergie $E_\gamma \ll 511 \text{ keV}$ aufstellen:

$$\tau \propto \rho \cdot \frac{Z^{n-1}}{E_\gamma^3} \quad (2.3)$$

mit: E_γ = Photonenenergie
 Z = Ordnungszahl
 τ = Photoabsorptionskoeffizient

Etwa 80% der Wechselwirkungen finden in der K-Schale statt. In Abbildung 2.3 ist unter anderem der Massenabschwächungskoeffizient τ/ρ des Photoeffekts in Abhängigkeit der Photonenenergie angegeben. Das ist der Quotient aus dem Absorptionskoeffizienten τ und der jeweiligen Dichte ρ des Materials. Im Blei ist der Photoeffekt deutlich stärker vertreten (Abbildung 2.3). Außerdem sind die jeweiligen Absorptionskanten (Bindungsenergien) der K- und L-Elektronen erkennbar. In leichten Materialien, wie Wasser, beträgt die durch den Effekt erzeugte charakteristische Strahlung nur wenige Elektronenvolt [9][12].

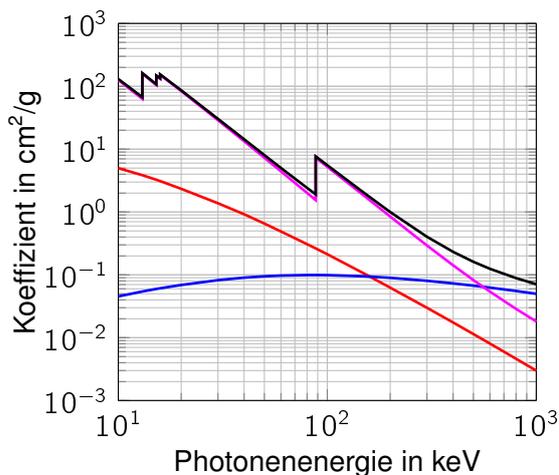


Abb. 2.3.: Massenabschwächungskoeffizienten von Blei in Abhängigkeit der Photonenenergie [1]

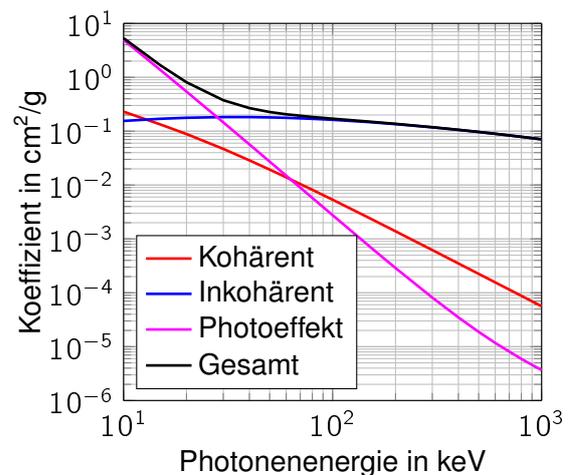


Abb. 2.4.: Massenabschwächungskoeffizienten von Wasser in Abhängigkeit der Photonenenergie [1]

Durch die hohe Absorptionswirkung von Materialien hoher Ordnungszahl und Dichte, wie beispielsweise Blei, sind diese gut zur Abschirmung von Röntgenstrahlung geeignet.

Inkohärente Streuung: Die inelastische Wechselwirkung, auch Compton-Effekt¹ genannt, tritt in der äußeren Atomhülle des bestrahlten Materials auf. Hierbei überträgt das einfallende

¹ Arthur Holly Compton (1892 - 1962), amerikanischer Physiker und Nobelpreisträger

de Photon ein Teil seiner Energie an eines der Hüllenelektronen. Die Laufbahn des Photons wird dabei abgelenkt und das Elektron verlässt folglich die Atomhülle, welche dadurch ionisiert wird (siehe Abbildung 2.6). Dieser Effekt tritt für die meisten Materialien bei Photonenenergien von 0,2 - 10 MeV auf [12].

Die Auftrittswahrscheinlichkeit des Compton-Effekts wird durch den Wechselwirkungskoeffizienten σ_C ausgedrückt. Dieser ist proportional zum Verhältnis von Ordnungszahl Z und Massezahl A des Absorbers. Für die meisten leichten Elemente gilt $n_{Neutronen} \approx n_{Protonen}$ und damit $Z/A \approx 1/2$, wodurch der Koeffizient eher unabhängig von der Ordnungszahl des Elements ist. Weiterhin lässt sich der Compton-Koeffizient folgendermaßen beschreiben:

$$\sigma_C \propto \rho \cdot \frac{Z}{A} \cdot \frac{1}{E_\gamma^n} \quad (n = 0,5 \text{ bis } 1) \quad (2.4)$$

mit: σ_C = Compton-Koeffizient
 Z = Ordnungszahl
 A = atomare Masse
 E_γ = Photonenenergie

Für den Zusammenhang des Koeffizienten mit der einfallenden Photonenenergie E_γ gibt es keine einfache Erklärung. Die Formel 2.4 stellt dabei eine grobe Näherung für Energien von $E_\gamma = 0,2 \dots 10$ MeV dar. Der Zusammenhang von Streuwinkel, einfallender Energie und abgegebener Energie ergibt die in Gleichung 2.5 gezeigten Gesetzmäßigkeiten.

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + \frac{E_\gamma}{E_0} \cdot (1 - \cos(\varphi))} \quad (2.5)$$

mit: E'_γ = gestreute Photonenenergie
 E_0 = Elektronenruheenergie
 φ = Photonenstreuungswinkel

Das Verhältnis von E_γ und der Elektronenruheenergie $E_0 = 511$ keV ist beim diagnostischen Röntgen kleiner als 1. Dadurch ändert sich die Photonenenergie bei der Streuung kaum. Außerdem ist die Abhängigkeit zum Streuwinkel ebenfalls gering [12].

Kohärente Streuung: Dieser Effekt wird auch Rayleigh²- oder klassische Streuung genannt. Anders als beim Compton-Effekt, wird bei dieser Wechselwirkung nicht die Photonenenergie von einem Elektron allein, sondern vom ganzen Atom aufgenommen. Dabei beginnt

²John William Strutt, 3. Baron Rayleigh (1842 - 1919), englischer Physiker und Nobelpreisträger

die Hülle kurzzeitig phasen- und frequenzgleich zur einfallenden Strahlung zu schwingen. Das einfallende Photon wird dabei gänzlich absorbiert. Das Atom gibt nach kurzer Zeit die absorbierte Energie vollständig wieder ab. Ein neues Photon mit gleicher Geschwindigkeit entsteht und wird in einem unabhängigen Winkel abgestrahlt (siehe Abbildung 2.7). Bei dieser Streuung wird keine Arbeit im Streukörper verrichtet, weshalb sie auch als elastisch bezeichnet wird [12].

$$\sigma_{kl} \propto \rho \cdot \frac{Z^{2,5}}{A \cdot E_{\gamma}^2} \approx \rho \cdot \frac{Z^{1,5}}{E_{\gamma}^2} \quad (2.6)$$

In Gleichung 2.6 wird die Abhängigkeit des Rayleigh-Koeffizienten oberhalb 10 keV verdeutlicht. Die Auftretswahrscheinlichkeit wird bei zunehmender Energie kleiner und bei kleineren Ordnungszahlen größer. Vor allem bei leichten Stoffen (menschlicher Körper) und weicher Strahlung (kleiner als 20 keV), kommt diese Wirkung häufig vor. Für schwere Elemente liegt die Auftretswahrscheinlichkeit bei maximal 10 - 15 % [12].

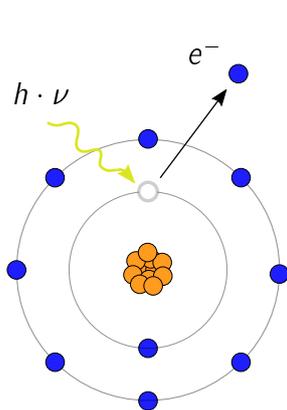


Abb. 2.5.: Photoeffekt

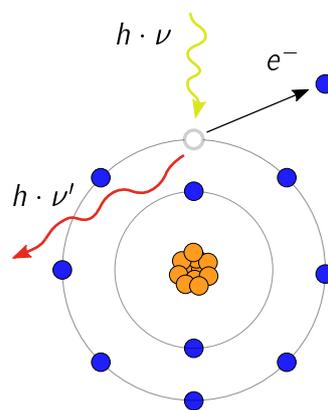


Abb. 2.6.: Comptonstreu.

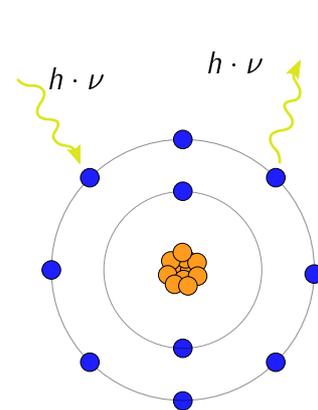


Abb. 2.7.: Rayleighstreuung

Paarbildung: Gelangt ein Photon in das Coulombfeld eines Atomkerns, kann dabei aus dem Photon ein Elektron-Positron-Paar entstehen. Das einfallende Photon wird dabei vollständig absorbiert. Die Voraussetzung für diesen Effekt ist eine Photonenenergie von mindestens 1,022 MeV und daher für die medizinische Röntgendiagnostik uninteressant [12].

Kernphotoreaktion: Ähnlich dem photoelektrischen Effekt, wird das einfallende Photon vom Atomkern vollständig absorbiert. Der Nukleus wird dabei angeregt. Ist die Energie des Photons größer als die Bindungsenergie des letzten Nukleons, kann es zur Emission dieses kommen. Die Schwellwerte liegen bei den meisten Elementen bei 6 MeV und mehr. Auch dieser Effekt ist für die medizinische Röntgendiagnostik nicht von Bedeutung [12].

2.1.3. Strahlenschwächung durch Materie

Zusammengefasst aus Abschnitt 2.1.2 können durch die Wechselwirkung von diagnostischer Röntgenstrahlung (40-150 keV) mit Materie folgende Effekte auftreten:

- Strahlung passiert die Materie ungehindert
- Strahlung wird von der Materie absorbiert
- Strahlung wird verlustlos oder verlustbehaftet gestreut

In der Literatur wird zwischen Absorption und Streuung unterschieden. Beide Effekte können durch materialspezifische, lineare Schwächungskoeffizienten μ_{en} und μ_{scat} beschrieben werden. Aus praktischen Gründen ist oft nur die gesamte Abschwächung von Bedeutung [9]:

$$\mu_{tot} = \mu_{scat} + \mu_{en} \quad (2.7)$$

mit: μ_{tot} = gesamter linearer Schwächungskoeffizient
 μ_{scat} = linearer Streukoeffizient
 μ_{en} = linearer Absorptionskoeffizient

Dieser Wert ist abhängig von der einfallenden Photonenenergie. Außerdem besteht eine weitere Abhängigkeit zur Dichte (Aggregatzustand) der Materie. Dafür wird der Massenabschwächungskoeffizient μ/ρ eingeführt. Die Schwächung der Strahlung findet in exponentieller Abhängigkeit zur Dicke des Stoffes statt [9]:

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu_{tot}x} \quad (2.8)$$

mit: I_0 = Intensität (Anzahl Photonen pro Flächeneinheit) am Detektor ohne Absorber
 I_x = Intensität am Detektor mit Absorber
 x = Dicke des Materials

Mit dem Zusammenhang aus Gleichung 2.8 lässt sich eine Halbwertschichtdicke HVL^3 definieren, bei der die einfallende Strahlung halbiert wird [9]:

$$\frac{I_x}{I_0} = 0,5 \quad \Rightarrow \quad HVL = \frac{-\ln(0,5)}{\mu_{tot}} \quad (2.9)$$

Die Halbwertschichtdicke ist, wie die anderen genannten Kennwerte auch, energieabhängig. Das bedeutet, sie ist nur für monochromatische Strahlungen klar definiert. In der Praxis

³Half Value Layer, Halbwertschichtdicke

haben Röntgenstrahlen ein breites Spektrum. Dabei findet beim Durchstrahlen von Stoffen eine Aufhärtung der Strahlung statt. Durch die Filterung des Materials werden die niedere-nergetischen Anteile herausgefiltert, wodurch die mittlere Photonenenergie ansteigt. Damit vergrößert sich auch die Halbwertschichtdicke [9].

Zur Bewertung des Strahlenspektrums wurde der Homogenitätsgrad H eingeführt. Er ist das Verhältnis aus der ersten Halbwertschichtdicke zur Zweiten. Bei Werten $H > 2/3$ wird die Strahlung schon als „praktisch homogen“ betrachtet [12].

2.1.4. Dosimetrie und Strahlungsqualität

Zur Quantifizierung der Röntgenstrahlung wurden verschiedene Maße festgelegt. Dabei gibt es theoretische und messbare Größen, die sich ineinander umrechnen lassen.

Energiedosis: Dieses Maß beschreibt die gesamte, an Materie abgegebene Energie dE_{abs} pro Masseneinheit dm des Absorbers.

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm} \quad [D] = J/kg = Gy \text{ (Gray)} \quad (2.10)$$

Ionendosis: Diese Größe ist im Gegensatz zur Energiedosis messbar. Sie beschreibt die durch Röntgenstrahlung erzeugte Ladung dQ eines Vorzeichens pro Luftmasseneinheit dm_L .

$$J_{ID} = \frac{dQ}{dm_L} \quad [J_{ID}] = As/kg \quad (2.11)$$

Kerma: Die Energiedosis beschreibt die gesamte übertragene Energie auf die Materie. In der Praxis ist sie jedoch nicht messbar. Aus der Ionendosis lässt sich jedoch die kinetische Energie dE_{kin} , die bei der ersten Wechselwirkung mit der Absorbermasse dm auf die Elektronen übertragen wird (Kerma⁴), ermitteln. Ist die zur Bildung eines Luft-Ionisationspaares erforderliche, mittlere Energie W_{ion} bekannt, so kann die Luft-Kerma, wie in Gleichung 2.13 beschrieben, berechnet werden.

$$K = \frac{dE_{kin}}{dm} \quad [K] = J/kg = Gy \quad (2.12)$$

$$K_{Luft} = \frac{dQ}{e} \cdot \frac{W_{ion}}{dm_l} = f \cdot J_{ID} \quad \text{mit } f = \frac{W_{ion}}{e} \quad (2.13)$$

⁴Kinetic Energy Released in MAtter, an Materie übertragene kinetische Energie

Die zur Luft-Ionisierung erforderliche mittlere Energie liegt bei $W_{ion} = 33,73$ eV. Damit ergibt sich ein Faktor $f = 33,73$ V. In der Luft entspricht die Kerma näherungsweise der Energiedosis.

Effektive Dosis: Im Strahlenschutz (Abschnitt 2.5.1) gibt es abweichende Maße zur Bewertung von Strahlung. Eines davon ist die effektive Dosis. Sie beinhaltet Gewichtungsfaktoren für die Art der Strahlung und das statistische Gesundheitsrisiko bei bestimmten Geweben. Die effektive Dosis ist eine gewichtete Summe der Strahlungsbelastungen des gesamten Körpers und wird, wie alle anderen bewerteten Dosisgrößen, in Sv = J/kg (Sievert) angegeben.

Strahlungsqualität: Die Eigenschaften der Röntgenstrahlung ist neben der Intensität noch durch das Strahlenspektrum beschreibbar. Dieses lässt sich nur schwer messen. Stellvertretend dafür wurde die Halbwertschichtdicke (Abschnitt 2.1.3) eingeführt. Bei vielen Messungen müssen bestimmte Strahlungsqualitäten eingehalten werden, die nach IEC 61264 ([4]) definiert sind. Überprüfen lassen sich diese mit der HVL, welche immer auf ein bestimmtes Material bezogen wird (meist Aluminium).

2.2. Das Röntgensystem

Im nachfolgenden Abschnitt wird ein vollständiges, diagnostisches Röntgensystem beschrieben. Das System besteht aus einer Benutzerschnittstelle, einem Hochfrequenz-Generator, einem Röntgenstrahler und einem Röntgentisch mit „Bucky-Einheit“⁵, in der ein Detektor verbaut ist. In Abbildung 2.8 wird ein Teil eines solchen Systems dargestellt.

2.2.1. Benutzerschnittstelle und Generator

Bei den Röntgensystemen wird zwischen nah- und fernbedienten Geräten unterschieden. Dies ist eine Frage der Anwendung. Mobile Geräte sowieso Geräte, die in Operationssälen zur Durchleuchtung verwendet werden, sind beispielsweise nahbedienbar. Das in Abbildung 2.8 gezeigte System wird an einem PC aus einem extra Raum gesteuert. Auf diesem ist eine spezielle Software eingerichtet, die Programme zur einfachen Nachbearbeitung sowie zur Organisation der Aufnahmen bereit hält. Außerdem bietet die Software eine Datenbank mit allen Anatomien und deren Belichtungsparametern. Das Betriebssystem ist dabei direkt mit den einzelnen Komponenten, wie Generator und Detektor, verbunden.

Der Generator regelt die Härte sowie die Intensität der Strahlung und damit die abgegebene Energiedosis. Durch Gleichung 2.14 wird der Zusammenhang dargestellt [5].

⁵Vorrichtung, in der Detektor, Streustrahlenraster und Ionisationsmesskammer fest verbaut werden, benannt nach Gustav Peter Bucky (Radiologe)



Abb. 2.8.: Philips Digital Diagnost [13]

$$K \propto U^n \cdot I \cdot t = U^n \cdot Q \quad (2.14)$$

- mit: K = Energiedosis
 U = Anodenspannung
 I = Anodenstrom
 t = Belichtungszeit
 Q = Ladung, Strom-Zeit-Produkt
 n = Faktor, $\in [3, 5]$

Der Faktor n ist dabei abhängig von der Röhrenspannung und der Dicke des durchstrahlten Materials. Je kleiner die Anodenspannung und je dicker das Material, desto größer ist der Wert n . Des Weiteren bestimmt die Anodenspannung die Strahlungshärte. Sie wird anhand der Dicke der belichteten Anatomie und des gewünschten Kontrastverhältnisses gewählt. Bei einer Thoraxaufnahme wird zum Beispiel eine große Spannung angewendet, damit der durch die Rippen absorbierte Anteil der Strahlung gering gehalten wird. Der Kontrast zwischen Knochen und Weichteile fällt dann nicht so stark auf. Die Belichtungszeit wird so kurz wie möglich gehalten, damit das Bild durch Bewegungen des Körpers oder des Pulses nicht unscharf wird [5].

Der Spannungspfad des Generators ist in Abbildung 2.9 dargestellt. Der Eingangsgleichrichter kann wahlweise an Dreh- beziehungsweise Wechselstrom angeschlossen werden. Die

gleichgerichtete und geglättete Spannung wird dann dem Inverter zugeführt. Dieses Element ist regelbar und richtet die Gleichspannung zur hochfrequenten Wechselspannung um. Die Frequenz der Ausgangsspannung liegt im Bereich von 10 kHz bis 100 kHz und wird durch eine Pulsweitenmodulation oder durch einen Resonanzkreis erzeugt. Diese Spannung wird durch einen Transformator auf die erforderliche Größe transformiert und wieder gleichgerichtet. Durch die hohe Frequenz ist nur ein kleiner Kernquerschnitt erforderlich, wodurch eine kompaktere Bauweise erreicht werden kann [5].

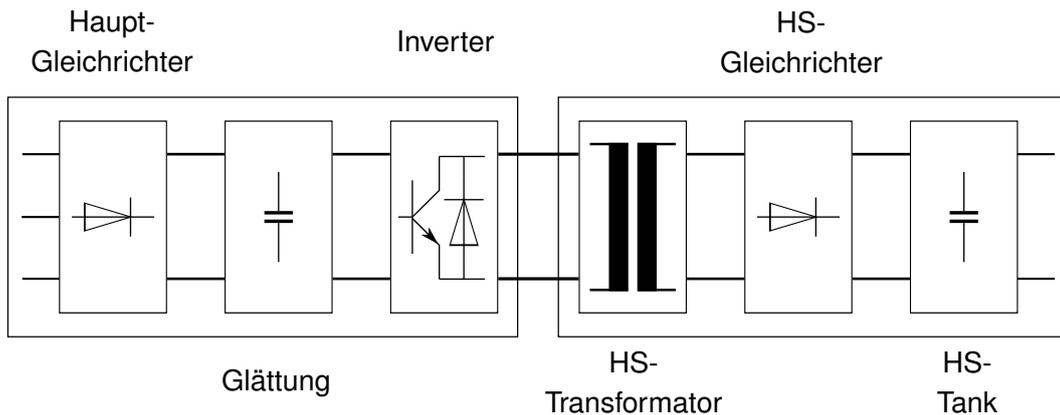


Abb. 2.9.: Prinzip des Hochfrequenz-Generators [5]

Für den Heizstromkreis wird ein unabhängiges System eingesetzt. Es unterscheidet sich von dem oben beschriebenen System dadurch, dass die Spannung nach den Inverter nicht mehr weiter angepasst werden muss. Sie liegt zwischen 8 V und 12 V bei einem maximalen Strom von etwa 8 A. Die Anodenspannung und der Kathodenstrom sind somit getrennt voneinander regelbar und durch Gleichrichter und Inverter unabhängig von der Eingangsspannung [9].

Für die Bildqualität ist eine konstante Anodenspannung erforderlich. Sie wird dafür permanent überwacht und nachgeregelt. In Abbildung 2.10 wird die Regelung dargestellt. Ändert sich die Spannung, wird das Tastverhältnis des Inverters nachgestellt. Die Reaktionszeit ist dabei von der Frequenz sowie von den Kapazitäten des Kabels und der Glättung abhängig [5].

Die Regelung des Stromes I_H und damit der Kathodentemperatur ist verhältnismäßig träge. Deshalb wird der Glühfaden im Ruhebetrieb auf eine konstante Temperatur, die unterhalb der Elektronenemissionsgrenze liegt, gehalten. Vor Zuschaltung der Spannung U für die Aufnahme wird die Kathode auf die nötige Temperatur erhitzt und gehalten. Dafür wird der Heizstrom I_H geregelt. Nach dem Einschalten der Anodenspannung wird statt des Heizstromes der Anodenstrom I überwacht. Das Triggersignal zum Ausschalten der Hochspannung U wird durch die Ladungsüberwachung von Q (gemessen in mAs) gesetzt [5].

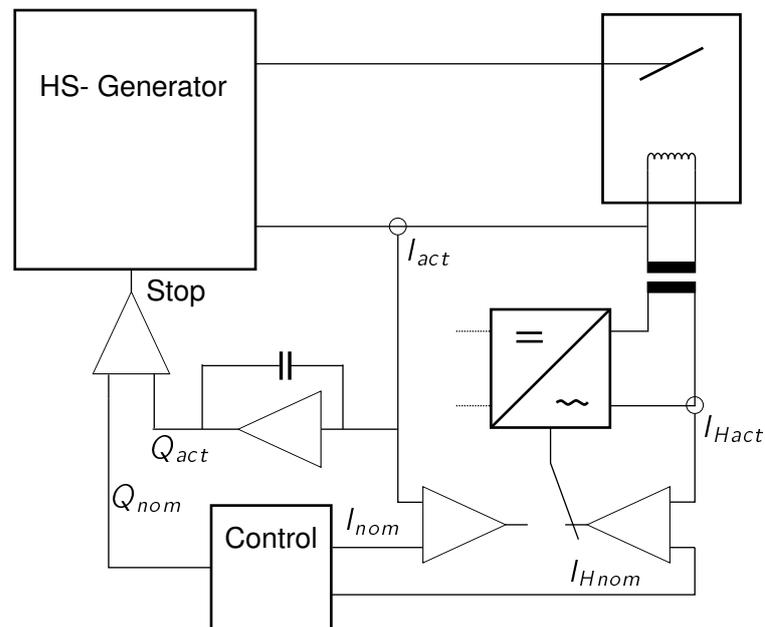


Abb. 2.10.: Regelung und Messgrößen des Generators [5]

Die Stromregelung ist röhrenspezifisch und die dafür notwendigen Abhängigkeiten zwischen Heizstrom I_H und Anodenstrom I müssen bekannt sein. Dafür kann der Strahler vom Generator ausgemessen werden. Die Röntgenröhre ist durch eine maximal zulässige Temperatur begrenzt. Damit diese nicht überschritten wird, bietet der Generator zwei Modi an. Im Standardmodus wird der Anodenstrom I konstant gehalten und die maximal zulässige Brennzeit ermittelt und eingehalten. Der andere Generatormodus beginnt die Strahlung mit der maximalen Kathodentemperatur, welche kontinuierlich durch den Heizstrom I_H herunter geregelt wird. Dieser Modus wird daher auch als „fallende Last“ bezeichnet. Die Gesamtladung Q bleibt durch Verkürzung der Belichtungszeit T konstant. Der Vorteil des Modus ist eine Verminderung der Bewegungsunschärfe.

Die Belichtungszeit kann nach der Aufnahme durch die Softwareschnittstelle ausgelesen werden. Angegeben wird diese nach dem IEC Standard [2]. Dies grenzt den Zeitraum ein, in der die Anodenspannung einen Wert oberhalb von 75 % der Sollspannung aufweist. Ein Beispiel des Verlaufes ist unter Abschnitt 3.1 in Abbildung 3.3 veranschaulicht. Die abfallende Flanke ist von den Kapazitäten des Systems und vor allem vom Strahlerversorgungskabel abhängig. Bei kurzen Aufnahmen unterhalb von 10 ms, kann die abfallende Flanke die Energiedosis und die Strahlungsqualität merklich beeinflussen.

2.2.2. Röntgenröhre, Filter und Kollimator

Die Röntgenröhre stellt die Strahlungsquelle der Röntgenphotonen dar und spielt gleichzeitig eine entscheidende Rolle in der Bildqualität. Die Röhre sollte hinsichtlich der Intensität und Strahlungshärte in einem breiten Bereich einstellbar sein, um den Anforderungen der medizinischen Diagnostik gerecht zu werden. Die Größe sowie die Energieverteilung des Brennflecks sind ebenfalls von Bedeutung [5].

Wie schon in Abbildung 2.1 aufgezeigt, besteht der Strahler im Wesentlichen aus einer Anode und Kathode, welche sich in einem evakuierten Glaskolben befinden. Die Kathode stellt den Elektronenemitter dar. Sie besteht meist aus einem Glühdraht, welcher durch einen Stromfluss erhitzt wird. Durch die hohen Temperaturen wird den Elektronen genug Energie zugeführt, um das Material zu verlassen. Sie werden dadurch in das Vakuum emittiert. Die Höhe der dazu notwendigen Energie ist vom Material abhängig und beträgt bei Wolfram etwa 4,5 eV. Die Menge der emittierten Elektronen wird durch den Heizstrom gesteuert. Der Zusammenhang zwischen Anodenstrom und Heizstrom ist dabei nicht proportional und wird zudem von der Anodenspannung beeinflusst [5].

Nachdem die Elektronen die Kathode verlassen haben, werden sie im Vakuum durch eine angelegte Anodenspannung beschleunigt. Dabei erreichen sie etwa 30 bis 65 % der Lichtgeschwindigkeit. Beim Auftreffen auf die Anodenoberfläche, werden die Teilchen abrupt abgebremst und die dabei freiwerdende Energie in Wärme und Strahlung umgewandelt (siehe Abschnitt 2.1.1). Die entstehende Wärmeleistung muss schnell abgeführt werden. Die Anode besteht daher aus einem drehbaren Teller, sodass der Brennfleck auf einer Bahn verläuft und die Energie besser verteilt wird. Eine weitere Verbesserung der Wärmeabfuhr wird durch einen flachen Anodenwinkel erreicht, was in Abbildung 2.11 verdeutlicht wird. Je flacher der Winkel ist, desto größer ist der Anodenbrennpunkt bei gleichbleibenden optischen Brennpunkt [7][5].

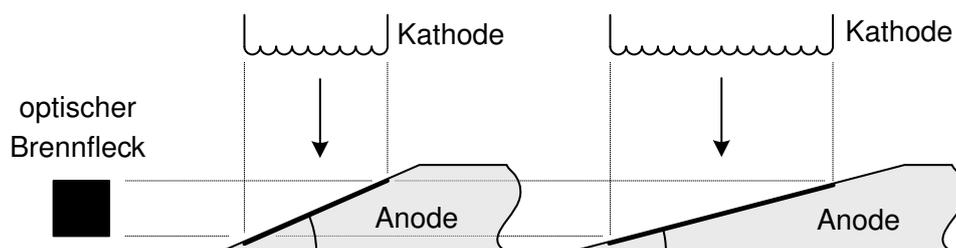


Abb. 2.11.: Größerer elektrischer Brennfleck bei gleichbleibendem optischen Brennfleck

Die Ortsauflösung des Röntgensystems wird durch die Größe des optischen Brennflecks beeinflusst. In Abbildung 2.12 wird deutlich, dass bei einem größeren Brennfleck der Halbschatten des bestrahlten Objektes ebenfalls größer wird. Das Objekt wird dadurch unscharf.

Die Intensitätsverteilung des Bildes wird vom flachen Anodenwinkel beeinflusst. In Abbildung 2.13 wird der Heel-Effekt dargestellt. Durch die längeren Strahlungswege im Anodenmaterial wird die Intensität abgeschwächt, was sich in der Aufnahme bemerkbar macht. Wie in Abbildung 2.14 verdeutlicht, beeinflusst das Abstandsgesetz der Punktstrahlung die Intensitätsverteilung zusätzlich [7][5][9].

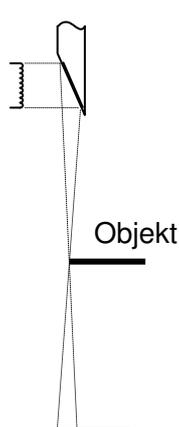


Abb. 2.12.: Der Halbschatten ist abhängig vom Objektabstand und von der Größe des Brennflecks

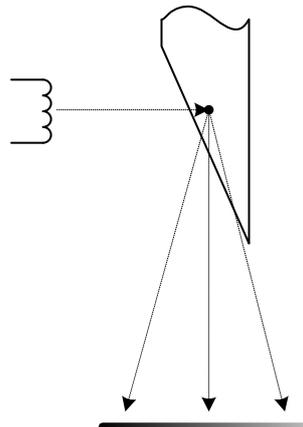


Abb. 2.13.: Heel-Effekt; durch längere Wege in der Anode bildet sich eine inhomogene Intensitätsverteilung

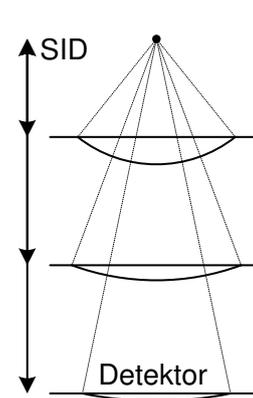


Abb. 2.14.: Je größer der Abstand zwischen Brennpunkt und Detektor ist, desto weniger wirkt sich das Abstandsgesetz aus

Durch eine größere SID⁶ kann der Einfluss der verschiedenen Effekte auf die Intensitätsverteilung der Aufnahme minimiert werden. Als Beispiel werden in den Abbildungen 2.15 und 2.16 jeweils die zentrale Zeile und die Spalte des Detektors bei zwei unterschiedlichen SIDs miteinander verglichen. Die Größe des Halbschattens wird durch einen größeren Abstand ebenfalls vermindert [9].

Beim Durchdringen des Glasröhrenkörpers wird ein Teil der niedrigerenergetischen Strahlung herausgefiltert. In speziellen Anwendungen, bei denen gerade dieser Teil der Strahlung von Bedeutung ist, wird in der Röhre ein Fenster aus einem Material geringerer Ordnungszahl (z.B. Beryllium) verwendet. In anderen Anwendungen ist die Wahrscheinlichkeit einer Absorption dieser Strahlung im Patienten hingegen sehr groß. Durch zusätzliche Filter, die direkt unterhalb der Röhre positioniert werden, kann die Strahlung zum Schutz des Patienten vorgefiltert werden. Dafür werden meist Aluminium- oder Kupferfilter mit Stärken bis zu 2 mm verwendet [9].

Der Kollimator besteht aus einer einstellbaren Bleiblende und befindet sich direkt unter dem

⁶Source to Image Distance: Distanz zwischen dem Fokus der Röntgenröhre und der Detektoroberfläche

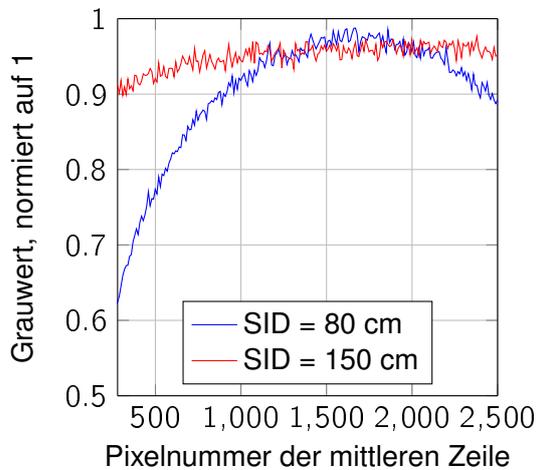


Abb. 2.15.: Der Heel-Effekt und das Abstandsgesetz sind deutlich sichtbar

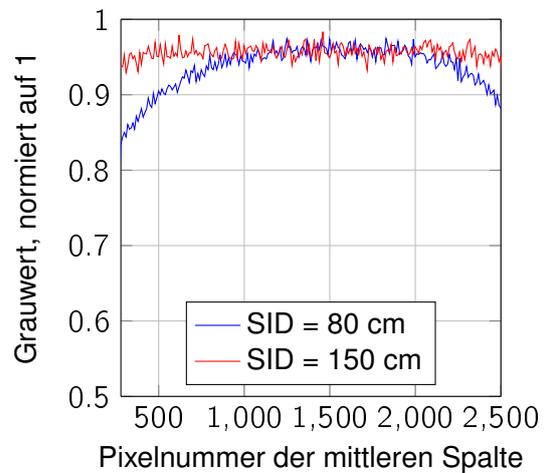


Abb. 2.16.: Der Heel-Effekt tritt nur entlang der Anodenachse auf

Röntgenstrahler. Die Blende wird so eingestellt, dass nur die ROI⁷ bestrahlt wird. So wird vermieden, dass der Patient unnötiger Strahlung ausgesetzt wird. Die oben erwähnten Filter können im Kollimator ausgewählt werden. Eine Lampe, die sich außerdem im Gehäuse befindet, projiziert zur Hilfe der Patientenpositionierung ein Schattenkreuz auf den Röntgentisch.

2.2.3. Digitaler Röntgenflachdetektor

Es gibt mehrere Arten das negative Abbild des durchstrahlten Körpers aufzuzeichnen. Früher wurden hauptsächlich Röntgenfilme dafür eingesetzt. Heute werden vermehrt digitale Flachdetektoren verwendet. Sie bestehen aus einer großen Schalt- und Photohalbleitermatrix. Durch die größere Dynamik und den ebenfalls größeren linearen Bereich sind über- oder unterbelichtete Aufnahmen im Gegensatz zum Röntgenfilm nicht zwangsläufig unbrauchbar. In Abbildung 2.17 wird die Kennlinie der Detektoren gegenübergestellt [6].

Grundsätzlich gibt es zwei verschiedenen Typen von digitalen Flachdetektoren. Diese unterscheiden sich bei dem Übergang von Strahlungsenergie zu elektrischer Energie und werden daher als indirekt beziehungsweise direkt gekennzeichnet.

Digitale Flachdetektoren mit direkter Energieübertragung bestehen aus amorphen Selen. Es ändert die Leitfähigkeit in Abhängigkeit der Intensität der Beleuchtung, beziehungsweise der Röntgenstrahlung, durch Bildung von Elektron-Loch-Paaren. Vor der Belichtung wird die Selenoberfläche mit etwa +5 kV geladen. Wird nun ein Elektron im Selen durch die Strahlung

⁷Region Of Interest, Bereich von Interesse

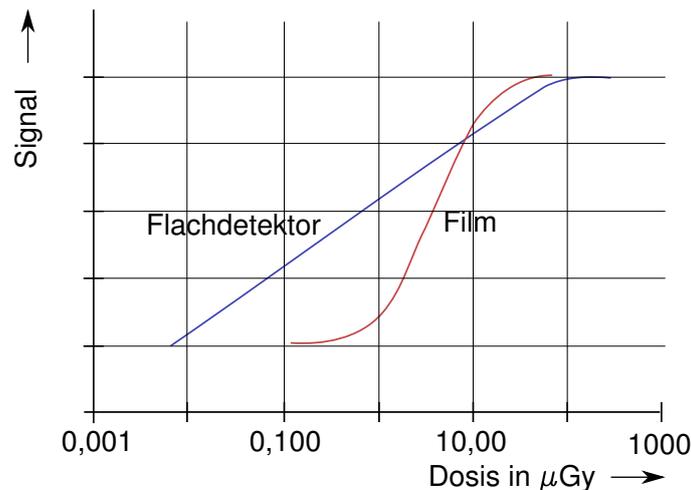


Abb. 2.17.: Dynamik-Vergleich zwischen digitalem Flachdetektor und Röntgenfilm [5]

aus der Schale geschlagen, wandert es zur Oberfläche und verändert dadurch die Höhe der Ladung. Die veränderte Spannung wird anschließend durch eine TFT⁸-Matrix ausgelesen [15][9].

Bei der indirekten Übertragung wird zunächst die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht konvertiert. Das Licht fällt anschließend auf eine Matrix, bestehend aus Photodioden, Kondensatoren und Dünnschichttransistoren. Je stärker das einfallende Licht ist, desto leitfähiger werden die Dioden und desto mehr Strom fließt in die Kondensatoren. Nach der Belichtung wird die Ladung der Kondensatoren durch ansteuerbare Transistoren ausgelesen [15].

Ein Treiber steuert jeweils die Gates der Dünnschichttransistoren einer ganzen Zeile an, sodass theoretisch alle Pixel der ausgewählten Zeile gleichzeitig ausgelesen werden können. Da jedoch nicht für jede Spalte ein Analog-Digital-Konverter bereitgestellt werden kann, werden die Spalten in Gruppen zusammengefasst und durch einen Multiplexer der Reihe nach ausgewählt. Für jede Spalte wird zusätzlich ein Vorverstärker bereitgestellt. In Abbildung 2.18 wird die Ausleseelektronik dargestellt. [6].

Die Schicht, die bei den indirekten Detektoren die Röntgenquanten in sichtbares Licht umwandelt, wird Szintillator genannt. Zwei Zusammensetzungen haben sich dabei als besonders gut geeignet herausgestellt. Mit Terbium dotiertes Gadoliniumoxisulfid ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}^{3+}$) ist ein unstrukturierter Stoff. Die dadurch erzeugte Streuung der Röntgenstrahlung im Szintillator beeinflusst die Schärfe des Bildes. Eine aufwendigere Alternative stellt mit Thallium dotiertes Caesiumiodid (CsI:Tl) dar (Abbildung 2.19). Dieses Material kristallisiert bei der Produktion direkt auf dem Detektor und bildet eine diskrete nadelförmige Struktur. Dadurch

⁸Thin-Film-Transistor, Dünnschichttransistor

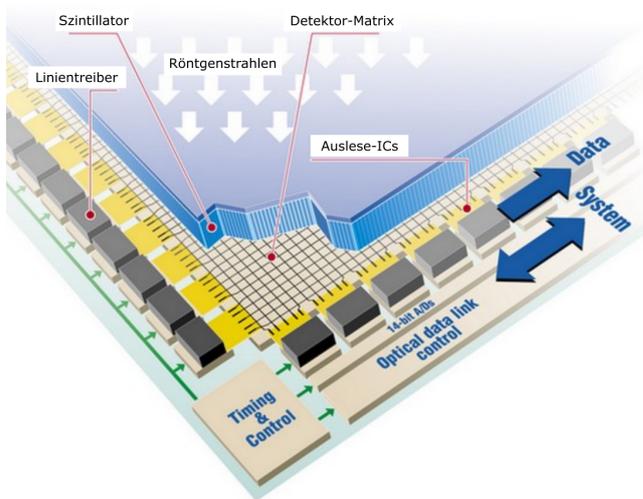


Abb. 2.18.: Schematische Darstellung der TFT-Matrix [nach www.trixell.com, letzter Zugriff 16.02.2016]

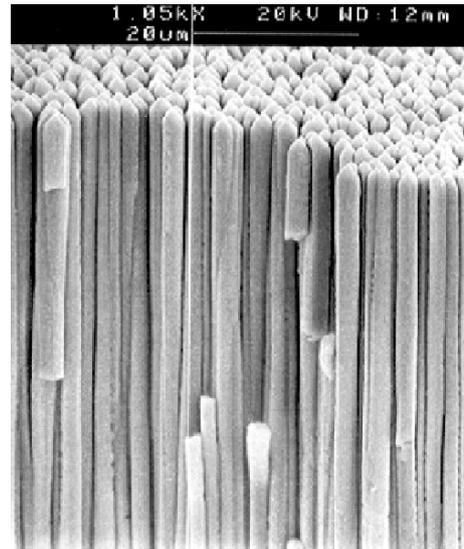


Abb. 2.19.: Starke Vergrößerung eines CsI-Szintillators [www.researchgate.net, letzter Zugriff 16.02.2016]

wird die Streuung zu benachbarten Pixeln stark vermindert. Im Gegensatz zum Gadolinium kann bei diesem Szintillator eine bessere Bildschärfe erreicht werden [6][15].

2.3. Physikalische Bildkorrekturen

Das vom Detektor erhaltene Rohbild ist nicht direkt verwertbar und muss vorher einer Reihe von Korrekturen unterzogen werden. Jedes Element der Bildmatrix weist Fehler in der Kennlinie (Grauwert = $f(\text{Dosis})$) hinsichtlich Offset und Verstärkung auf. Die notwendigen Korrekturen werden nachfolgend beschrieben.

Offsetkorrektur: In einer rohen Aufnahme sind starke Abweichungen im Offset vorhanden, die mit dem Auge im Bild erkennbar sind. Zur Korrektur dieses Fehlers wird eine unbelichtete Aufnahme direkt nach der Belichteten erzeugt und von dieser subtrahiert. In den Abbildungen 2.20 und 2.21 werden eine Aufnahme vor und nach der Korrektur dargestellt [5].

Sensitivitätskorrektur: Hierdurch werden nicht nur Fehler des Detektors ausgeglichen, sondern auch beispielsweise der Heel-Effekt der Anode oder das Abstandsgesetz der Strahlungsquelle. Es werden mehrere Aufnahmen mit gleicher Belichtung erstellt (etwa auf der Hälfte der maximalen, linearen Dosis des Detektors). Diese werden dann linear gemittelt, um das Rauschen zu mindern. Jede neue, offsetkorrigierte Aufnahme wird dann pixelweise

mit dem gemittelten Bild dividiert. Damit erhalten alle Pixel des Bildes eine annäherungsweise gleiche Verstärkung. Die bisherigen Korrekturen lassen sich, wie in Gleichung 2.15 und 2.16 dargestellt, beschreiben. Das Ergebnis der Sensitivitätskorrektur ist in Abbildung 2.22 dargestellt. [5].

$$I_{ij}(t) = G_{ij}(t_2) \cdot (X_{ij}(t) - O_{ij}(t_1)) \quad (2.15)$$

$$G_{ij}(t_2) = \frac{1}{X_{ij}(t_2) - O_{ij}(t_2)} \quad (2.16)$$

- mit:
- I_{ij} = korrigiertes Bild
 - G_{ij} = gemitteltes, invertiertes Sensitivitäts-Korrekturbild
 - X_{ij} = aktuelle, unkorrigierte Aufnahme
 - O_{ij} = Offsetkorrekturbild
 - t_x = verschiedene Zeitpunkte der Aufnahmen

Korrektur defekter Pixel: Um den Produktionsaufwand eines Detektors gering zu halten, werden eine begrenzte Menge an defekten Linien oder Pixel noch akzeptiert. Diese werden durch ihre starken Abweichungen zu den benachbarten Pixel identifiziert und durch Interpolation mit diesen korrigiert [5].

Es gibt noch weitere Korrekturen die zum sogenannten „Preprocessing“ gehören. Diese wurden zur Wahrung der Übersicht jedoch ausgelassen.

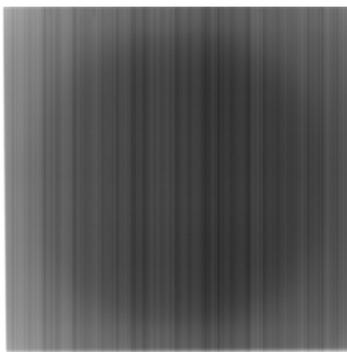


Abb. 2.20.: Rohbild ohne Korrekturen

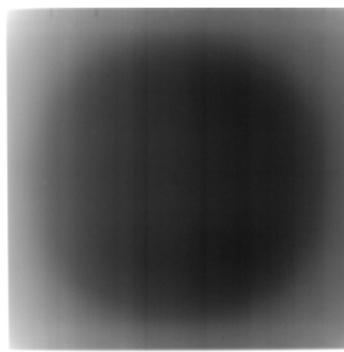


Abb. 2.21.: Offsetkorrigiertes Bild, Heel-Effekt und Effekt des Abstandsgesetzes erkennbar

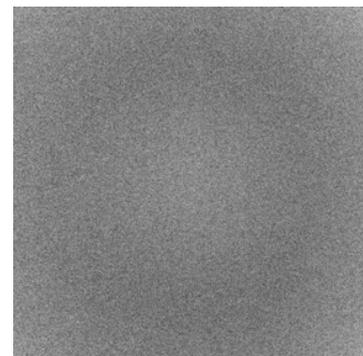


Abb. 2.22.: Sensitivitäts- und offsetkorrigierte Aufnahme

2.4. Bewertungsgrößen von bildgebenden Systemen

Zur Einschätzung eines Röntgensystems und deren Komponenten wurden verschiedene Vergleichsgrößen eingeführt. Nachfolgend werden einmal die Rauschanteile und die wichtigsten Kriterien erläutert. Hierbei wird von Röntgensystemen mit digitalen Detektoren nach Offset- und Sensitivitätskorrektur ausgegangen.

Elektronisches Rauschen: Durch die Verwendung von elektronischen Bauteilen, werden dem Signal zusätzliche Störungen überlagert. Das thermische Rauschen, erzeugt durch ungleiche Wärmeverteilung in den Bauteilen, wird durch die Ausleseelektronik verstärkt. Es bildet einen Grundpegel, das unabhängig von der einfallenden Strahlung ist. Außerdem ist es ein unkorreliertes Rauschen [7].

Fix Pattern-Rauschen: Dieser Anteil des Rauschens ist systembedingt und keinesfalls unkorreliert. Es wird durch die Sensitivitätskorrektur bereits stark vermindert. Diese Korrektur wird nur bei einer festen Einstellung der Generatorparameter (U und Q) vorgenommen. Je größer die Parameter von der Kalibrierung abweichen, desto stärker ist dieser Rauschanteil. Das inverse Korrekturbild enthält zudem noch elektronisches Rauschen, welches das Fix Pattern-Rauschen zusätzlich verstärkt [11].

Quantenrauschen: Ist eine Messung oder ein Ergebnis von Quanten abhängig, so existiert auch ein Quantenrauschen. Angenommen es werden zwei Röntgenaufnahmen mit identischen Einstellungen erstellt, dann treffen bei jeder Aufnahme unterschiedlich viele Photonen auf die jeweiligen Pixel auf. Die relative Häufigkeit der Photonen pro Aufnahme folgt der Poisson-Verteilung und ist damit nur vom Mittelwert S abhängig. Dieser und die Varianz σ^2 sind identisch. Durch eine größere Energiedosis, steigt auch der Mittelwert S . Der prozentuale Anteil des Rauschens nimmt jedoch ab. In Gleichung 2.17 wird das SNR^9 dargestellt [7].

$$SNR = \frac{P_{sig}^2}{P_{noise}^2} = \frac{S^2}{\sigma^2} = S \quad (2.17)$$

mit: P_{sig} = Signalleistung
 P_{noise} = Rauschleistung

Modulationsübertragungsfunktion: Ein Röntgensystem kann eine Anatomie nur mit einem begrenzten Kontrast abbilden. Entscheidende Faktoren sind hier zum Beispiel die Größe des optischen Brennpunktes oder die Stärke, beziehungsweise die Struktur des Szintilla-

⁹Signal-to-Noise ratio, Signal-Rausch-Verhältnis

tors. Die MTF^{10} ist die Fourier-Transformierte der eindimensionalen System-Impulsantwort. Sie ist begrenzt durch die halbe Abtastfrequenz und damit durch die Größe der Detektorpixel. Die MTF wird auch Kontrastübertragungsfunktion genannt und ist dabei, wie in Gleichung 2.18 dargestellt, definiert. Abbildung 2.23 zeigt einen möglichen Verlauf einer MTF [7].

$$MTF(u) = \frac{\text{Kontrast des Bildes am Ausgang bei Frequenz } u}{\text{Kontrast des Originalbildes bei Frequenz } u} \quad (2.18)$$

mit: u = eindimensionale Ortsfrequenz

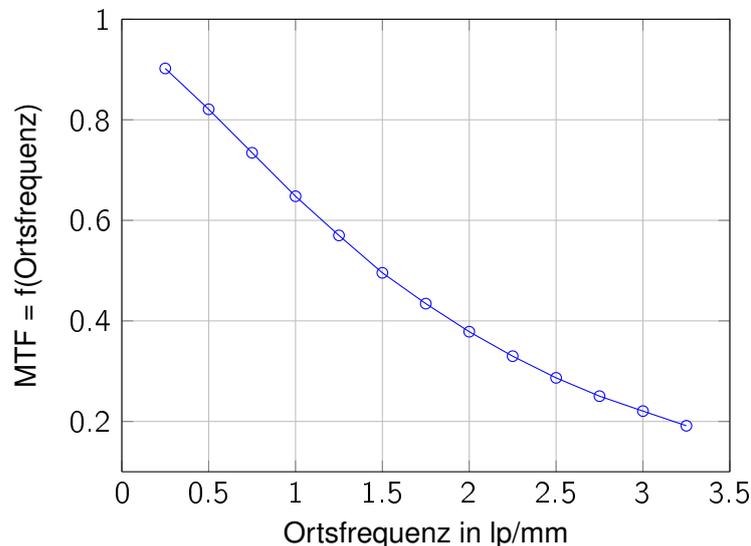


Abb. 2.23.: Beispiel einer Modulationsübertragungsfunktion

Detektierte Quanteneffizienz: Das SNR des Quantenrauschens ist proportional zur Energiedosis der Strahlung. Wird ein System mit einem Eingang und Ausgang betrachtet, lässt sich der Rauschabstand SNR_{out} am Ausgang auf den des Eingangs SNR_{in} normieren. Damit ist die DQE¹¹ unabhängig von der Energiedosis. Für das Quantenrauschen lässt sich die DQE wie in Gleichung 2.19 darstellen. Der Detektor kann nicht alle einfallenden Quanten q_0 detektieren, sondern nur einen Anteil α .

Wird nur das Quantenrauschen betrachtet, stellt die detektierte Quanteneffizienz einen konstanten Faktor dar. Im Realfall sind jedoch noch die anderen Rauschanteile zu beachten, die

¹⁰Modulation Transfer Function, Modulationsübertragungsfunktion

¹¹Detektierte QuantenEffizienz

$$DQE = \frac{SNR_{out}}{SNR_{in}} = \frac{\left(\frac{S_{out}^2}{\sigma_{out}^2}\right)}{q_0} = \frac{\sigma_{out}^2}{q_0} = \frac{\alpha \cdot q_0}{q_0} = \alpha \quad (2.19)$$

- mit: $_{out}$ = Index des detektierten Signals
 $_{in}$ = Index der einfallenden Strahlung
 α = Anteil der vom Detektor detektierten Quanten, $\in [0, 1]$
 q_0 = Anzahl der einfallenden Quanten pro Zeit- und Flächeneinheit

von der MTF abhängig sind. Daraus folgt eine DQE, die ebenfalls von der MTF und damit von der Ortsfrequenz abhängig ist [8].

MTF und DQE stehen in Verbindung zueinander. Wird einer der Werte verbessert, zieht dies meist eine Verschlechterung des anderen Wertes mit sich. Eine Anhebung der Szintillator-Dicke lässt die Effizienz und damit die DQE zwar ansteigen, nur führt dies zur Verstärkung der Streuung. Dieser Effekt wirkt sich wiederum negativ auf die MTF aus.

2.5. Automatische Belichtungsregelung

Bei der Anwendung der Röntgenstrahlung am Menschen tritt eine Schwierigkeit auf, die in der Arbeit bislang noch nicht näher erläutert wurde. Durch die individuellen Größen und Gewichte der Patienten, ist es oft schwierig die notwendige Dosis der Strahlung abzuschätzen. Aus diesem Grund wird eine automatische Dosisregelung (AEC¹²) eingeführt [9].

Die Belichtungssteuerung wurde bereits bei Röntgenfilmen eingesetzt. Diese haben im Gegensatz zu den digitalen Flachdetektoren einen viel schmaleren linearen Bereich (siehe Abbildung 2.17). Wird dieser Bereich bei der Belichtung verlassen, oder gar nicht erst erreicht, sind die Bilder mangels Kontrast oftmals unbrauchbar und die Aufnahme muss wiederholt werden. Bei den digitalen Detektoren wird die untere Belichtungsgrenze lediglich vom SNR beeinflusst. Damit feine Strukturen in der Abbildung nicht durch das Grundrauschen überlagert werden, ist eine minimale Dosis erforderlich. Überbelichtete Aufnahmen sind nach einem Histogrammausgleich nicht mehr von normalen Aufnahmen unterscheidbar. Dies ist für den Patienten, welcher dann unnötig viel Strahlung ausgesetzt wird, besonders gefährlich. Letztlich bildet die Belichtungsregelung einen Kompromiss zwischen der Bildqualität und der Strahlungsbelastung des Patienten [5].

¹²Automatic Exposure Control, automatische Belichtungssteuerung

2.5.1. Gesundheitliche Risiken durch Röntgenstrahlung

Um aufzuzeigen, dass eine solche Dosisregelung erforderlich ist, wird hier auf die Gefahren der ionisierenden Strahlung eingegangen. Die Art einer möglichen Schädigungen wird in zwei klar definierte Gruppen unterteilt.

Deterministische Strahlenwirkungen: und deren Schweregrad sind abhängig von der Strahlendosis. Dabei werden Schwellwerte der Dosis angenommen, ab denen klinische Symptome beobachtbar sind. Sie sind abhängig vom Gewebe und vom Zustand des Patienten und werden bei diagnostischen Röntgenaufnahmen im Normalfall nicht erreicht. Die niedrigsten Grenzen liegen zwischen 0,1 und 0,5 Gy, bei der eine vorübergehende Sterilisation der Keimdrüsen beobachtet wurde. Die Körperzellen werden entweder zerstört oder so beeinträchtigt, dass sie sich nicht mehr rekonstruieren oder mutieren. Eine Heilung ohne medizinischen Eingriff ist daher schwer möglich. Bekannte Symptome deterministischer Strahlung sind unter anderem Verbrennungen der Haut, Augenlinsentrübungen und Blutbildveränderungen [12][3].

Stochastische Strahlenwirkungen: werden durch eine Eintrittswahrscheinlichkeit beschrieben. Diese ist je nach Gewebe oder Organ abhängig von der Energiedosis. Besondere Schwellwerte gibt es dabei nicht. Bei dieser Strahleneinwirkung bleibt die Zelle funktionsfähig, das Erbgut kann jedoch verändert oder beschädigt werden. Dies kann zu Tumoren oder Leukämie führen. Des Weiteren können defekte Gene auch an Nachkommen vererbt werden und sich erst nach mehreren Generationen durch Symptome, wie dem Down-Syndrom, Missbildungen oder Immunschwächen bemerkbar machen. Besonders anfällig sind Gewebe, bei denen die Menge der Zellteilungen vergleichsweise hoch sind. So ist die Wahrscheinlichkeit einer Strahlenwirkung bei Kleinkindern größer als bei Erwachsenen im Rentenalter. Als Grundlage für die Abschätzung der Risiken werden vor allem die Daten der überlebenden Opfer von Hiroshima und Nagasaki verwendet [12][3].

In beiden Fällen der Strahlenwirkung kann es zu Spätfolgen kommen, deren Symptome sich erst nach mehreren Jahren oder Jahrzehnten bemerkbar machen. Dies macht die ionisierende Strahlung besonders unberechenbar und gefährlich.

2.5.2. Technischer Aufbau und Messprinzip

Der Aufbau der automatischen Dosisregelung ist in Abbildung 2.24 dargestellt. Sie besteht im einfachsten Fall aus einem Sensor, der die Strahlungsleistung misst, einem Integrator, der den Wert in eine Ionendosis konvertiert und einem Komparator, welcher den Generator triggert. Erreicht die gemessene Dosis einen voreingestellten Wert, wird die Strahlung durch den Generator abgeschaltet [9].

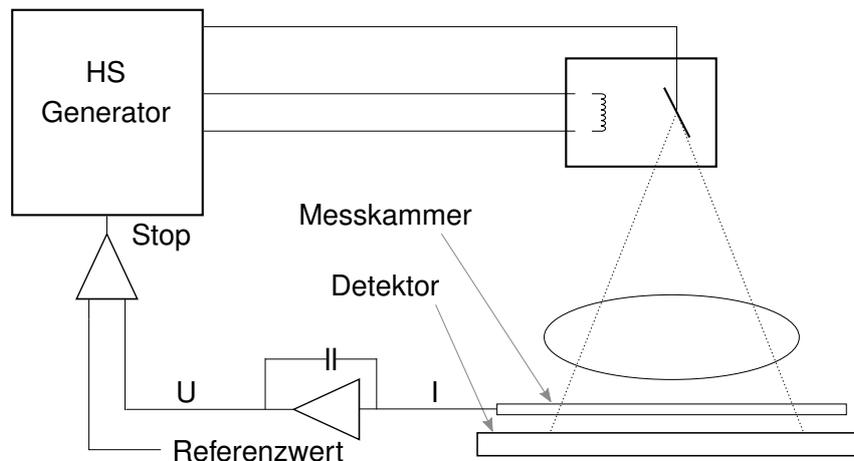


Abb. 2.24.: Aufbau der automatischen Belichtungsregelung

Es existieren zwei unterschiedliche Arten von Messkammern. Zum einen werden strahlungsempfindliche Halbleiter eingesetzt. Diese werden aufgrund der optischen Dichte hinter dem Detektor positioniert. Zum anderen werden Ionisationskammern verwendet, welche zwischen Patienten und Detektor platziert werden. Bei der Halbleitermessung gibt es keinen proportionalen Zusammenhang zwischen Messsignal und der Strahlungsleistung vor dem Detektor, da gerade von diesem ein großer Teil absorbiert und die Härte der Strahlung beeinflusst wird. Die Ionisationskammern hingegen müssen eine geringe optische Dichte aufweisen, damit die anatomische Abbildung nicht verfälscht wird. Dafür ist das Ausgangssignal proportional zur Strahlungsleistung [9].

Bei der diagnostischen Radiographie wird hauptsächlich das Ionisationsprinzip verwendet. Eine Messkammer besteht dabei aus einem mit Luft gefüllten Flächenkondensator, welcher mit einer Spannung von etwa 400V geladen wird. Einfallende Röntgenphotonen lösen dabei eine Ionisation der Luftteilchen aus. Die freiwerdenden Elektronen werden vom elektrischen Feld des Kondensators angezogen, bevor es zur Rekombination mit anderen Ionen kommt. Der entstandene Strom einer Messkammer beträgt nur wenige pA und muss vor dem Integrieren verstärkt werden [5].

In Abbildung 2.25 wird die Anordnung der Messfelder im Sensor (nachfolgend Amplimat genannt) verdeutlicht. Der Amplimat bedeckt den gesamten Detektor und besteht aus fünf Messkammern, wovon abhängig von der Ausrichtung des Patienten maximal drei gleichzeitig aktiv sind (1-2-3 oder 5-2-4). Die weitere Kombination der Felder wird durch die jeweilige Anatomie bestimmt. Bei einer Schädelaufnahme wird beispielsweise nur Kammer 2 und bei einer Brustkorbaufnahme die Kammern 1 und 3, beziehungsweise 5 und 4 aktiviert.

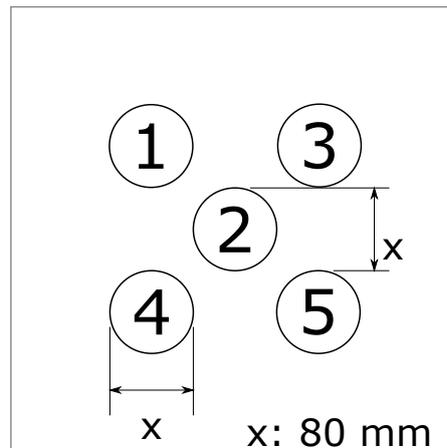


Abb. 2.25.: Anordnung der Felder eines Amplimaten

2.5.3. Kritik und mögliche Alternative

Eine automatische Dosisregelung bringt zwar viele Vorteile mit sich, doch gibt es auch einige Kritikpunkte, die nun nachfolgend erläutert werden.

Kosten: Für die Messung sind extra Bauteile erforderlich. Dies erhöht die Kosten des gesamten Systems. Außerdem muss der Amplimat technisch aufwendig mit besonders störungsfreien Gleichspannungen größer als 100 V versorgt werden.

Abzeichnung der Felder: Wie oben schon erläutert, befindet sich der Amplimat vor dem Detektor und absorbiert ein Teil der Strahlung. Das Abbild der Messkammern kann dadurch in der Aufnahme erkennbar sein und die Qualität des Bildes beeinträchtigen.

Absorption: Der Amplimat ist fest eingebaut und befindet sich immer im Strahlengang. Selbst wenn die Regelung nicht verwendet wird, absorbiert dieser einen Teil der Strahlung. Vor allem bei Aufnahmen mit niedriger Strahlungshärte, ist der absorbierte Anteil verhältnismäßig groß.

Bedienungsfehler: Ist bei einer Aufnahme eine zu geringe Spannung eingestellt, wird auch dann der Generator erst abgeschaltet, wenn die erforderliche Energiedosis am Amplimat erreicht wurde. Ein Großteil der Strahlung wird durch die geringe HVL absorbiert und der Patient dadurch unnötig belastet.

Platzierungsfehler: Es kann vorkommen, dass der Bediener den Patienten nicht richtig über den Amplimat positioniert. Der anatomisch interessante Bereich liegt somit nicht innerhalb der Messfelder und es kann zur Über- beziehungsweise Unterbelichtung kommen.

Das in dieser Arbeit untersuchte Verfahren umgeht die oben genannten Probleme der Dosisregelung. Dabei wird vor der eigentlichen Aufnahme eine Voraufnahme mit einem Bruchteil der erforderlichen Energiedosis erstellt. Aus der entstandenen Abbildung kann durch eine Histogrammanalyse oder Mittelung bestimmter Bereiche ein Faktor festgelegt werden. Das Produkt dieses Faktors und der Voraufnahmenenergiedosis bestimmt die erforderliche Energiedosis der Hauptaufnahme. Bei letzterer Variante kann es jedoch wieder zu Abweichungen durch eine falsche Positionierung des Patienten kommen [10].

Dieses Verfahren hat gegenüber des AECs den Vorteil, dass variable ROIs in der Voraufnahme verwendet werden können. Des Weiteren machen sich falsche Einstellung hinsichtlich der Strahlenenergie schon in der Voraufnahme bemerkbar und können korrigiert werden, bevor der Patient unnötiger Belastungen ausgesetzt wird. Beim Einsatz von portablen Flachdetektoren, bei welchem kein Amplimat zur Verfügung steht, kann mit Hilfe der Voraufnahme trotzdem ein wünschenswertes Ergebnis erzielt werden.

3. Aufnahme und Ergebnisse der Messungen

In diesem Kapitel wird der gesamte Testaufbau sowie deren Komponenten und die Messungen erläutert. Viele der rohen Messergebnisse sind ohne Bearbeitung nicht verwertbar und werden daher in diesem Kapitel nicht dargestellt. Alle Messergebnisse befinden sich außerdem noch im Anhang. Die Bearbeitung sowie die Interpretation der Werte werden in den Kapiteln 4 „Diskussion der Messergebnisse“ und 5 „Auswertung“ näher erläutert.

3.1. Aufbau und Komponenten des Messsystems

In diesem Abschnitt wird der gesamte Messaufbau erläutert. Außerdem wird das verwendete Material aufgeführt. Die nähere Erläuterung dazu befindet sich im nächsten Abschnitt.

Das Testsystem bildet die Grundlage aller Messungen. Es befindet sich in einem speziell für Röntgenstrahlung angefertigten Raum mit Bleiummantelung. Die Raumtemperatur wird nahezu konstant auf 24 °C gehalten.

In der Abbildung 3.1 ist der Gesamtaufbau dargestellt. Nicht alle Komponenten wurden in jeder Messung benötigt. Die Bucky-Einheit des Detektors wurde nur bei Messungen mit Wasserphantom verwendet. Bei allen anderen Konfigurationen fiel diese weg und das Phantom oder der Amplimat wurden direkt auf dem Detektor positioniert.

Generator und Röhre: Der Generator wird mit der „Dreiknopftechnik“ angesteuert. Das bedeutet, Spannung U , Belichtungszeit t und Anodenstrom I werden einzeln ausgewählt. Damit ist der Modus der fallenden Last (Abschnitt 2.2.1) nicht aktiv und der Anodenstrom bleibt während der Belichtung nahezu konstant. Der Generator ist mit einer CAN¹-Schnittstelle ausgestattet. Die Telegramme müssen daher zur Kommunikation mit dem PC mit Hilfe einer Adapterplatine auf eine LAN²-Verbindung umgeleitet werden. Die Kenndaten des Generators sind in Tabelle 3.1 aufgeführt. In manchen Messungen wurde die tatsächliche Belichtungszeit vom Generator über die LAN-Schnittstelle ausgelesen.

¹Controller Area Network, serielles Bussystem

²Local Area Network, lokales Netzwerk

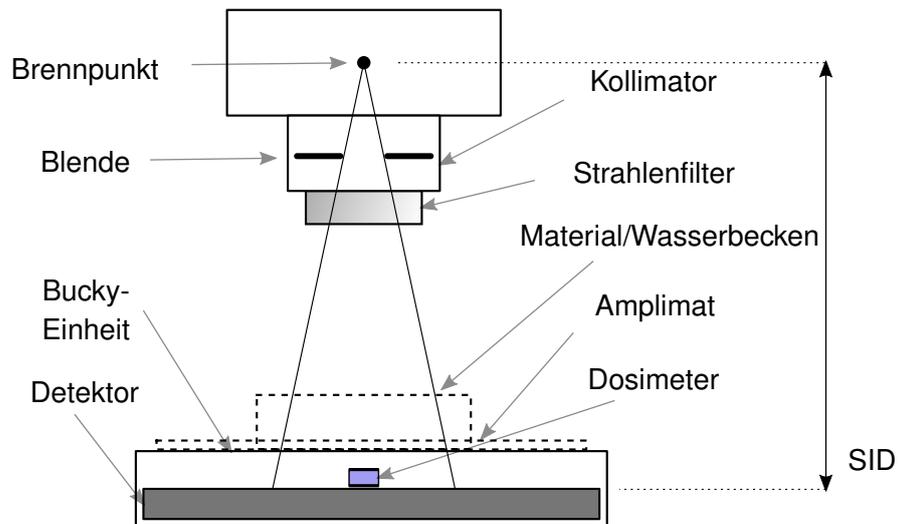


Abb. 3.1.: Gesamtaufbau des Messsystems

Tab. 3.1.: Kennwerte des verwendeten Generators

Parameter	Wert
Typ	Velara GCF Rel.2 2T
Seriennummer	SN074013
Firmware	Velara R/F-2 R2, V7, L1

Der verwendete Strahler wird luftgekühlt. Dieser ist mit zwei unterschiedlich langen, einzeln auswählbaren Glühfäden in der Kathode ausgestattet. Dadurch kann die Größe des Brennflecks bestimmt werden. Bei allen Messungen wurde der längere Glühfaden genutzt. Das hat den Vorteil, dass ein größerer Strombereich für die Messungen zur Verfügung stand. Die wichtigsten Kenndaten werden in Tabelle 3.2 festgehalten.

Strahlengang: Es besteht die Möglichkeit, im Strahlengang zwischen Röhrenaustrittsfenster und Detektor noch weitere Komponenten zu platzieren. Zum einen können unterhalb des Kollimators Filterelemente eingeschoben werden. Durch diese kann die Strahlenqualität ([4]) angepasst werden. Außerdem wurden Materialien zur Simulation des Patienten verwendet. Diese konnten, wie in Abbildung 3.1 angedeutet, auf den Detektor gelegt werden.

Die verwendeten Strahlenfilter werden in Tabelle 3.3 aufgeführt. Diese dienen bei den Messungen unter anderem dafür, die Dosis bei hohen Belichtungsleistungen so zu begrenzen, dass die Grauwerte des Detektors im linearen Bereich lagen.

Tab. 3.2.: Kennwerte der verwendeten Röntgen-Röhre

Parameter	Wert
Typ	SRO 33100 ROT 360
Seriennummer	215635
Anodenwinkel	13°
Permanente Filtration	2.5 mmAl
Brennflecknennwert	1,2

Zur Messung der Auswirkungen von Materie im Strahlengang wurden PMMA³- sowie Aluminium-Platten und Wasser verwendet. Ersteres wurde in den in Tabelle 3.4 dargestellten Stärken eingesetzt.

Tab. 3.3.: Verwendete Strahlenfilter

Aluminium-Filter
10 mm
21 mm
47 mm

Tab. 3.4.: Verwendetes Material

PMMA-Platten
60 mm
120 mm

Wasser ist ein geeigneter Stoff zur Simulation eines menschlichen Körpers, da dieser zu zwei Dritteln aus Wasser besteht. In der Norm IEC 60601-2-7 ([2]) wird Wasser auch als Material zur Simulation eines Menschen vorgeschrieben. Die vorgegebene Menge des Wassers hat einen applikatorischen Hintergrund und ist von der Röhrenspannung U abhängig. Diese wird in Tabelle 3.5 dargestellt. Bei großen Spannungen über 100 kV wird der Wasserstand nicht weiter erhöht. Dies ist dann beispielsweise mit einer Thorax-Aufnahme vergleichbar, da die Lunge mit schwach absorbierender Luft gefüllt ist. Die Werte stammen aus einer betriebsinternen Messprozedur zur Bestimmung der Amplitaten-Sensitivität. Aluminium hat nicht die gleichen Streueigenschaften, kann jedoch ersatzweise verwendet werden. In Tabelle 3.5 werden die zum Wasser äquivalenten Stärken angegeben, die in den Messungen benötigt wurden. Die Umrechnung der Werte wurde auf Basis von betriebsinternen Messreihen vorgenommen. Ein fester Umrechnungsfaktor existiert aufgrund der Abhängigkeit zur Strahlungsenergie nicht.

Als SID wurde die größtmögliche Einstellung von 150 cm verwendet, damit das Abstandsgesetz möglichst wenig Einfluss auf die Aufnahme hatte. Der Amplitat, welcher in dieser Arbeit untersucht wurde, ist auf dem aktuellen Stand der Technik und hat eine zu 0,8 mm Aluminium äquivalente Absorption. Der Amplitat wurde bei den Messungen direkt auf den Detektor gelegt. Die dazugehörige Regelung (AEC) wurde jedoch nicht verwendet.

³Polymethylmethacrylat, umgangssprachlich: Acrylglas

Tab. 3.5.: Festlegung für die Messungen mit variabler Röhrenspannung

Spannung	Wasserstand	Alu-Stärke
40 kV	30 mm	3 mm
50 kV	70 mm	-
60 kV	120 mm	-
70 kV	160 mm	23 mm
80 kV	180 mm	-
90 kV	190 mm	-
100 kV	200 mm	-
110 kV	200 mm	37 mm
120 kV	120 mm	-
130 kV	120 mm	-
140 kV	120 mm	-

Wenn nichts auf dem Detektor lag, wurde immer die gesamte sensitive Fläche mit dem Kollimator eingeblendet. Sobald ein Objekt (Alu, PMMA) auf den Detektor gelegt wurde, wurde die Blende so eingestellt, dass nur das Objekt bestrahlt wurde. Ansonsten konnte es dazu führen, dass der Detektor bei den freien Flächen außerhalb des linearen Bereiches betrieben wurde.

Detektor: Bei dem Detektor handelt es sich um einen digitalen Flachdetektor mit Cäsiumjodid-Szintillator. Die Kenndaten sind in Tabelle 3.6 verzeichnet. Der Detektor verfügt über eine interne Offset-Korrektur, die in dieser Arbeit auch verwendet wurde.

Tab. 3.6.: Kennwerte des verwendeten Detektors

Parameter	Wert
Typ	Philips PIXIUM 4343RC
Seriennummer	SN1325A9
Sensitive Fläche	43 cm x 43 cm
Pixel	2880 x 2880
Pixelpitch	148 μm
Sensitivität	635 LSB/ μGy
Max. lineare Dosis	50 μGy
Standby-Temperatur	31 $^{\circ}\text{C}$

Für die Messergebnisse wird an dieser Stelle die Pseudoeinheit LSB^4 definiert. Sie wird für die numerische Darstellung des Detektor-Grauwertes verwendet.

Bei der Analyse der Aufnahmen werden nur spezielle Bereiche des Detektors betrachtet. In den Grundlagen (Punkt 2.5.2) wurde bereits auf die Verteilung der Messkammern eines Amplimat eingegangen. Bei der Messung wurde die gleiche Anordnung und Größe der ROIs verwendet, wie beim Amplimat, damit eine Vergleichbarkeit hergestellt werden kann. Abbildung 3.2 zeigt die Platzierung der Regionen auf der sensitiven Pixelmatrix. Von diesen wird jeweils der Mittelwert der im Bereich liegenden Pixel gebildet. Bei einem gegebenen Durchmesser von 8 cm liegt die Anzahl der Pixel über 200.000 pro Feld. Der Anteil des Rauschens wird dadurch vernachlässigbar klein. Die unterschiedlichen Felder werden je nach Anatomie ausgewählt. In den Messungen war der Aufbau immer gleich, daher wurde ausschließlich das mittlere Feld betrachtet.

Dosimeter: Zur Messung der Luft-Kerma K_{Luft} und der Halbwertschichtdicke HVL der erzeugten Strahlung von Röhre und Generator wurde ein Dosimeter verwendet. Damit konnte ebenfalls die Sensitivität des Detektors bestimmt werden. Die in Tabelle 3.7 aufgelisteten Kennwerte des Dosimeters sind gegeben. Die Einheit „mAl“ der HVL bezieht sich auf Aluminium (Al). Die Lage des Sensors wird in Abbildung 3.2 aufgezeigt. Er wurde so positioniert, dass das mittlere Feld gerade noch frei war. Das grau hinterlegte Quadrat stellt die ca. 20x20 cm großen Aluminiumbleche dar. Bei den Messungen befand sich entweder nur das Dosimeter oder nur das Aluminium auf dem Detektor.

Das Dosimeter misst die Strahlung, wie in Abbildung 3.3 beschrieben. Ab einer bestimmten Strahlungsleistung wird die Aufzeichnung getriggert. Nach einer Verzögerung wird die Spitzenspannung U_p (in kVp) gemessen. Die Belichtungszeit wird in dem Zeitraum gemessen, in dem die Strahlungsenergie über 25 % des Endwertes liegt. Die Kerma K_{Luft} wird über den gesamten Zeitraum gemessen und integriert.

Tab. 3.7.: Kennwerte des verwendeten Dosimeters

Parameter	Wert
Typ	Raysafe Solo R/F & Mammo
Seriennummer	149737
Letzte Kalibration	29.10.2015
Energie-Bereich, Toleranz	10 nGy - 9999 Gy, 5 % oder ± 10 nGy
Leistungs-Bereich, Toleranz	20 nGy/s - 1 mGy/s, 5 % oder ± 10 nGy/s
Zeit-Bereich, Toleranz	1 ms - 999 s, 0,5 % oder $\pm 0,2$ ms
HVL, Toleranz	1,0 - 14,0 mm Al (60 - 120 kV), 10 % oder $\pm 0,2$ mm Al

⁴Least Significant Bit, kleinster darstellbarer Unterschied zwischen zwei quantisierten Werten

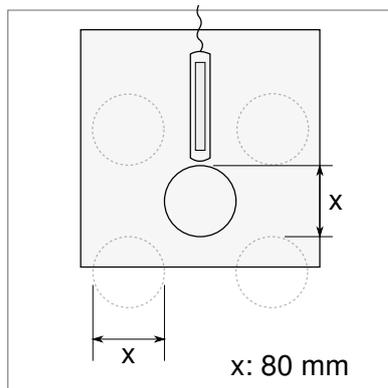


Abb. 3.2.: Sensitive Fläche des Detektors mit allen ROIs, Phantom und Dosimeter

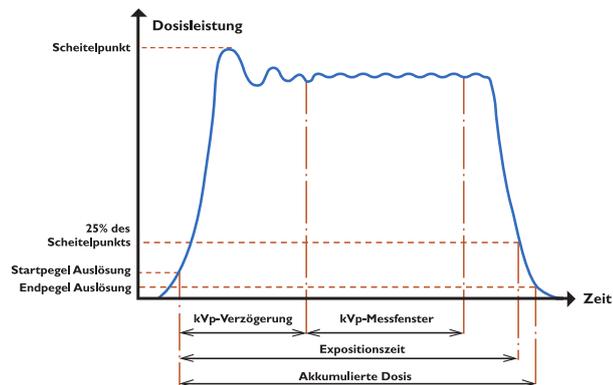


Abb. 3.3.: Messung mit dem Dosimeter [nach Ray-Safe Benutzerhandbuch]

3.2. Messkonfigurationen

Die Art der Messung kann in drei unterschiedliche Kategorien eingeteilt werden. Die Aufnahmen laufen dabei immer automatisiert mit Hilfe eines in Ruby⁵ implementierten Scriptes ab. Alle dazu nötigen Scripte sind im digitalen Anhang hinterlegt.

Einzelaufnahmen: Dies entspricht der automatisierten Erstellung einer einzelnen oder einer Reihe von Aufnahmen. Das Script greift auf eine XML⁶-Datei zu, welche alle Parameter der jeweiligen Messreihen enthält. Diese Datei wird wiederum von einem Ruby-Programm eingelesen und abgearbeitet. Nach jeder Belichtung wird ein zweites Dunkelbild erzeugt, welches direkt vom belichteten Bild subtrahiert wird. Das offsetkorrigierte Bild wird dann vom Detektor zum PC übertragen und als einzelne Datei abgespeichert. Sollten die Parameter, wie Belichtungszeit, Röhrenspannung oder Anodenstrom als Gleitkommazahl vorliegen, kann es durch Rundung zu minimalen Abweichungen der tatsächlichen Parameter kommen.

Aufnahmen mit Voraufnahme: Diese Konfiguration stellt einen Vorläufer einer Dosisregelung dar. Im Gegensatz zur Einzelaufnahme werden hier immer zwei Aufnahmen erzeugt. Die erste Belichtung wird bei einer kleinen Röhrenladung, wie bei der Einzelaufnahme beschrieben, durchgeführt. Nachfolgend wird das Bild von der Festplatte gelesen und die mittlere ROI des Bildes ausgewertet. Anhand des arithmetischen Mittels des Voraufnahmen-Grauwertes wird die nötige Röhrenladung der Hauptaufnahme bestimmt. Der Anodenstrom bei Vor- und Hauptaufnahme kann unterschiedlich groß sein. Bei dieser Konfiguration wird außerdem

⁵Höhere objektorientierte Programmiersprache, von Yukihiro Matsumoto entwickelt

⁶eXtensible Markup Language, plattformunabhängiges Dateiformat zur Darstellung von strukturierten Daten

noch eine Log-Datei angelegt, die alle gemessenen Parameter der Vor- und Hauptaufnahme enthält.

Messung der Luftkerma: Diese Konfiguration entspricht der einer Einzelaufnahme, nur dass hier noch zusätzlich ein Dosimeter zum Einsatz kommt. Dieses wird mit dem dazugehörigen Auslesegerät verbunden, welches wiederum über eine serielle Schnittstelle mit dem PC verbunden wird. Die gemessenen Werte können dann in Echtzeit direkt in ein Excel-Dokument exportiert werden.

3.3. Messabläufe und Ergebnisse

In diesem Abschnitt werden die genauen Messabläufe beschrieben und die rohen Ergebnisse soweit möglich dargestellt. Dabei wird zwischen einzelnen Aufnahmen, Aufnahmen mit Voraufnahmen und Luftkerma-Messungen unterschieden. Weitere Messungen, die nicht unmittelbar zum Ergebnis der Arbeit beitragen, sind im digitalen Anhang einsehbar.

Es ist darauf zu achten, dass der Detektor seine Standby-Temperatur von 31 °C erreicht hat. Ansonsten kann es zu Abweichungen der Grauwerte kommen.

Alle Messreihen werden der Reihe nach durchnummeriert, um eine einfache Zuordnung der Diskussion und Auswertung zu gewährleisten. Die Anzahl der Durchläufe variiert zwischen 1 und 5 Wiederholungen. Dies hängt mit der zur Verfügung stehenden Zeit am Testsystem zusammen. Die Röhrenspannung von $U = 70$ kV entspricht ungefähr dem statistischen Mittelwert bei klinischen Aufnahmen. Außerdem wird diese Spannung zur Kalibrierung der Sensitivitätskorrektur (Abschnitt 2.3) verwendet. Für Messungen mit konstanter Spannung wurden daher ebenfalls $U = 70$ kV verwendet. Alle Aufnahmen wurden dabei mit einer verhältnismäßig kleinen Röhrenladung Q erzeugt. Dies diente der Schonung des Detektors.

Bei den einzelnen Messungen wurden die Messreihen mehrfach aufgenommen, um die Streuung der Ergebnisse besser einschätzen zu können. Bei der Diskussion wird vor der Betrachtung von zusammengehörigen Messwerten s_n der arithmetische Mittelwert s , wie in Gleichung 3.1 gezeigt, gebildet. Eine exemplarische Berechnung ist dazu in Tabelle 3.8 aufgeführt. Wenn es nicht explizit aufgeführt wird, wird auf die Darstellung der einzelnen Messwerte im Text-Anhang verzichtet und in den digitalen Anhang verschoben.

$$s = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N s_n \quad (3.1)$$

In diesem Kapitel werden die Messungen in zusammengehörigen Gruppen eingeordnet. Die Reihenfolge in der Diskussion weicht von diesem Schema ab.

Tab. 3.8.: Exemplarisches Beispiel zur Ermittlung des Mittelwertes

Wiederholung	1	2	3	4	5	Mittelwert
Grauwert	101	102	99	105	95	100,4

3.3.1. Parameterabhängigkeit

In diesem Abschnitt wurde das Verhalten des Systems bei unterschiedlichen Betriebsparameter des Röntgenstrahlers untersucht. Dabei wurden Änderungen der Röhrenspannung U und des Anodenstromes I separat betrachtet. Bei dieser Messung wurden Einzelbelichtungen ohne Dosimeter aufgenommen.

1. Veränderung des Stromes: In dieser Messreihe wurde die Spannung auf einen konstanten Wert von $U = 70$ kV eingestellt und der 21 mm Aluminium Strahlenfilter verwendet. Dieser diente der Simulation des Patienten. Der Strahlengang blieb ansonsten frei von anderen Objekten. Es wurde nur der Grauwert des mittleren Feldes betrachtet (Abbildung 3.2). Außerdem wurde die tatsächliche Belichtungszeit vom Generator ausgelesen. In Tabelle 3.9 ist ein Teil der Messparameter aufgeführt. Der Strom I wurde in 100er Schritten von 100 bis 400 mA durchlaufen. Die restliche Auflistung befindet sich zusammen mit den Ergebnissen im Anhang in Tabelle A.1.

Tab. 3.9.: Verwendete Einstellungen für die Messung der Stromabhängigkeit

Index	Spannung	Strom	Ladung	Anzahl
1	70 kV	100 ... 400 mA	0,1 mAs	5
2	70 kV	100 ... 400 mA	0,2 mAs	5
3	70 kV	100 ... 400 mA	0,3 mAs	5
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
27	70 kV	100 ... 400 mA	18 mAs	5
28	70 kV	100 ... 400 mA	20 mAs	5

In der Abbildung 3.4 wird das Messergebnis für die niedrigen Ladungen (0 - 0,6 mAs) bei $I = 400$ mA gezeigt. Abbildung 3.5 stellt die rohen Daten für die höheren Ladungen (16 - 20 mAs) dar. Diese Abbildungen zeigen das unterschiedliche Streuverhalten der Grauwerte der gemittelten Felder.

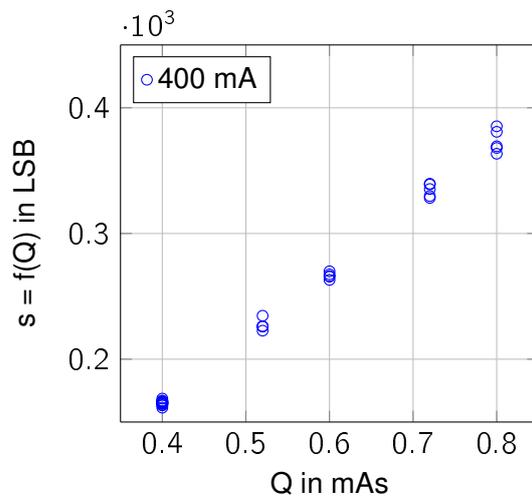


Abb. 3.4.: Grauwerte bei $I = 400$ mA und niedrigen Röhrenladungen

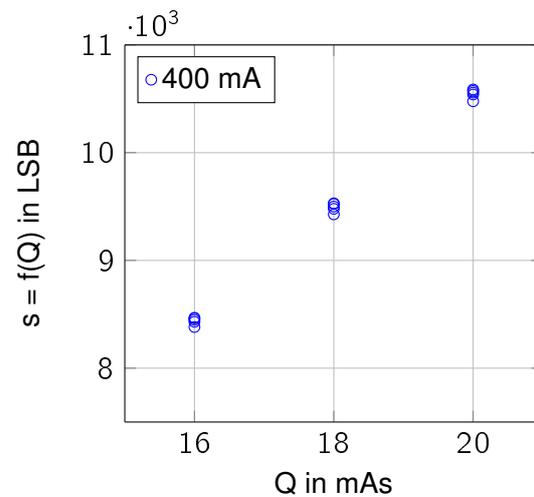


Abb. 3.5.: Grauwerte bei $I = 400$ mA und höheren Röhrenladungen

2. Abhängigkeit der Spannung: In dieser Messreihe wurde der Strom auf einen konstanten Wert von $I = 50$ mA eingestellt und die Spannung U variiert. Eine Begründung dafür findet sich in der Auswertung unter Punkt 5.1. Die Sensitivität des Detektors ist abhängig von der Spannung. Damit der Detektor immer unterhalb der maximalen linearen Dosis und oberhalb des Grundrauschens betrieben wurde, wurden dafür unterschiedliche Strahlenfilter eingesetzt. Diese sind in Tabelle 3.10 zusammen mit den eingestellten Spannungen U aufgeführt. Die Stärken der Filter haben dabei keinen weiteren Hintergrund, sondern dienen nur zur Einstellung des Arbeitspunktes.

Tab. 3.10.: Verwendete Filter zur Grauwert-Begrenzung

Spannung U	Stärke des Filters
50 kV	10 mm Al
70 kV	21 mm Al
90 kV	47 mm Al
110 kV	47 mm Al
130 kV	47 mm Al

In Tabelle 3.11 werden die Messparameter dargestellt. Eine weitere Auflistung befindet sich inklusive der Messergebnisse im Anhang in Tabelle A.3. Eine graphische Darstellung der rohen Ergebnisse ohne Diskussion bietet sich hier nicht an.

Tab. 3.11.: Verwendete Einstellungen für die Messung der Spannungsabhängigkeit

Index	Spannung	Strom	Ladung	Anzahl
1	50 ... 130 kV	50 mA	0,2 mAs	3
2	50 ... 130 kV	50 mA	0,3 mAs	3
3	50 ... 130 kV	50 mA	0,4 mAs	3
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
13	50 ... 130 kV	50 mA	15 mAs	3
14	50 ... 130 kV	50 mA	20 mAs	3

3.3.2. Auswirkungen von Absorptionskörpern im Strahlengang

In diesem Abschnitt wird speziell auf die Messung bei unterschiedlicher Stärke von Absorptionskörpern eingegangen. Zum einen wurde die Absorption des Amplimat untersucht und zum anderen die Veränderungen des Grauwertverlaufes bei unterschiedlich viel Materie im Strahlengang. Durch diese Messungen kann eine Nichtlinearität des Detektors oder des Generators untersucht werden.

1. Absorption des Amplimat: In den Grundlagen wurde bereits erwähnt, dass der Amplimat zusammen mit dem Detektor fest in der „Bucky-Einheit“ eingebaut ist. Bei Aufnahmen, in denen die Dosisregelung nicht verwendet wird, absorbiert der Amplimat trotzdem einen Teil der Strahlung. Wie groß der Anteil ist, wurde, wie nachfolgend beschrieben, ermittelt. Dafür wurde der Amplimat direkt auf den Detektor gelegt. Folglich wurden jeweils drei Belichtungen bei unterschiedlichen Spannungen, wie in Tabelle 3.12 beschrieben, aufgenommen. Zusätzlich wurde ein 21 mm Aluminiumfilter zur Simulation des Patienten verwendet. Die Messreihe wurde einmal mit Amplimat und nachfolgend ohne aufgenommen. Die AEC-Regelung wurde dabei nicht verwendet.

Tab. 3.12.: Verwendete Einstellungen der Amplimat-Absorptionsmessung

Index	Spannung	Strom	Zeit	Anzahl
1	45 kV	66.7 mA	30 ms	3
2	50 kV	66.7 mA	30 ms	3
3	55 kV	66.7 mA	30 ms	3
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
21	145 kV	66.7 mA	30 ms	3
22	150 kV	66.7 mA	30 ms	3

Die numerischen Ergebnisse sowie die gesamten Einstellungen zur Messung sind der Tabelle A.4 im Anhang zu entnehmen. In der Abbildung 3.6 werden die Messkurven jeweils ohne und mit Amplimat im Strahlengang aufgezeigt. Diese Abbildung wird aufgrund der Ausreißer in der Auswertung noch näher betrachtet.

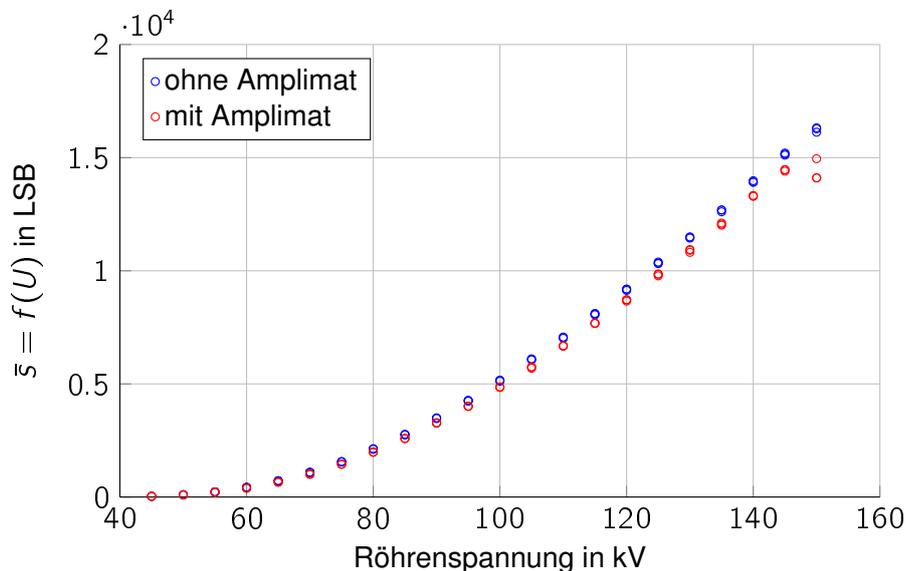


Abb. 3.6.: Grauwertverläufe bei unterschiedlicher Spannung U

2. Abhängigkeit der einzelnen Komponenten: Aus der Diskussion im Abschnitt 4.1 wird deutlich, dass die Funktion der Grauwerte in Abhängigkeit der Röhrenladung im Bereich unter 1 mAs nicht linear verläuft. Um zu analysieren, ob Detektor, Generator oder sogar beide Komponenten Einfluss darauf haben, wurde der Grauwertverlauf bei unterschiedlich viel Materie im Strahlengang untersucht. Die Messung wird dabei bei $U = 70$ kV und $I = 50$ mA durchgeführt. Als Absorber wird PMMA mit Stärken von 0 mm, 6 mm und 12 mm gewählt. Dies hat keinen tieferen Hintergrund. Es ist nur wichtig, dass drei unterschiedlich steile Grauwertverläufe entstehen. Da die PMMA Schichten verhältnismäßig flach sind, wurde zusätzlich noch ein 21 mm Aluminium Vorfilter verwendet. In Tabelle 3.13 befindet sich eine Übersicht der Messungen.

In Abbildung 3.7 sind die rohen Messungen aufgeführt. Der gewünschte Unterschied in der Steigung der Verläufe ist erkennbar. Die numerischen Messergebnisse sind zusammen mit den Einstellungen im Anhang in Tabelle A.5 verzeichnet. In Abschnitt 4.1 wird die Diskussion erläutert.

3. Variable Materialstärke bei variabler Röhrenspannung: Aufgrund der Auswertung von Messung „2. Abhängigkeit der Spannung“ wurde in dieser Teilmessung ebenfalls eine variable Spannung verwendet. Zusätzlich wurde bei jeder eingestellten Spannung unterschiedlich

Tab. 3.13.: Verwendete Einstellungen der PMMA-Absorptionsmessung

Index	PMMA	Spannung	Strom	Ladung	Anzahl
1	0, 3, 6 mm	70 kV	50 mA	0,2 mAs	1
2	0, 3, 6 mm	70 kV	50 mA	0,3 mAs	1
3	0, 3, 6 mm	70 kV	50 mA	0,4 mAs	1
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
9	0, 3, 6 mm	70 kV	50 mA	0,9 mAs	1
10	0, 3, 6 mm	70 kV	50 mA	1 mAs	1

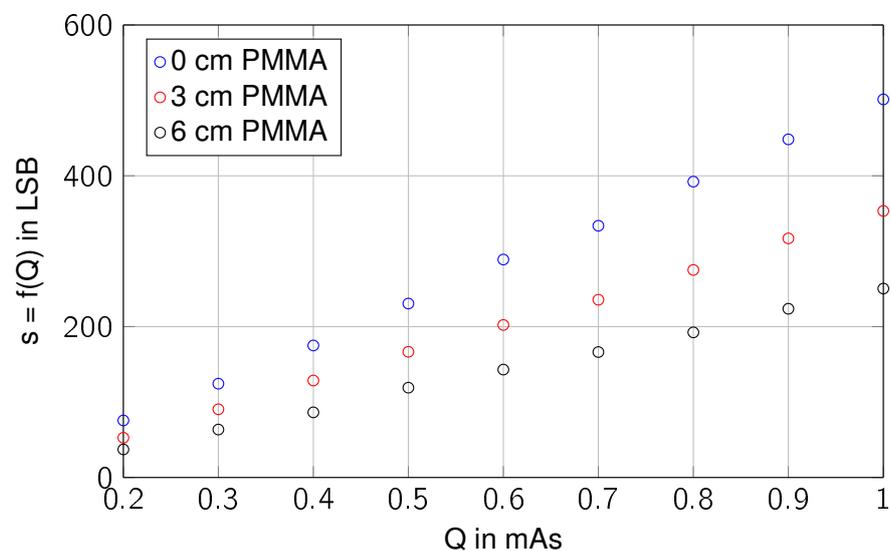


Abb. 3.7.: Grauwertverläufe bei verschiedenen PMMA-Stärken

viel Materie im Strahlengang platziert. Die Messung wurde an drei Stützstellen $U = 40, 70, 110$ kV durchgeführt. Eine Zusammenfassung der verwendeten Absorber ist in Tabelle 3.14 aufgeführt. Die Spalte „Stärke 2“ richtet sich nach den Vorgaben aus Tabelle 3.5 aus Abschnitt 3.1. Durch die „Stärke 1“ wird eine kleine oder große Abweichung zum vorgegebenen Wert provoziert.

Die Messung wurde mit einem Strom von $I = 50$ mA durchgeführt. Ein zusätzlicher Filter war nicht notwendig, da bereits ausreichend viel Materie im Strahlengang vorhanden war. Eine Übersicht der Einstellungen ist in Tabelle 3.15 verzeichnet. Alle Durchläufe wurden mit jeweils beiden Absorber-Stärken durchgeführt. Die Angabe der Messergebnisse befindet sich im Anhang in Tabelle A.6.

Tab. 3.14.: Verwendete Absorber

Spannung U	Stärke 1	Stärke 2
40 kV	0 mm Al	3 mm Al
70 kV	5 mm Al	23 mm Al
110 kV	20 mm Al	37 mm Al

Tab. 3.15.: Verwendete Einstellungen für die Absorptions-Messung

Index	Spannung	Strom	Ladung	Anzahl
1	40, 70, 110 kV	50 mA	0,2 mAs	3
2	40, 70, 110 kV	50 mA	0,3 mAs	3
3	40, 70, 110 kV	50 mA	0,4 mAs	3
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
13	40, 70, 110 kV	50 mA	1 mAs	3
14	40, 70, 110 kV	50 mA	3 mAs	3

3.3.3. Messungen mit Dosimeter

Um die Ursache der Nichtlinearitäten noch weiter untersuchen zu können, war eine Messung mit Dosimeter notwendig. Dafür wurde dieses wie in Abbildung 3.2 auf den Detektor platziert. Außer dem Dosimeter waren keine weiteren Materialien auf dem Detektor vorhanden. Der Strahlenfilter wurde in dieser Messung entfernt, damit die mittlere Strahlenenergie nicht verfälscht werden konnte. Diese Messung wurde vor der Festlegung auf einen Anodenstrom von $I = 50$ mA aufgenommen, wodurch hier ein abweichender Strom von $I = 100$ mA gewählt wurde. Als Röhrenspannung wird erneut $U = 70$ kV eingestellt. Das Dosimeter wurde auf den unteren Messbereich eingestellt (Tabelle 3.7). In Tabelle 3.16 sind die Messeinstellungen aufgeführt.

Die numerischen Messergebnisse sowie eine weitere Auflistung der Messeinstellungen befinden sich im Anhang in Tabelle A.8.

3.3.4. Messungen mit Voraufnahme

In dieser Messreihe wurde die Dosisregelung mittels Voraufnahme untersucht. Dafür wurde für jede Aufnahme, wie in Abschnitt 3.2 erläutert, eine Voraufnahme erzeugt. Für die zweite, beschriebene Messung wurde ein Korrekturfaktor eingeführt. Eine Herleitung dazu findet

Tab. 3.16.: Verwendete Einstellungen für die Dosimeter-Messung

Index	Spannung	Strom	Ladung	Anzahl
1	70 kV	100 mA	0,1 mAs	3
2	70 kV	100 mA	0,2 mAs	3
3	70 kV	100 mA	0,3 mAs	3
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
12	70 kV	100 mA	4 mAs	3
13	70 kV	100 mA	6 mAs	3

sich in der Auswertung. Mittels dieser Messungen kann eine Aussage über die Genauigkeit der Regelung und der Korrektur dieser getroffen werden.

1. Voraufnahmen ohne Korrektur: Zunächst wurde die nötige Dosis der Hauptaufnahme ohne Korrektur des Grauwertes der Voraufnahme ermittelt. Die Berechnung erfolgte durch eine klassische Dreisatzrechnung, wie in Gleichung 3.2 dargestellt.

$$Q_{main} = \frac{S_{exp}}{S_{pre}} \cdot Q_{pre} \quad (3.2)$$

mit: Q_{main} = Ladung für die Hauptaufnahme in mAs
 Q_{pre} = Ladung der Voraufnahme in mAs
 S_{exp} = Erwarteter Grauwert in LSB
 S_{pre} = Gemittelter Grauwert der Voraufnahme in LSB

Als Röhrenspannung wurden ebenfalls $U = 70$ kV eingestellt. Die Messparameter sind in Tabelle 3.17 verzeichnet. Eine weitere Angabe befindet sich zusammen mit den Ergebnissen im Anhang in Tabelle A.9. In dieser Messung wurde ebenfalls ein 21 mm Aluminium Strahlenfilter zur Simulation des Patienten eingesetzt.

In Abbildung 3.8 wird der Grauwertverlauf der Voraufnahme s_{pre} bei unterschiedlicher Röhrenladung Q_{pre} dargestellt. Abbildung 3.9 zeigt die Grauwerte s_{main} der dazugehörigen Hauptaufnahmen in Abhängigkeit der Voraufnahmen-Röhrenladung Q_{pre} . Die großen Abweichungen zum erwarteten Grauwert $s_{exp} = 5000$ in der Hauptaufnahme sind bereits optisch zu erkennen. In der Auswertung wird noch weiter auf die Abbildung eingegangen.

2. Voraufnahmen mit Wasserphantom: In der folgenden Messung wurde eine Korrektur des oben gezeigten Dreisatzes eingeführt. Das bedeutet die Gleichung 3.2 wird durch einen

Tab. 3.17.: Mess- und Berechnungsparameter (ohne Korrektur)

Index	Spannung	Strom	Zeit (Voraufnahme)	erwarteter Grauwert	Anzahl
1	70 kV	200 mA	0,5 ms	5000 LSB	3
2	70 kV	200 mA	1 ms	5000 LSB	3
3	70 kV	200 mA	1,5 ms	5000 LSB	3
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	
18	70 kV	200 mA	25 ms	5000 LSB	3
19	70 kV	200 mA	30 ms	5000 LSB	3

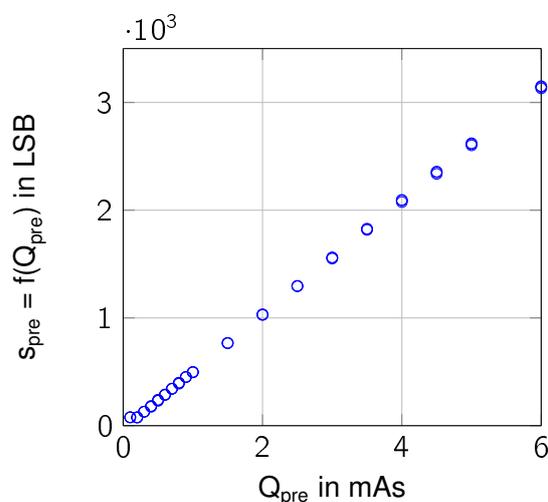


Abb. 3.8.: Grauwerte der Voraufnahme ohne Korrektur

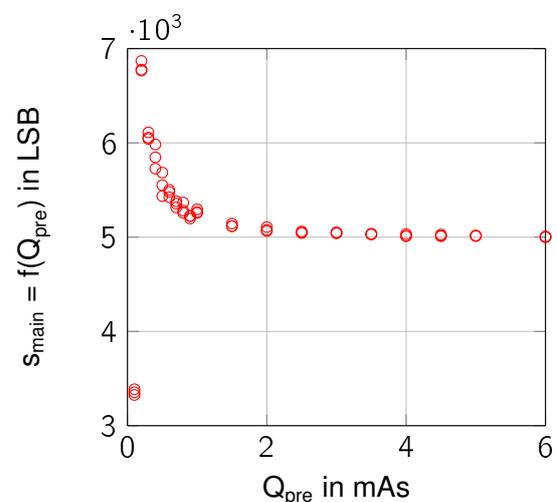


Abb. 3.9.: Grauwerte der Hauptaufnahme ohne Korrektur

Faktor erweitert. Diese Erweiterung wird durch Gleichung 3.3 dargestellt. Die Ausgleichskoeffizienten a , b und c werden in Abschnitt 4.3 berechnet und in Tabelle 4.3 verdeutlicht. Die Herleitung des Korrekturfaktors befindet sich im Anhang.

Diese Regelung wurde bei unterschiedlichen Spannungen getestet. Um eine realistische Aussage über die Genauigkeit treffen zu können, wurde in der Messung ein Wasserphantom, wie in Abschnitt 3.1 erläutert, eingesetzt. Die Füllhöhe wurde nach den in Tabelle 3.5 dargestellten Werten abhängig von der Anodenspannung U angepasst.

Die Messung wurde mit jeder dargestellten Anodenspannung und den Anodenströmen $I = 50, 200, 400$ mA durchgeführt. Untersucht wurde nur eine Voraufnahmenladung Q_{pre} bis 0,5 mAs, da die Ergebnisse über 0,5 mAs ohne Korrektur schon hinreichend genau sind. In Tabelle 3.18 werden die Messparameter dargestellt.

$$Q_{main} = \frac{S_{exp}}{S_{pre}} \cdot Q_{pre} \cdot q_{ref}(Q_{pre}) \quad \text{mit} \quad q_{ref}(Q) = c - a \cdot \left(\frac{Q}{\text{mAs}} \right)^{-b} \quad (3.3)$$

mit: $q_{ref}(Q)$ = Referenzfunktion

a, b, c = Ausgleichskoeffizienten

Tab. 3.18.: Mess- und Berechnungsparameter (mit Korrektur)

Index	Spannung	Strom (Hauptaufnahme)	Ladung	Korrektur	Anzahl
1 - 3	40 kV	50 - 200 mA	0,2 - 0,5 mAs	Ja	3
4 - 6	50 kV	50 - 200 mA	0,2 - 0,5 mAs	Ja	3
7 - 9	60 kV	50 - 200 mA	0,2 - 0,5 mAs	Ja	3
10 - 12	70 kV	50 - 200 mA	0,2 - 0,5 mAs	Ja	3
13 - 15	80 kV	50 - 200 mA	0,2 - 0,5 mAs	Ja	3
16 - 18	90 kV	50 - 200 mA	0,2 - 0,5 mAs	Ja	3
19	100 kV	200 mA	0,2 - 0,5 mAs	Ja	3
20	110 kV	200 mA	0,2 - 0,5 mAs	Ja	3
21	120 kV	200 mA	0,2 - 0,5 mAs	Ja	3
22	130 kV	200 mA	0,2 - 0,5 mAs	Nein	3
23	140 kV	200 mA	0,2 - 0,5 mAs	Nein	3

Die Korrektur wurde bei den hohen Spannungen abgeschaltet, da die Abweichungen in dem Bereich schon ausreichend klein sind. Eine ausführliche Erläuterung findet sich in der Auswertung. Die Messergebnisse sowie eine weitere Angabe der Parameter befinden sich im Anhang in Tabelle A.10.

4. Diskussion der Messergebnisse

In diesem Abschnitt werden die Messergebnisse bearbeitet, diskutiert und dargestellt. Außerdem werden starke Abweichungen entfernt, die unterhalb von $Q = 0,3 \text{ mAs}$ und an den Einstellungsgrenzen der Röhrenspannung $U = 40$ und 150 kV liegen. Auf die Ursache wird in der Auswertung eingegangen. Aufgrund der vielen Messwerte wird die numerische Darstellung der Diskussion in den Anhang verschoben.

4.1. Einheitliche Darstellungsweise der Messergebnisse

Bisher wurden die Messergebnisse als Grauwert über die Ladung Q aufgetragen. Abweichungen zum linearen Verlauf sind so nur schwer erkennbar. Zur besseren Darstellung werden die Quotienten der Grauwerte, wie in Gleichung 4.1 dargestellt, gebildet und so normiert, sodass sie gegen 1 konvergieren.

$$q'(Q) = \frac{q(Q)}{\max(q(Q))} \quad \text{mit} \quad q(Q) = \frac{s(Q)}{Q} \quad (4.1)$$

mit: q' = normierte Grauwertquotienten (einheitenlos)
 q = Grauwertquotienten in LSB/mAs

Sollten die Grauwerte s proportional zur eingestellten Röhrenladung Q verlaufen, dann würde der Quotientenverlauf q eine Konstante darstellen. Ein nichtkonstanter Verlauf ist daher ein Indikator für einen nichtlinearen Verlauf des Grauwertes. Als Röhrenladung Q stehen zwei Größen zur Verfügung. Zum einen die vorgegebene Ladung Q_{nom} und die tatsächliche Ladung Q_{act} . Da nur die tatsächliche Belichtungszeit t_{act} vom Generator auslesbar ist, wird Q_{act} nach Gleichung 4.2 gebildet.

$$Q_{act} = I_{nom} \cdot t_{act} \quad (4.2)$$

mit: I_{nom} = vorgegebener Kathodenstrom in mA

Die Grundlage dieser Diskussion bildet die Messung „1. Veränderung des Stromes“ aus Abschnitt 3.3.1. Die Berechnung der Parameter befindet sich im Anhang in Tabelle A.1. In Abbildung 4.1 werden beide Darstellungsarten verdeutlicht. Die Abszisse stellt dabei zwei unterschiedliche Skalen dar.

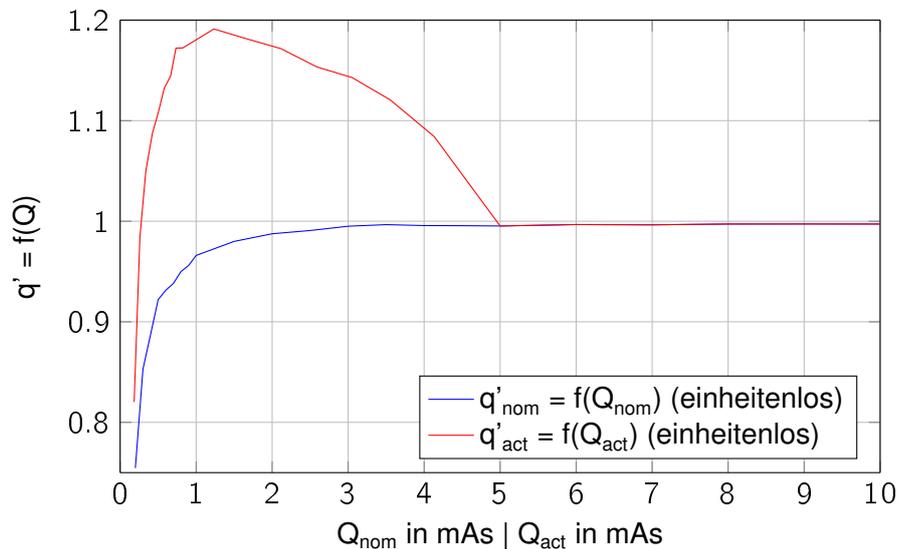


Abb. 4.1.: Vergleich der Quotientenverläufe q'_{nom} und q'_{act}

Der Verlauf von q'_{act} macht im Gegensatz zu q'_{nom} einen großen Bogen, bevor es auf einen konstanten Wert von 1 zuläuft. Aus diesem Grund wird zur Darstellung des gemessenen Quotientenverlaufes die voreingestellte Zeit t_{nom} und damit Verlauf q'_{nom} gewählt. Eine ausführliche Interpretation der abweichenden Zeit befindet sich in der Auswertung.

Weiterhin stellt sich die Frage, ob die diskutierten Werte in Abhängigkeit des Grauwertes s oder der eingestellten Ladung Q_{nom} aufgetragen werden sollten. Für diese Frage wird die Messung „2. Abhängigkeit der einzelnen Komponenten“ aus Abschnitt 3.3.2 betrachtet. Hier wurden drei Messreihen mit jeweils unterschiedlich viel Materie im Strahlengang angefertigt. Diese Ergebnisse werden ebenfalls, wie in Gleichung 4.1 dargestellt, normiert. Sie werden jedoch einmal über die eingestellte Ladung Q (Abbildung 4.2) und einmal über den gemessenen Grauwert s (Abbildung 4.3) aufgetragen. Auf Grund des Ergebnisses wird künftig der Quotientenverlauf über Q_{nom} aufgetragen. Die Diskussion der rohen Messwerte befindet sich im Anhang in Tabelle A.5 und die Analyse wird in der Auswertung fortgeführt.

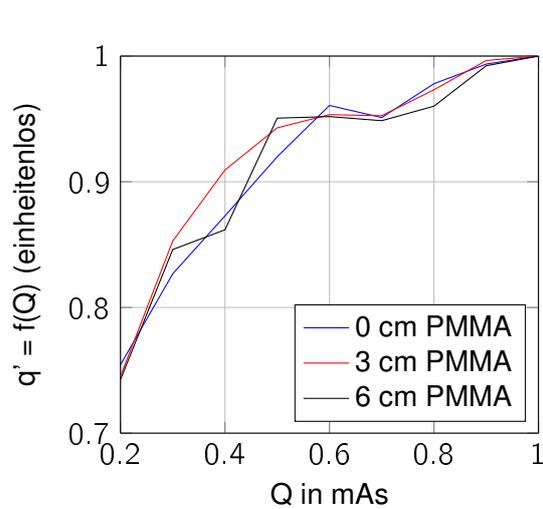


Abb. 4.2.: Quotientenverläufe q' in Abhängigkeit der Ladung Q bei unterschiedlicher Materialstärke im Strahlengang

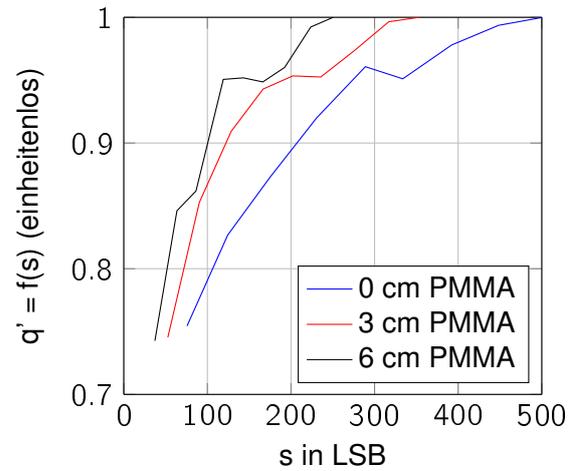


Abb. 4.3.: Quotientenverläufe q' in Abhängigkeit des Grauwertes s bei unterschiedlicher Materialstärke im Strahlengang

4.2. Parameterabhängigkeit des Systems

In den Messungen von Abschnitt 3.3.1 wurden die Grauwerte bei unterschiedlichen Anodenspannungen U und -strömen I untersucht.

Zunächst werden die Messungen „1. Veränderung des Stromes“ betrachtet. Dafür werden erneut Quotienten $q'(Q)$ gebildet und normiert, wie in Gleichung 4.1 vorgegeben. Eine vollständige und numerische Diskussion befindet sich im Anhang in Tabelle A.1. In Abbildung 4.4 werden die Quotientenverläufe q' bei den unterschiedlichen Strömen I dargestellt. Um die Unterschiede besser erkennen zu können, wird die Abszisse logarithmisch skaliert.

Bei der Messung der Stromverläufe wurde auch die ausgelesene Zeit t_{act} des Generators mit aufgezeichnet. Zur anschaulichen Interpretation wird die prozentuale Abweichung a_{time} zur eingestellten Zeit t_{nom} nach Gleichung 4.3 berechnet. In Abbildung 4.5 wird das Ergebnis der Diskussion mit logarithmischer Abszisse verdeutlicht. Die unterschiedlichen Verläufe werden in der Auswertung analysiert.

$$a_{time}(t_{nom}) = \left(\frac{t_{act}(t_{nom})}{t_{nom}} - 1 \right) \cdot 100 \% \quad (4.3)$$

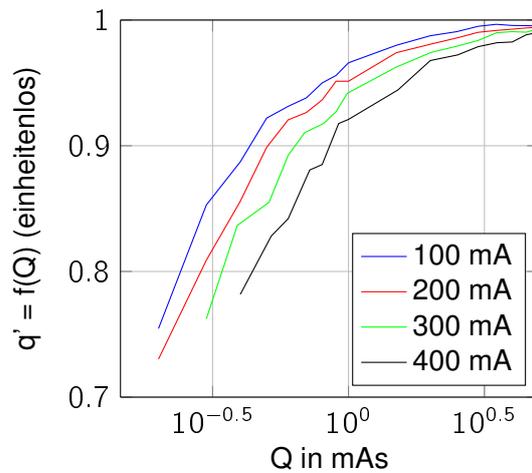


Abb. 4.4.: Quotientenverläufe q' in Abhängigkeit der Ladung Q bei unterschiedlichen Strömen I

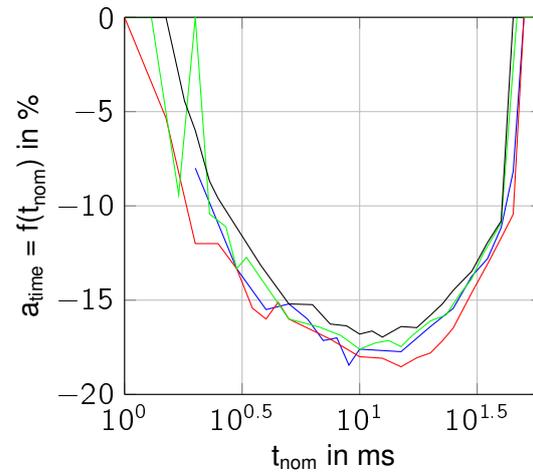


Abb. 4.5.: Prozentuale Abweichung a_{time} der tatsächlichen Zeit t_{act} zur eingestellten Zeit t_{nom}

Dies ist die einzige Messung mit fünf Wiederholungen je Einstellung. Aus diesem Grund eignet sich die Messung als Grundlage einer Berechnung der statistischen Standardabweichung $std(s_n)$ und das Verhältnis dieser zum arithmetischen Mittelwert s . Das Ergebnis ist nur eine Näherung, da fünf Messwerte für ein statistisches Maß noch nicht ausreichen. Die Ergebnisse der Berechnung befinden sich im Anhang in Tabelle A.2 und werden in Abbildung 4.6 graphisch dargestellt. Es ist deutlich erkennbar, dass die Unsicherheiten der Grauwerte ab $Q = 1$ mAs deutlich kleiner werden. Eine Begründung dafür befindet sich in der Auswertung.

Das System wurde außerdem noch auf eine Abhängigkeit der Spannung U hin untersucht. Aus den Ergebnissen der Messung „2. Abhängigkeit der Spannung“ aus Abschnitt 3.3.1 werden zunächst wieder die Quotienten q gebildet und anschließend, wie in Gleichung 4.1 beschrieben, normiert. Auf eine graphische Darstellung aller Quotientenverläufe q' wird in diesem Abschnitt verzichtet. In Abbildung 4.7 werden jeweils nur $U = 110, 130$ kV für spätere Analysen gezeigt. Die Diskussion ist im Anhang in Tabelle A.3 einsehbar.

Anders als beim Strom I , ist eine Festlegung eines einheitlichen Wertes der Spannung für alle Voraufnahmen nicht möglich. Dies würde die Absorptionseigenschaften der Körper im Strahlengang verändern und zu einem verfälschten Ergebnis führen (siehe Abschnitt 2.1.3). Um die unterschiedlichen Verläufe in Abhängigkeit der Spannung vergleichbar machen zu können, wird zunächst für jede gemessene Spannung eine Regressionsanalyse durchgeführt und die Parameter für die jeweiligen Regressionsfunktionen ermittelt. Somit wird jeweils der gesamte Verlauf q' für eine Spannung U auf drei Koeffizienten abgebildet und vergleichbar gemacht.

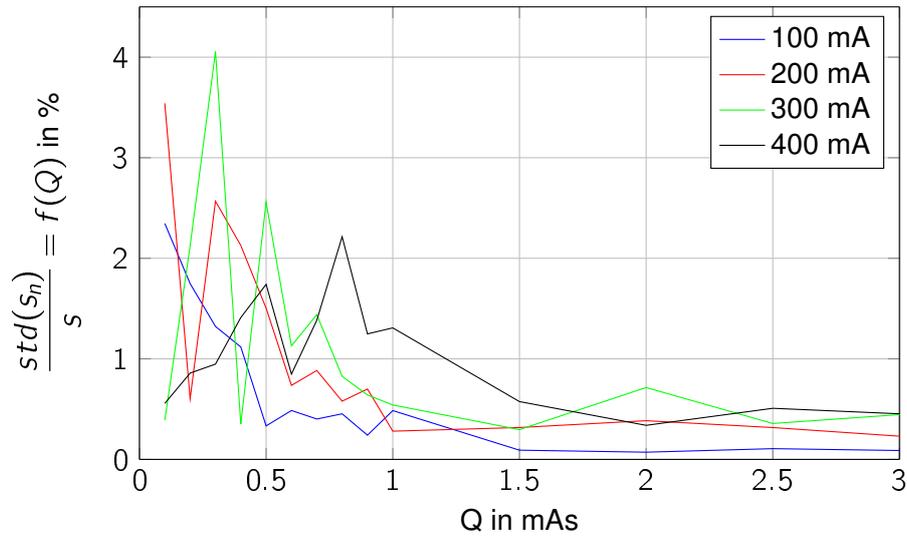


Abb. 4.6.: Prozentuale Standardabweichung zum Mittelwert

Als Vorlage für die Entwicklung der Ausgleichsfunktion wird der Quotientenverlauf q' gewählt (vgl. Abbildung 4.1, q'_{nom}). Wird der Offset entfernt, ähnelt die Funktion einer invertierten Hyperbel. Aus der Überlegung ergibt sich die in Gleichung 4.4 dargestellte Regressionsfunktion $\hat{q}(Q)$ mit variablem Offset c , linearem Faktor a und Exponenten b . Aufgrund der Normierung von q' muss die Einheit „mAs“ der Ladung gekürzt werden.

$$\hat{q}(Q) = c - a \cdot \left(\frac{Q}{\text{mAs}} \right)^{-b} \quad (4.4)$$

Die Parameter a , b und c der Regressionsfunktionen werden folglich mit dem GRG2¹-Algorithmus, welcher durch den Excel-Solver bereitgestellt wird, ermittelt. Dieser erzielt schon bei geringem Aufwand erfreuliche Ergebnisse. Als Eingangsparameter wird die Summe der quadratischen Fehler E^2 der Messwerte zur Regressionsfunktion, wie in Gleichung 4.5 beschrieben, erzeugt [14].

$$E^2 = \sum_{n=1}^N (\hat{q}(Q_n) - q'(Q_n))^2 \quad n \in \mathbb{N} \quad (4.5)$$

¹generalisierte Methode der reduzierten Gradienten (optimiertes Gradientenverfahren), entwickelt von L. Lasdon und A. D. Waren

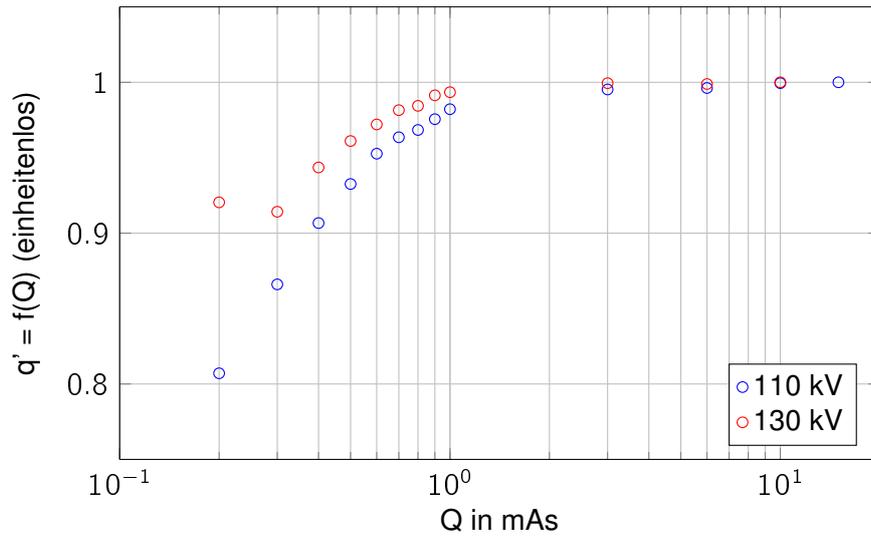


Abb. 4.7.: Vergleich der Quotientenverläufe $q'(Q)$ bei $U = 110$ kV und 130 kV

mit: N = Anzahl der Messpunkte

Q_n = Ladung am Messpunkt mit dem Index n

Dieser Fehler sowie die Startwerte der drei Parameter $a = 0$, $b = 0$ und $c = 0$ werden dem Solver als Eingangsargumente bereitgestellt. Zur Einschätzung des Solver-Ergebnisses wird das Bestimmtheitsmaß R^2 verwendet. Gleichung 4.6 zeigt die Berechnung dieses Maßes [14].

$$R^2 = 1 - \frac{E^2}{\sum_{n=1}^N (q'(Q_n) - \bar{q})^2} \quad \text{mit} \quad \bar{q} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^N q'(Q_n) \quad (4.6)$$

Die Regressionsfunktion wird in zwei unterschiedlichen Versionen ermittelt. Zum einen werden alle Werte bis $Q = 20$ mAs in der Ausgleichsfunktion berücksichtigt und zum anderen nur Werte bis $Q = 1$ mAs. Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 4.8 und 4.9 verdeutlicht. Als Grundlage wurde die Messung bei $U = 70$ kV ausgewählt. Tabelle 4.1 zeigt die Koeffizienten und das jeweilige Bestimmtheitsmaß.

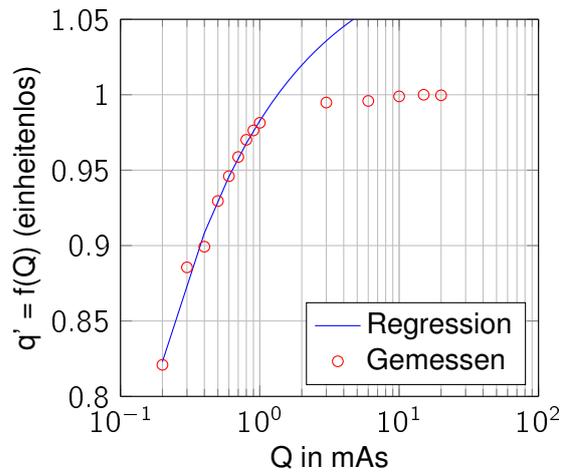


Abb. 4.8.: Verlauf der Regressionsfunktion $\hat{q}(Q)$ angepasst auf die Werte von 0,1 - 1 mAs

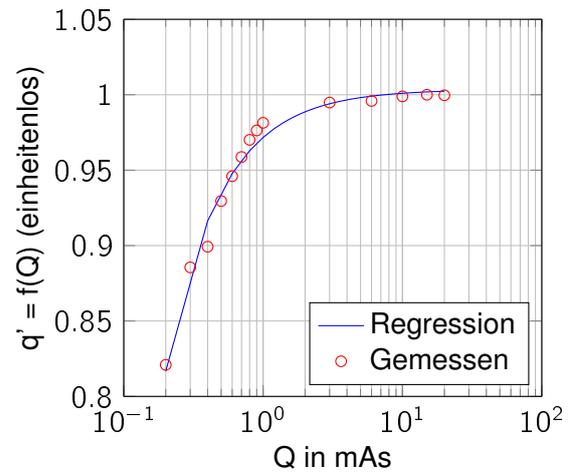


Abb. 4.9.: Verlauf der Regressionsfunktion $\hat{q}(Q)$ angepasst auf die Werte von 0,1 - 20 mAs

Tab. 4.1.: Ergebnisse der Regressionsanalyse bei $U = 70$ kV

Q	0,1 - 1 mAs	0,1 - 20 mAs
a	0,1214	0,0318
b	0,5219	1,1002
c	1,1041	1,0035
R^2	0,9937	0,9839

Da nur der Bereich unter $Q = 1$ mAs für die Voraufnahme von Interesse ist, wird die Regressionsfunktion aus Abbildung 4.8 gewählt. Für die weitere Analyse der gemessenen Quotientenverläufe $q'(Q)$ bei unterschiedlicher Spannung U , wird für jede Messreihe eine Regressionsanalyse durchgeführt. Eine graphische Darstellung der ermittelten Koeffizienten wird in Abbildung 4.10 dargestellt. Tabelle 4.2 enthält die numerische Darstellung des Ergebnisses.

Die gesamte Diskussion der Ergebnisse befindet sich im Anhang in Tabelle A.3 und die weitere Interpretation wird in der Auswertung erläutert.

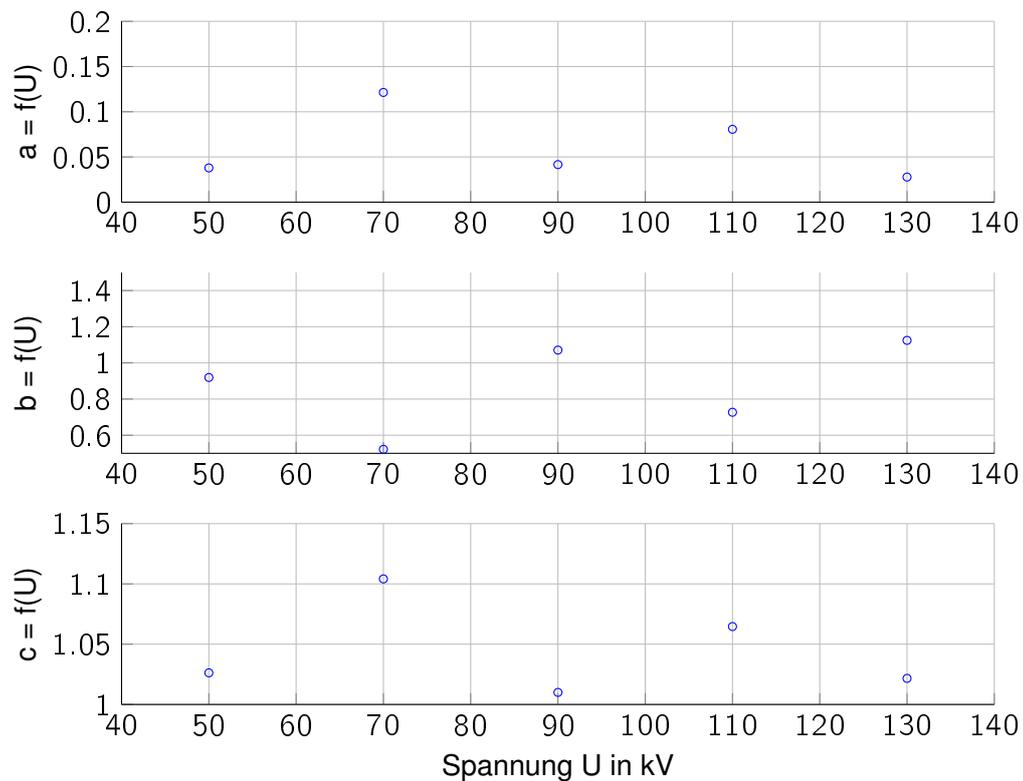


Abb. 4.10.: Ergebnis der Regressionsanalysen bei unterschiedlichen Röhrenspannungen

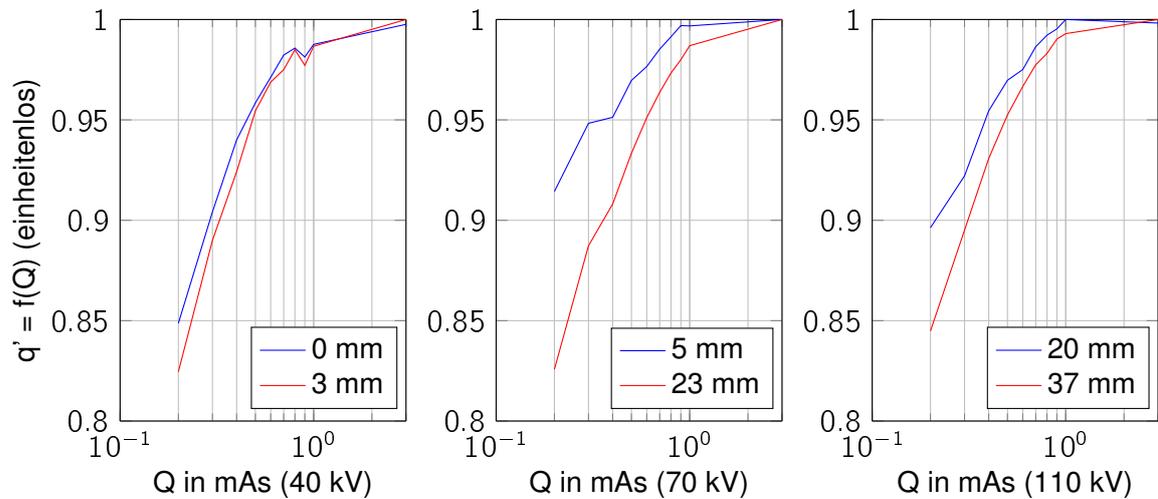
4.3. Abhängigkeit der Absorber-Stärke

In der Messung „3. Variable Materialstärke“ aus Abschnitt 3.3.2 wurden Messreihen bei drei unterschiedlichen Höhen der Spannung $U = 40, 70, 110$ kV und jeweils unterschiedlich dicken Aluminium im Strahlengang aufgenommen. Aus den Ergebnissen wird wieder der normierte Quotientenverlauf q' nach Gleichung 4.1 berechnet, welcher für alle Konfigurationen in Abbildung 4.11 verdeutlicht wird. Die Abszisse wird logarithmisch dargestellt, um Unterschiede besser erkennen zu können. Die Diskussion dazu befindet sich im Anhang in Tabelle A.6.

Aufgrund der Ähnlichkeit der roten Verläufe (Abbildung 4.11) wird der Quotientenverlauf bei $U = 70$ kV und einer Aluminium-Stärke von 23 mm als Referenzfunktion q_{ref} für die Voraufnahmen-Korrektur eingesetzt (Abschnitt 5.2). Dafür wird ebenfalls eine Regressionsanalyse durchgeführt. Als Vorlage für die Ausgleichsfunktion wird Gleichung 4.4 verwendet. Mit dem GRG2-Algorithmus werden, wie in Abschnitt 4.2 beschrieben, die Parameter a , b und c ermittelt. Zusammen mit dem Bestimmtheitsmaß werden diese Parameter in Tabelle 4.3 dargestellt. Die berechneten Werte befinden sich im Anhang in Tabelle A.7.

Tab. 4.2.: Ausgleichskoeffizienten der Messreihen

kV	a	b	c	\bar{q}	E^2	$\sum(q' - \bar{q})^2$	R^2
50	0,038	0,919	1,026	0,968	6,75E-04	1,75E-02	0,961
70	0,121	0,522	1,104	0,954	1,75E-04	2,76E-02	0,995
90	0,042	1,071	1,010	0,944	1,53E-04	3,90E-02	0,997
110	0,081	0,727	1,065	0,953	7,98E-05	3,32E-02	0,998
130	0,028	1,125	1,022	0,976	5,60E-06	6,33E-03	0,999

Abb. 4.11.: Quotientenverläufe $q' = f(Q)$ bei unterschiedlicher Spannung U mit auf dem Detektor positioniertem Aluminium

4.4. Dosismessungen

In der Messung aus Abschnitt 3.3.3 wurde mit Hilfe des Dosimeters eine Aufzeichnung der Halbwertschichtdicke HVL und der Luft-Kerma K_{Luft} vorgenommen. Für die Auswertung der Messungen wird die HVL , gemäß Gleichung 4.7, auf den maximalen Wert normiert und in Abbildung 4.12 dargestellt. Zum Vergleich dazu wird die Größe $d'(Q)$ nach Gleichung

Tab. 4.3.: Ergebnis der Regressionsanalyse

a	b	c	\bar{q}	E^2	$\sum(q' - \bar{q})^2$	R^2
0,1142	0,5421	1,0961	0,9294	6,7398E-05	2,6236E-02	0,9974

4.8 erzeugt und in Abbildung 4.13 verdeutlicht. Diese Größe beschreibt den Grauwert s pro Luft-Kerma K_{Luft} in Abhängigkeit der Röhrenladung Q .

$$[H]HVL'(Q) = \frac{HVL(Q)}{\max(HVL(Q))} \quad (4.7)$$

$$[H]d'(Q) = \frac{d(Q)}{\max(d(Q))} \quad \text{mit} \quad d(Q) = \frac{s(Q)}{K(Q)} \quad (4.8)$$

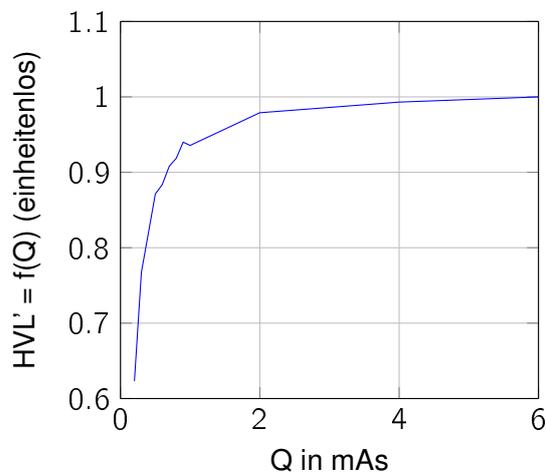


Abb. 4.12.: Verlauf der normierten Halbwertschichtdicke HVL' in Abhängigkeit der Belichtungsladung Q

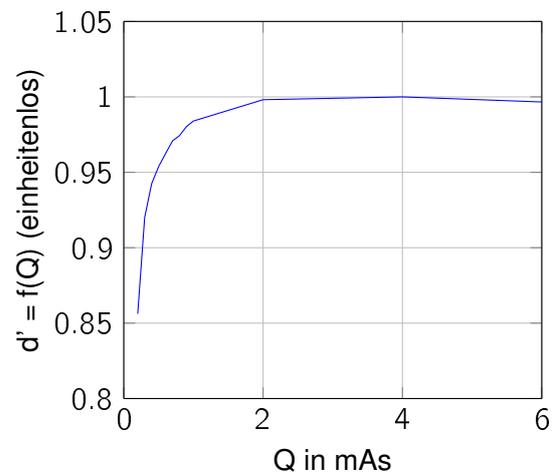


Abb. 4.13.: Verlauf der normierten Quotienten d' in Abhängigkeit der Belichtungsladung Q

Die Berechnung aller Werte befindet sich im Anhang in Tabelle A.8. Auf eine Interpretation der Ergebnisse wird in der Auswertung eingegangen.

4.5. Evaluierung der Voraufnahmen-Korrektur

In diesem Abschnitt wird die Diskussion der Belichtungen mit Voraufnahmen vorgenommen. Für die spätere Auswertung wird in diesem Abschnitt außerdem auf die Absorption des Amplimaten eingegangen.

4.5.1. Absorptionsverhalten des Amplimaten

In den Abbildung 3.8 und 3.9 aus Abschnitt 3.3.2 sind die Grauwert-Messungen jeweils mit und ohne Amplimat aufgezeigt. Um eine Aussage über die Absorption des Amplimaten treffen zu können, wird das Verhältnis, wie in Gleichung 4.9 dargestellt, gebildet. Die Messwerte bei $U = 150$ kV werden aufgrund der Abweichungen entfernt und nicht betrachtet.

$$a_{Ampl}(U) = \left(1 - \frac{s_{mit}(U)}{s_{ohne}(U)} \right) \cdot 100 \% \quad (4.9)$$

mit: a_{Ampl} = Absorption des Amplimaten in %

s_{mit} = Grauwerte mit Amplimat in LSB

s_{ohne} = Grauwerte ohne Amplimat in LSB

In Abbildung 4.14 wird der vom Amplimat absorbierte Anteil in Abhängigkeit der Röhrenspannung aufgezeigt. Die vollständige Diskussion befindet sich im Anhang in Tabelle A.4.

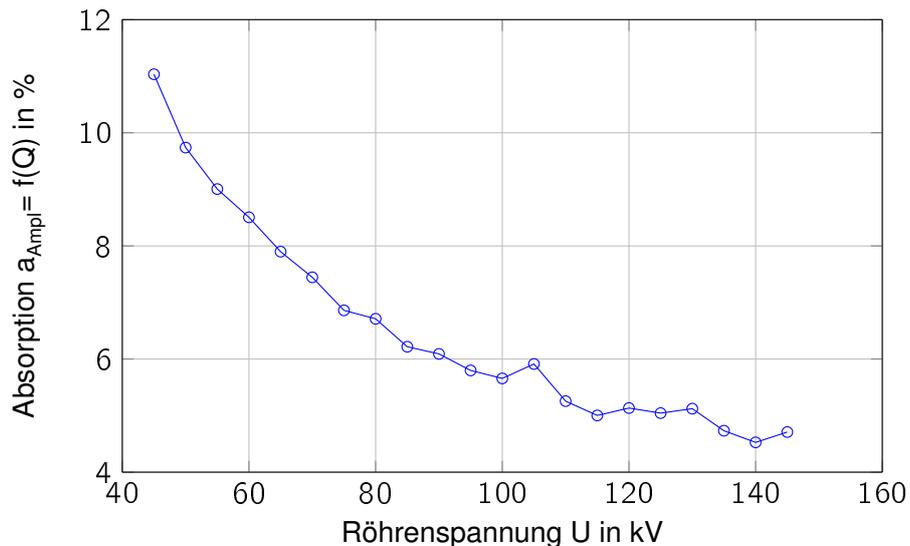


Abb. 4.14.: Absorption des Amplimaten bei unterschiedlicher Röhrenspannung U

4.5.2. Voraufnahmen ohne Korrektur

In der Messung „1. Voraufnahmen ohne Korrektur“ aus Abschnitt 3.3.4 wurden Röntgenaufnahmen mittels Niedrigdosis-Voraufnahmen erzeugt. In Abbildung 3.9 sind bereits Abweichungen zum erwarteten Grauwert $s_{exp} = 5000$ LSB erkennbar. Um diese besser abschät-

zen zu können, wird die relative Abweichung ermittelt. Die Vorschrift wird in Gleichung 4.10 dargestellt. Der Ausreißer bei $Q_{pre} = 0,1$ mAs wird entfernt.

$$a_{main}(Q_{pre}) = \left(\frac{s_{main}(Q_{pre})}{5000 \text{ LSB}} - 1 \right) \cdot 100 \% \quad (4.10)$$

mit: a_{main} = relative Abweichung der Hauptaufnahme in %

s_{main} = Grauwert der Hauptaufnahme in LSB

In Abbildung 4.15 ist die relative Abweichung der Hauptaufnahme zum erwarteten Grauwert s_{exp} verdeutlicht. In der Messung wurde eine Röhrenspannung von $Q = 70$ kV verwendet. Erst ab $Q = 0,6$ mAs liegt die Abweichung unterhalb von 10 %. Die weitere Diskussion befindet sich im Anhang in Tabelle A.9.

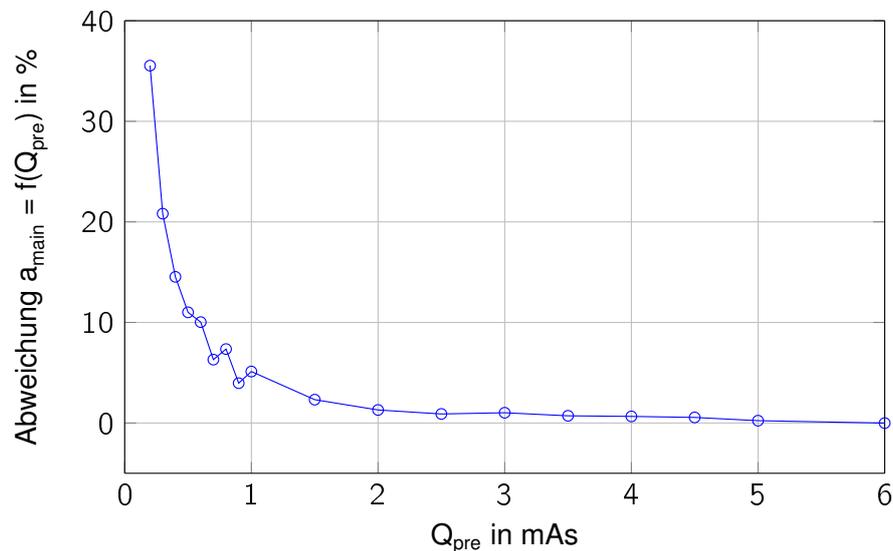


Abb. 4.15.: Relative Abweichung des Grauwertes der Hauptaufnahme zum vorgegebenen Wert von $s_{exp} = 5000$ LSB

4.5.3. Voraufnahmen mit Korrektur

In der Messung „2. Voraufnahmen mit Wasserphantom“ in Abschnitt 3.3.4 wurde die Dosisregelung mit Voraufnahme und Korrektur dieser erprobt. Folglich wird die Abweichung der Hauptaufnahmen-Grauwerte zum erwarteten Wert von $s_{exp} = 5000$ LSB überprüft. Dafür werden die relativen Abweichungen $a_{main}(Q_{pre})$ gemäß Gleichung 4.10 von allen ungemittelten Aufnahmen berechnet. In der Tabelle 4.4 sind jeweils die oberen $a_{max} = \max(a_{main})$ und

unteren Schranken $a_{min} = \min(a_{main})$ der maximalen Abweichungen dargestellt. Da die Belichtungsladung von $Q_{pre} = 0,2 \text{ mAs}$ von höherem Interesse ist, wird dafür der arithmetische Mittelwert $\bar{a}_{main}(Q_{pre} = 0,2 \text{ mAs})$ der Abweichung bei jeder Röhrenspannung U gebildet. Der Faktor F der Belichtungsladung von Hauptaufnahme zur Voraufnahme bei $Q_{pre} = 0,2 \text{ mAs}$ ist ebenfalls von Bedeutung. Er wird, wie in Gleichung 4.11 beschrieben, berechnet. Die weitere Diskussion befindet sich im Anhang in Tabelle A.10.

$$F = \frac{Q_{pre} = 0,2 \text{ mAs}}{Q_{main}} \cdot 100\% \quad (4.11)$$

Die Aufnahmen mit Spannungen über $U = 120 \text{ kV}$ werden ohne Korrektur der Voraufnahmen erstellt und deshalb extra abgegrenzt. Eine Begründung befindet sich in der Auswertung.

Tab. 4.4.: Abweichungen der Dosisregelung mit Korrektur

Spannung	Wasserhöhe	$\bar{a}_{main}(Q_{pre} = 0,2 \text{ mAs})$	a_{max}	a_{min}	F
40 kV	30 mm	1,97 %	4,82 %	-4,02 %	0,82 %
50 kV	70 mm	-3,17 %	1,22 %	-5,84 %	1,57 %
60 kV	120 mm	-1,64 %	-0,01 %	-4,55 %	0,98 %
70 kV	160 mm	-1,74 %	0,69 %	-4,45 %	1,09 %
80 kV	180 mm	-3,00 %	0,05 %	-4,43 %	1,43 %
90 kV	190 mm	-3,87 %	-1,39 %	-5,32 %	2,10 %
100 kV	200 mm	-5,85 %	-2,91 %	-6,69 %	2,76 %
110 kV	200 mm	-5,30 %	-2,14 %	-5,82 %	3,83 %
120 kV	120 mm	-16,87 %	-4,87 %	-17,32 %	17,01 %
130 kV	120 mm	-0,79 %	3,40 %	-1,30 %	18,17 %
140 kV	120 mm	-8,88 %	0,73 %	-9,56 %	23,87 %

Das Ergebnis aus der Tabelle wird in Abbildung 4.16 noch einmal graphisch verdeutlicht. Die Interpretation der Abweichungen sowie des Faktors F wird in der Auswertung vorgenommen.

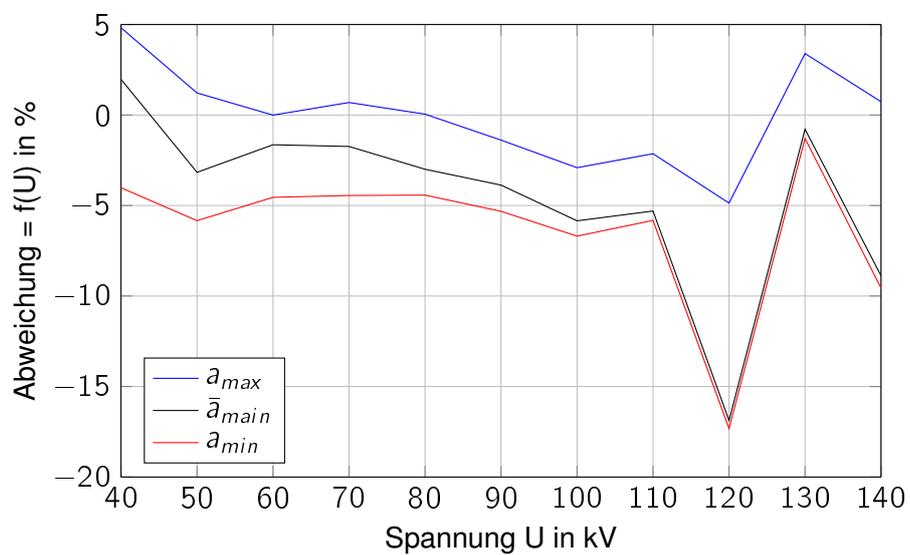


Abb. 4.16.: Verlauf der Abweichungen des Grauwertes der Hauptaufnahme zum vorgegebenen Grauwert $s_{exp} = 5000$ in Abhängigkeit der Röhrensprungung U

5. Auswertung

In diesem Abschnitt wird die Analyse der Messergebnisse und Diskussionen durchgeführt.

5.1. Technische Grenzen des Systems

Bei der Betrachtung und Diskussion der Messergebnisse treten an mehreren Stellen auffällige Abweichungen zum erwarteten Ergebnis auf. Dies macht sich durch einzelne „Ausreißer“, größeren Unsicherheiten und einen nichtlinearen Verlauf bemerkbar.

Ausreißer treten nur an den Einstellungsgrenzen des Systems auf. In Abbildung 3.6 sind beispielsweise bei $U = 150$ kV große Abweichungen erkennbar. Diese sind durch die begrenzte Regeldynamik des Generators bei der oberen Spannungsgrenze erklärbar. Bei Betrachtung der Röhrenladung Q ist eine besondere Abweichung bei Ladungen von $Q < 0,3$ mAs, wie zum Beispiel in Abbildung 4.7 dargestellt, erkennbar. Durch eine minimale Belichtungszeit von Generator und Röhre, sind noch kleinere vorgegebene Zeiten nicht einhaltbar.

Größere Abweichungen fallen besonders bei Ladungen von $Q < 1$ mAs auf. Bei den Messungen der Stromverläufe wird in Abbildung 3.4 einmal der Bereich kleiner Ladungen und in Abbildung 3.5 der Bereich großer Ladungen dargestellt. Die Streuung ist in dem ersten Graphen größer als im Zweiten. In Abbildung 4.6 ist die relative Standardabweichung veranschaulicht, die oberhalb von $Q = 1$ mAs deutlich weniger schwankt als unterhalb der Grenze. Ein Gespräch mit einem Generator-Entwickler hat weitere Informationen erbracht: Die Kathodenstromregelung des Generators ist erst nach einer gewissen Zeit eingeschwungen, was zu Abweichungen führen kann. Außerdem kann es zu Messbereichumschaltungen des Integrators (siehe Abbildung 2.10) kommen.

Der nichtlineare Verlauf fällt besonders auf, wenn die normierten Grauwertquotienten q' betrachtet werden. Bei einem linearen Verhalten, würde der Verlauf dieser Quotienten eine Konstante darstellen. Dies kann in der Diskussion jedoch nicht beobachtet werden. Um die Ursache dieser Abweichung erklären zu können, wurden Messungen mit unterschiedlich viel Material im Strahlengang aufgenommen. In Abbildung 4.2 werden die Grauwerte in Abhängigkeit der Generator-Einstellung Q und in Abbildung 4.3 in Abhängigkeit des Detektor-Grauwertes s aufgetragen. Im ersten Graphen liegen die Verläufe aufeinander, im Letzten

ist das nicht der Fall. Dies weist auf einen Zusammenhang zwischen der Abweichung des linearen Verlaufes und des Generators hin.

Der Generator scheint also den nichtlinearen Verlauf zu verursachen. Um dies weiter begründen zu können, wurden Kerma- und HVL-Messungen angefertigt. Mit der Halbwertschichtdicke HVL kann die mittlere Energie der Strahlung ausgedrückt werden (siehe Abschnitt 2.1.3). Für eine fest eingestellte Röhrenspannung U sollte dieser Wert konstant sein. Abbildung 4.12 zeigt den normierten Verlauf HVL' und Abbildung 4.13 den normierten Verlauf des Grauwertes s pro Kerma K , welcher bei einer konstanten Röhrenspannung ebenfalls konstant sein sollte. Der Zusammenhang ist durch den ähnlichen Verlauf erkennbar. Das lässt sich durch die weichere Strahlung bei niedriger Halbwertschichtdicke erklären. Um so niedriger die mittlere Energie der Röntgenstrahlung ist, desto mehr Photonen werden von der Detektoroberfläche absorbiert, bevor sie in elektrische Signale umgewandelt werden können. Das Resultat ist eine Verringerung der DQE (siehe Abschnitt 2.4). Dies wirkt sich unmittelbar auf den Grauwertverlauf s aus.

Weiterhin bleibt die Frage zu klären, warum die mittlere Energie vom konstanten Verlauf abweicht. Der Generator, der Röntgenstrahler und vor allem die elektrische Verbindung der Komponenten weisen parasitäre Kapazitäten auf. Das bedeutet, die fallende und die steigende Flanke der Röhrenspannung sind nicht unendlich steil. Außerdem sind sie vom Anodenstrom abhängig. Um so größer der Strom ist, desto schneller kann das Zuleitungskabel geladen werden und desto kürzer sind die steigenden und fallenden Flanken. Bei der Diskussion von Abschnitt 4.2 „Parameterabhängigkeit des Systems“ wurde die Abweichung der eingestellten Belichtungszeit t_{nom} zur gemessenen Belichtungszeit t_{act} ermittelt und in Abbildung 4.5 dargestellt. Dabei ist auffällig, dass alle Verläufe bei unterschiedlichen Strömen die gleichen Abweichungen aufweisen. Dies ist durch die Steuerung des Generators zu erklären. Damit bei kurzen Belichtungszeiten die Röhrenspannung schneller erreicht werden kann, wird hier der Anodenstrom gering größer angesteuert. Dadurch werden die Flanken steiler. Der Ausschaltvorgang des Generators wird durch die Messung der Ladung getriggert (Abschnitt 2.2.1). Da der Strom geringfügig größer ist, wird die Strahlung früher als mit t_{nom} vorgegeben abgeschaltet, damit die Ladung der Röhre Q gleich bleibt.

In Abbildung 4.4 werden die Quotientenverläufe q' in Abhängigkeit der Ladung Q und des Anodenstromes I gezeigt. Aus oben erläuterten Gründen entstehen die Abweichungen der Verläufe zueinander aus Gründen der Röhrensteuerung. Für die Voraufnahme wird daher ein fester und möglichst kleiner Strom von $I = 50$ mA gewählt.

5.2. Korrektur

Der Ansatz, der in dieser Arbeit beschriebenen Dosisregelung, besteht aus einer Voraufnahme und einer Hauptaufnahme. Die Voraufnahme wird bei einer sehr kleinen Dosis erzeugt. Aus dem Grauwert dieser Aufnahme kann die nötige Röhrenladung der Hauptaufnahme bestimmt werden. Im einfachsten Fall geschieht dies durch einen Dreisatz (vgl. Gleichung 3.2). Die Analyse aus dem vorherigen Abschnitt hat jedoch gezeigt, dass es bei Ladungen unter $Q = 1$ mAs zu relativ großen Abweichungen zum linearen Verlauf kommt. Es ist also notwendig, einen Korrekturfaktor einzuführen. Der Anodenstrom der Voraufnahme wurde auf einen Wert festgelegt. Somit steht noch die Röhrenspannung U als Variable zur Verfügung.

Spannungsabhängigkeit: In Messung „2. Abhängigkeit der Spannung“ unter Abschnitt 3.3.1 wird die Spannungsabhängigkeit des Grauwertverlaufes untersucht. In der darauffolgenden Diskussion werden in Abbildung 4.7 die Quotientenverläufe q' von zwei verschiedenen Spannungen dargestellt. Eine Abweichung der Verläufe ist deutlich erkennbar. Um die Quotientenverläufe $q'(Q)$ der einzelnen Spannungen miteinander vergleichen zu können, wird für jede Spannung eine Ausgleichsfunktion mit dem kleinsten quadratischen Fehler ermittelt. Der weitere Vorgang ist in der Diskussion erläutert. Das Ergebnis dieser Analysen zeigt Abbildung 4.10. Kritisch betrachtet zeigt der Verlauf der Koeffizienten keinen eindeutigen Trend und kann für die weitere Entwicklung einer Korrektur nicht verwendet werden.

Um dennoch eine Aussage über die Spannungsabhängigkeit treffen zu können, wurde die Messung „3. Variable Materialstärke bei variabler Röhrenspannung,“ (Abschnitt 3.3.2) angefertigt. Hierbei wurden die Grauwertverläufe bei den Spannungen $U = 40$ kV, 70 kV und 110 kV mit jeweils unterschiedlich viel Material (Aluminium) aufgezeichnet. Unter Betrachtung des Ergebnisses der Diskussion in Abbildung 4.11 fällt auf, dass die Verläufe bei den jeweils vorgegebenen Stärken (3 mm, 23 mm, 37 mm) sehr ähnlich verlaufen. Erst bei kleinerer Materialstärke fällt eine unterschiedliche Abweichung auf. Dieses Verhalten lässt sich ebenfalls mit der unterschiedlichen Halbwertschichtdicke erklären. Ist die mittlere Energie der Strahlung geringer, so wird ein größerer Anteil von der Materie absorbiert. Das verursacht den Unterschied in den einzelnen Quotientenverläufen bei gleicher Anodenspannung.

Korrekturfunktion: Eine starke Abhängigkeit der Röhrenspannung konnte bei den drei Stichproben nicht festgestellt werden. Eine Abhängigkeit der Materialstärke hingegen schon. Da diese bei einer Röntgenaufnahme jedoch schwer ermittelbar ist, wird der Quotientenverlauf $q'(Q)$ bei 70 kV und 23 mm Aluminium als feste Referenz für die Korrektur gewählt. Die Regressionsfunktion wird dabei wie in Gleichung 4.4 aus Abschnitt 4.2 beschrieben verwendet. In der Diskussion wurde bereits eine Analyse vorgenommen und die Parameter in Tabelle 4.3 dargestellt. Das Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0.9974$ bestätigt die gute Annäherung durch die Ausgleichsfunktion. Diese wird in Gleichung 5.1 noch einmal mit eingesetzten Parametern aufgeführt.

$$q_{ref}(Q) = 1,0961 - 0,1142 \cdot \left(\frac{Q}{\text{mAs}} \right)^{-0,5421} \quad (5.1)$$

Auf Basis der Referenzfunktion $q_{ref}(Q)$ kann nun eine Korrektur entwickelt werden. In Abbildung 5.1 wird die Referenzfunktion als Skizze mit den eingesetzten Werten Q_{pre} und Q_{main} dargestellt. Die Herleitung der Korrektur wird ab Gleichung 5.2 dargestellt. Die Konstante C stellt den Normierungsfaktor der Funktion dar.

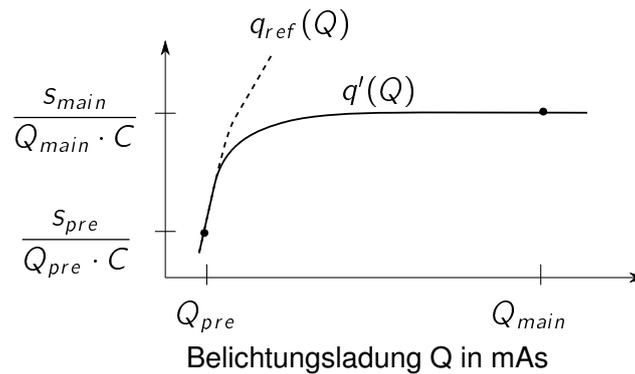


Abb. 5.1.: Korrekturfunktion auf Basis der Referenzfunktion $q_{ref}(Q)$

$$q_{ref}(Q_{pre}) = \frac{S_{pre}}{Q_{pre} \cdot C} \quad q_{ref}(Q_{main}) = \frac{S_{main}}{Q_{main} \cdot C} \quad (5.2)$$

$$C = \frac{S_{pre}}{Q_{pre} \cdot q_{ref}(Q_{pre})} = \frac{S_{main}}{Q_{main} \cdot q'(Q_{main})} \quad (5.3)$$

$$Q_{main} = \frac{S_{main}}{S_{pre}} \cdot \frac{q_{ref}(Q_{pre})}{q'(Q_{main})} \cdot Q_{pre} \quad (5.4)$$

Mit der Annahme, dass Q_{main} so groß ist, dass es im konstanten Bereich der Funktion $q'(Q) = \textit{konstant}$ liegt, kann $q'(Q_{main}) = 1$ gesetzt werden. Damit ergibt sich der in Gleichung 5.5 dargestellte Korrektur.

$$Q_{main} = \frac{S_{main}}{S_{pre}} \cdot Q_{pre} \cdot q_{ref}(Q_{pre}) \quad (5.5)$$

Die Referenzfunktion kann somit ohne Bearbeitung als Korrekturfaktor eingesetzt werden.

5.3. Dosisregelung durch Voraufnahme

Die Analyse des Systems und die Überlegungen zur Korrektur dieses Systems wurden in den vorherigen Abschnitten erläutert. Im kommenden Abschnitt wird die Dosisregelung mit Hilfe eine Voraufnahme näher ausgewertet. Für die Regelung wurden Voraufnahmen mit und ohne Korrektur verwendet. Eine Absorptionsmessung des Amplimaten, so wie er aktuell eingesetzt wird, wurde ebenfalls durchgeführt.

Absorption des Amplimaten: Der Amplimat kann in den meisten Röntgensystemen nicht entfernt werden, sondern ist fest eingebaut. Folglich wird bei jeder Röntgenaufnahme ein Teil der Energiedosis vom Amplimaten absorbiert. Um zu erfahren, wie hoch der Anteil ist, wurden zwei Messreihen, wie in Abschnitt 3.3.2 unter Messung „1. Absorption des Amplimaten“ erläutert, angefertigt. Die Abbildung 4.14 in Abschnitt 4.5.1 zeigt den Anteil der absorbierten Strahlung in Abhängigkeit der Spannung U . Bei zunehmender Spannung U sinkt der Anteil. Dies ist wieder durch die höhere Energie und damit höherer Halbwertschichtdicke erklärbar.

Ohne Korrektur: Zunächst wird die Dosisregelung ohne Korrektur betrachtet. Dafür wurde eine Messung, wie in Abschnitt 3.3.4 beschrieben, bei $U = 70$ kV durchgeführt. In Abbildung 3.9 sind die Grauwerte der Hauptaufnahme über die Röhrenladung der Voraufnahme aufgetragen. Die Abweichungen zum vorgegebenen Grauwert von $s_{exp} = 5000$ LSB sind dabei deutlich erkennbar. Abbildung 4.15 aus der Diskussion zeigt die relative Abweichung zum vorgegebenen Grauwert der Hauptaufnahme. Erst oberhalb von $Q_{pre} = 0,6$ mAs wird ein Fehler unterhalb von $a_{main} = 10$ % erreicht.

Mit Korrektur: Dieser Abschnitt analysiert die Auswirkung der Korrektur auf die Dosisregelung mittels Voraufnahme. Der Korrekturfaktor wird dabei, wie oben beschrieben, der Regelung hinzugefügt. Zur Evaluation wurde ein Wasserphantom eingesetzt. In Tabelle 4.4 ist das Ergebnis numerisch und in Abbildung 4.16 graphisch dargestellt.

Zunächst wird der Faktor F aus der Tabelle betrachtet. Dieser spiegelt das Verhältnis der Voraufnahmen-Dosis ($Q = 0,2$ mAs) zur Hauptaufnahmen-Dosis wider. Ist dieser Faktor kleiner als die Absorption a_{Ampl} durch den Amplimaten, so ist für die Regelung mittels Voraufnahme weniger zusätzliche Dosis notwendig als für die Regelung mit Amplimaten (AEC). Bis einschließlich $U = 110$ kV ist dies der Fall. Der vorgegebene Grauwert der Hauptaufnahme $s_{exp} = 5000$ LSB entspricht bei einer Sensitivität des Detektors von $635 \frac{\text{LSB}}{\mu\text{Gy}}$ in etwa einer Energiedosis von $7,9 \mu\text{Gy}$. Eine Veränderung dieser Dosis wirkt sich antiproportional auf den Faktor F aus. Da bei höheren Röhrenspannungen weniger Röhrenladung für die gleiche Energiedosis notwendig ist, wirkt sich dies negativ auf den Faktor F aus und steigt an.

Der Wert $\bar{a}_{main}(Q_{pre} = 0,2 \text{ mAs})$ stellt die relative Abweichung des Grauwertes der Hauptaufnahme zum vorgegebenen Wert $s_{exp} = 5000$ LSB dar. Die untere und obere Schranke

a_{min} und a_{max} beziehen sich auf alle Hauptaufnahmen mit $Q_{pre} = 0,2 \dots 0,5$ mAs. Mit Blick auf diese Werte in Abbildung 4.16 fällt auf, dass sie bei $U = 120$ kV ebenfalls einen Sprung machen. Dies ist durch den verhältnismäßig geringen Wasserstand zu erklären. Wie oben schon erwähnt, ist die Regelung von den Absorptionseigenschaften der durchstrahlten Materie abhängig. Der niedrigere Wasserstand verringert die mittlere Strahlenenergie nur geringfügig, wodurch der Korrekturfaktor nicht mehr geeignet ist. Im Vergleich dazu wurde die Korrektur oberhalb von $U = 120$ kV abgeschaltet und die Abweichung fällt wieder unterhalb der 10 %-Grenze.

6. Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde das Verhalten des Röntgensystems im Niedrigdosis-Bereich untersucht. Dabei wurde der Schwerpunkt auf die Auswertung der durch den digitalen Röntgenflachdetektor erzeugten Grauwerte gelegt. Außerdem wurde mit Hilfe eines Dosimeters die Röntgenstrahlung untersucht und analysiert.

Es ist aufgefallen, dass im Bereich der kleinst möglichen erzeugbaren Strahlendosen der Grauwert in Abhängigkeit der Belichtungszeit nicht linear verläuft. Unter Zuhilfenahme der Dosismessung kann dies erklärt werden. Der Generator kann die Röhrenspannung nur mit endlicher Flankensteigung an die Röhre abgeben. Dadurch kann die eingestellte Spannung bei kurzen Zeiten nicht erreicht werden, was zu einer kleineren, mittleren Strahlenenergie führt und den linearen Verlauf beeinflusst.

Der digitale Flachdetektor hingegen verhält sich im Niedrigdosis-Bereich linear. Durch die Mittelung der Messregionen auf der Detektoroberfläche kann das Rauschen soweit minimiert werden, dass der Detektor kaum einen negativen Einfluss auf das Ergebnis ausübt.

Nach der Analyse des Systems wurden Röntgenaufnahmen mittels Voraufnahmen niedriger Dosis erzeugt. Der nichtlineare Verlauf wurde dabei durch eine Ausgleichsfunktion korrigiert. Die Messung wurde mit einem Wasserphantom erzeugt, dessen Wasserstand dabei nach realistischen Vorgaben in Abhängigkeit der Spannung variiert wurde.

6.1. Fazit

In der Bachelorarbeit konnte gezeigt werden, dass diese Dosisregelung Röntgenaufnahmen erzeugen kann, deren Grauwert um weniger als 10 % vom vorgegebenen Wert abweicht. Unter Betrachtung der notwendigen Dosis für die Voraufnahme ist ein kleinerer Anteil notwendig, als bei der Regelung mit Ionisationsmesskammern.

Dies gilt jedoch nur, wenn das Verhältnis von Röhrenladung Q und abgegebener Energiedosis E möglichst groß ist. Bei größeren Spannungen über 100 kV wird dieses Verhältnis kleiner. Für die Voraufnahme ist somit ein Dosisanteil der Hauptaufnahme von über 10 % notwendig und damit nicht mehr besser als die aktuelle automatische Belichtungsregelung.

Dennoch ist die Regelung mit Voraufnahme eine gute Ergänzung zu Systemen, bei denen die Verwendung einer Ionisationsmesskammer prinzipiell ausgeschlossen ist. Der mobile Einsatz von tragbaren Detektoren würde von dieser Regelung profitieren.

Abgesehen von der Ermittlung der notwendigen Dosis, können die Voraufnahmen gleichzeitig als Werkzeug genutzt werden. So kann beispielsweise die Lage des Patienten kontrolliert werden. Falls die Röhrenspannung nicht passend zur Anatomie eingestellt wurde, kann auch dies mit der Voraufnahme vor der eigentlichen Belichtung erkannt werden und somit vor unnötiger Belastung des Patienten schützen.

6.2. Ausblick

In dieser Arbeit wurden nur feste Regionen der Detektoroberfläche ausgewertet. Die Voraussetzung für einen Erfolg der Regelung ist damit eine richtige und genaue Positionierung des Patienten. Technisch ist eine feste Einteilung der Flächen jedoch nicht mehr notwendig. Statt der einfachen Mittelung der Felder, kann auch eine Histogrammanalyse der gesamten Pixelmatrix durchgeführt werden. Die notwendigen Algorithmen dafür sind bereits vorhanden.

Die Übertragung der Voraufnahme kostet aufgrund der großen Auflösung viel Zeit. Es existieren bereits Detektoren mit speziellen Modi, die für Voraufnahmen eine Kompression des Bildes bereitstellen. Somit wären deutlich kürzere Übertragungszeiten denkbar. Eine Untersuchung dieser Modi für die Voraufnahme wäre eine gute Erweiterung.

In der Auswertung der Messungen ist eine Abhängigkeit der Materialstärke aufgefallen. Zur weiteren Verbesserung der Korrektur, wäre eine Ermittlung der Materialeigenschaften aus der Voraufnahme anhand des Grauwertes denkbar.

Literaturverzeichnis

- [1] *NIST XCOM: Element/Compound/Mixture*. <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>, . – Letzter Zugriff: 15.02.2016
- [2] Norm DIN EN 60601-2-7 März 2000. *Medizinische elektrische Geräte - Teil 2-7: Besondere Festlegungen für die Sicherheit von Röntgengeneratoren von diagnostischen Röntgenstrahlenerzeugern*
- [3] Norm DIN 6814-5 Dezember 2008. *Begriffe in der radiologischen Technik, Teil 5: Strahlenschutz*
- [4] Norm DIN EN 61267 Januar 2009. *Medizinische diagnostische Röntgeneinrichtung - Bestrahlungsbedingungen zur Bestimmung von Kenngrößen*
- [5] *Imaging Systems for Medical Diagnostics: Fundamentals, Technical Solutions and Applications for Systems Applying Ionizing Radiation, Nuclear Magnetic Resonance and Ultrasound*. 2nd ed. Hoboken : John Wiley & Sons, 2011
- [6] BEUTEL, Jacob ; KUNDEL, Harold L. ; VAN METTER, Richard L.: *Handbook of medical imaging, volume 1: Physics and Psychophysics*. Bellingham, Wash. : SPIE Press, 2000
- [7] DÖSSEL, Olaf: *Bildgebende Verfahren in der Medizin: Von der Technik zur medizinischen Anwendung*. Berlin : Springer, 2000
- [8] DÖSSEL, Olaf ; BUZUG, Thorsten M.: *Medizinische Bildgebung*. Berlin : De Gruyter, 2014 (Biomedizinische Technik)
- [9] DOWSETT, David J. ; KENNY, Patrick A. ; JOHNSTON, R. E.: *The physics of diagnostic imaging*. 2nd ed. London, New York : Oxford University Press, 2006
- [10] Schutzrecht US6459765 B1 - Erteilung (1. Oktober 2002). GANIN, A. ; XUE, P. ; KUMP, K.S. (Erfinder). Bevollmächtigter: Ge Medical Systems Global Technology Company, Llc
- [11] IVO BALTRUSCHAT: *Automatische Gain-Kalibrierung für digitale Röntgenflächdetektoren*. Hamburg, HAW Hamburg, Bachelor-Thesis, 29.08.2014
- [12] KRIEGER, Hanno: *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*. Wiesbaden : Springer, 2012

- [13] N. V., Koninklijke P.: *DigitalDiagnost 4.1 Product Brochure*. 2014. – Philips Healthcare
- [14] NETER, John: *Applied linear statistical models*. 4. ed. Boston, Mass. : McGraw-Hill, 1996
- [15] SPAHN, Martin: Flat detectors and their clinical applications. In: *European radiology* 15 (2005), Nr. 9, S. 1934–1947

A. Anhang

Tab. A.1.: Ergebnisse und Diskussion zur Messung „1. Veränderung des Stromes“

I mA	t_{nom} ms	t_{act} ms	S LSB	q_{nom} LSB/mAs	q'_{nom}	q_{act} LSB/mAs	q'_{act}	a_{time} %
100,00	1,00	1,00	56,36	563,59	1,091	563,59	1,091	0,00
100,00	2,00	1,84	77,95	389,77	0,755	423,66	0,820	-8,00
100,00	3,00	2,60	132,17	440,56	0,853	508,33	0,984	-13,33
100,00	4,00	3,38	183,32	458,31	0,887	542,38	1,050	-15,50
100,00	5,00	4,24	238,13	476,26	0,922	561,63	1,087	-15,20
100,00	6,00	5,04	288,65	481,09	0,931	572,73	1,109	-16,00
100,00	7,00	5,80	339,20	484,57	0,938	584,83	1,132	-17,14
100,00	8,00	6,64	392,57	490,71	0,950	591,22	1,145	-17,00
100,00	9,00	7,34	444,40	493,78	0,956	605,45	1,172	-18,44
100,00	10,00	8,24	498,99	498,99	0,966	605,57	1,172	-17,60
100,00	15,00	12,34	759,27	506,18	0,980	615,30	1,191	-17,73
100,00	20,00	16,72	1020,21	510,10	0,988	610,17	1,181	-16,40
100,00	25,00	21,14	1279,43	511,77	0,991	605,22	1,172	-15,44
100,00	30,00	25,88	1541,94	513,98	0,995	595,81	1,153	-13,73
100,00	35,00	30,52	1801,77	514,79	0,997	590,36	1,143	-12,80
100,00	40,00	35,54	2057,28	514,32	0,996	578,86	1,121	-11,15
100,00	45,00	41,32	2314,14	514,25	0,996	560,05	1,084	-8,18
100,00	50,00	50,00	2570,51	514,10	0,995	514,10	0,995	0,00
100,00	60,00	60,00	3089,04	514,84	0,997	514,84	0,997	0,00
100,00	70,00	70,00	3602,93	514,70	0,996	514,70	0,996	0,00
100,00	80,00	80,00	4120,93	515,12	0,997	515,12	0,997	0,00
100,00	90,00	90,00	4636,33	515,15	0,997	515,15	0,997	0,00
100,00	100,00	100,00	5151,16	515,12	0,997	515,12	0,997	0,00
100,00	120,00	120,00	6189,75	515,81	0,999	515,81	0,999	0,00
100,00	140,00	140,00	7225,65	516,12	0,999	516,12	0,999	0,00
100,00	160,00	160,00	8263,62	516,48	1,000	516,48	1,000	0,00
100,00	180,00	180,00	9297,83	516,55	1,000	516,55	1,000	0,00
100,00	200,00	200,00	10328,05	516,40	1,000	516,40	1,000	0,00
200,00	1,00	1,00	75,77	378,86	0,730	378,86	0,730	0,00

200,00	1,00	1,00	75,77	378,86	0,730	378,86	0,730	0,00
200,00	1,50	1,42	125,90	419,66	0,809	443,30	0,855	-5,33
200,00	2,00	1,76	177,61	444,03	0,856	504,58	0,973	-12,00
200,00	2,50	2,20	233,13	466,27	0,899	529,85	1,021	-12,00
200,00	3,00	2,60	286,56	477,60	0,921	551,08	1,062	-13,33
200,00	3,50	2,96	336,45	480,64	0,926	568,32	1,095	-15,43
200,00	4,00	3,36	388,65	485,81	0,936	578,35	1,115	-16,00
200,00	4,50	3,82	444,19	493,54	0,951	581,40	1,121	-15,11
200,00	5,00	4,20	493,53	493,53	0,951	587,54	1,133	-16,00
200,00	7,50	6,22	757,98	505,32	0,974	609,31	1,174	-17,07
200,00	10,00	8,20	1017,61	508,81	0,981	620,50	1,196	-18,00
200,00	12,50	10,24	1278,45	511,38	0,986	624,24	1,203	-18,08
200,00	15,00	12,22	1541,19	513,73	0,990	630,60	1,216	-18,53
200,00	17,50	14,34	1800,76	514,50	0,992	627,88	1,210	-18,06
200,00	20,00	16,44	2060,08	515,02	0,993	626,55	1,208	-17,80
200,00	22,50	18,64	2319,83	515,52	0,994	622,27	1,199	-17,16
200,00	25,00	20,88	2579,11	515,82	0,994	617,60	1,190	-16,48
200,00	30,00	25,62	3106,81	517,80	0,998	606,33	1,169	-14,60
200,00	35,00	30,42	3627,38	518,20	0,999	596,22	1,149	-13,09
200,00	40,00	35,32	4143,57	517,95	0,998	586,58	1,131	-11,70
200,00	45,00	40,30	4664,28	518,25	0,999	578,69	1,115	-10,44
200,00	50,00	50,00	5183,52	518,35	0,999	518,35	0,999	0,00
200,00	60,00	60,00	6221,17	518,43	0,999	518,43	0,999	0,00
200,00	70,00	70,00	7262,97	518,78	1,000	518,78	1,000	0,00
200,00	80,00	80,00	8298,53	518,66	1,000	518,66	1,000	0,00
200,00	90,00	90,00	9334,61	518,59	1,000	518,59	1,000	0,00
200,00	100,00	100,00	10370,21	518,51	0,999	518,51	0,999	0,00
300,00	1,00	1,00	119,34	397,80	0,762	397,80	0,762	0,00
300,00	1,00	1,00	119,34	397,80	0,762	397,80	0,762	0,00
300,00	1,00	1,00	119,34	397,80	0,762	397,80	0,762	0,00
300,00	1,30	1,30	170,27	436,58	0,837	436,58	0,837	0,00
300,00	1,70	1,54	227,54	446,16	0,855	492,51	0,944	-9,41
300,00	2,00	2,00	279,41	465,68	0,892	465,68	0,892	0,00
300,00	2,30	2,06	327,81	475,09	0,910	530,44	1,017	-10,43
300,00	2,70	2,40	387,91	478,90	0,918	538,76	1,032	-11,11
300,00	3,00	2,60	435,40	483,78	0,927	558,21	1,070	-13,33
300,00	3,30	2,88	486,51	491,43	0,942	563,09	1,079	-12,73
300,00	5,00	4,20	753,48	502,32	0,963	598,00	1,146	-16,00
300,00	6,70	5,60	1021,84	508,38	0,974	608,24	1,166	-16,42
300,00	8,30	6,90	1272,16	510,91	0,979	614,57	1,178	-16,87

300,00	10,00	8,24	1540,11	513,37	0,984	623,02	1,194	-17,60
300,00	11,70	9,68	1813,17	516,57	0,990	624,37	1,197	-17,26
300,00	13,30	11,02	2062,94	517,03	0,991	624,00	1,196	-17,14
300,00	15,00	12,38	2325,59	516,80	0,990	626,17	1,200	-17,47
300,00	16,70	13,88	2596,39	518,24	0,993	623,53	1,195	-16,89
300,00	20,00	16,78	3115,96	519,33	0,995	618,98	1,186	-16,10
300,00	23,30	19,62	3634,53	519,96	0,996	617,49	1,183	-15,79
300,00	26,70	22,78	4170,03	520,60	0,998	610,19	1,169	-14,68
300,00	30,00	25,84	4688,40	520,93	0,998	604,80	1,159	-13,87
300,00	33,30	29,10	5203,33	520,85	0,998	596,03	1,142	-12,61
300,00	40,00	35,64	6258,57	521,55	0,999	585,35	1,122	-10,90
300,00	46,70	46,70	7308,46	521,66	1,000	521,66	1,000	0,00
300,00	53,30	53,30	8343,41	521,79	1,000	521,79	1,000	0,00
300,00	60,00	60,00	9392,90	521,83	1,000	521,83	1,000	0,00
300,00	66,70	66,70	10437,76	521,63	1,000	521,63	1,000	0,00
400,00	1,00	1,00	164,93	412,31	0,782	412,31	0,782	0,00
400,00	1,00	1,00	164,93	412,31	0,782	412,31	0,782	0,00
400,00	1,00	1,00	164,93	412,31	0,782	412,31	0,782	0,00
400,00	1,00	1,00	164,93	412,31	0,782	412,31	0,782	0,00
400,00	1,30	1,30	227,12	436,77	0,828	436,77	0,828	0,00
400,00	1,50	1,50	266,43	444,05	0,842	444,05	0,842	0,00
400,00	1,80	1,72	334,41	464,46	0,881	486,06	0,922	-4,44
400,00	2,00	1,88	373,40	466,75	0,885	496,55	0,942	-6,00
400,00	2,30	2,10	445,25	483,97	0,918	530,06	1,005	-8,70
400,00	2,50	2,26	485,70	485,70	0,921	537,28	1,019	-9,60
400,00	3,80	3,30	757,04	498,05	0,944	573,52	1,087	-13,16
400,00	5,00	4,24	1020,79	510,39	0,968	601,88	1,141	-15,20
400,00	6,30	5,34	1292,14	512,75	0,972	604,94	1,147	-15,24
400,00	7,50	6,28	1548,67	516,22	0,979	616,51	1,169	-16,27
400,00	8,80	7,36	1822,95	517,88	0,982	619,21	1,174	-16,36
400,00	10,00	8,32	2072,72	518,18	0,983	622,81	1,181	-16,80
400,00	11,30	9,42	2356,10	521,26	0,988	625,29	1,186	-16,64
400,00	12,50	10,38	2610,59	522,12	0,990	628,75	1,192	-16,96
400,00	15,00	12,54	3140,42	523,40	0,992	626,08	1,187	-16,40
400,00	17,50	14,62	3669,66	524,24	0,994	627,51	1,190	-16,46
400,00	20,00	16,84	4203,37	525,42	0,996	624,02	1,183	-15,80
400,00	22,50	19,08	4733,37	525,93	0,997	620,20	1,176	-15,20
400,00	25,00	21,38	5263,97	526,40	0,998	615,53	1,167	-14,48
400,00	30,00	25,96	6325,49	527,12	1,000	609,16	1,155	-13,47
400,00	35,00	30,82	7383,37	527,38	1,000	598,91	1,136	-11,94

400,00	40,00	35,68	8437,91	527,37	1,000	591,22	1,121	-10,80
400,00	45,00	45,00	9491,94	527,33	1,000	527,33	1,000	0,00
400,00	50,00	50,00	10547,18	527,36	1,000	527,36	1,000	0,00

Tab. A.2.: Diskussion zur Mess-Statistik, (1): $\frac{var(s)}{LSB^2}$, (2): $\frac{std(s)}{LSB}$, (3): $\frac{s}{std(s)} \cdot 100$

I mA	Q mAs	s_1 LSB	s_2 LSB	s_3 LSB	s_4 LSB	s_5 LSB	\bar{s} LSB	(1)	(2)	(3)
100	0,1	55,2	56,1	55,4	58,9	56,1	56,4	1,75	1,32	2,35
100	0,2	75,5	78,6	77,7	79,6	78,4	78,0	1,86	1,36	1,75
100	0,3	133,5	130,4	134,1	129,7	133,1	132,2	3,05	1,75	1,32
100	0,4	185,7	182,1	180,8	185,8	182,1	183,3	4,20	2,05	1,12
100	0,5	239,6	238,3	237,8	237,3	237,7	238,1	0,63	0,79	0,33
100	0,6	287,9	288,9	289,4	286,5	290,6	288,7	1,97	1,40	0,49
100	0,7	338,5	337,1	339,9	341,2	339,4	339,2	1,86	1,36	0,40
100	0,8	394,0	391,7	391,5	395,2	390,4	392,6	3,17	1,78	0,45
100	0,9	442,4	444,8	445,6	444,7	444,5	444,4	1,15	1,07	0,24
100	1,0	499,1	500,8	502,2	497,3	495,4	499,0	5,86	2,42	0,49
100	1,5	760,1	759,0	758,8	760,1	758,4	759,3	0,49	0,70	0,09
100	2,0	1021,2	1019,9	1020,8	1019,1	1020,0	1020,2	0,54	0,73	0,07
100	2,5	1279,9	1276,9	1279,3	1281,0	1280,1	1279,4	1,87	1,37	0,11
100	3,0	1540,3	1541,9	1544,2	1540,8	1542,6	1541,9	1,86	1,36	0,09
200	0,1	69,9	75,4	77,0	75,5	77,2	75,0	7,06	2,66	3,54
200	0,2	75,9	76,8	76,7	76,1	77,2	76,5	0,21	0,46	0,60
200	0,3	125,8	130,2	128,8	121,6	123,2	125,9	10,45	3,23	2,57
200	0,4	178,4	179,9	183,0	173,0	173,7	177,6	14,28	3,78	2,13
200	0,5	233,3	229,0	232,5	231,4	239,5	233,1	12,29	3,51	1,50
200	0,6	288,8	284,0	285,8	289,3	284,9	286,6	4,45	2,11	0,74
200	0,7	338,2	332,8	336,1	341,1	334,0	336,4	8,85	2,98	0,88
200	0,8	390,8	391,0	386,3	389,6	385,6	388,7	5,07	2,25	0,58
200	0,9	446,5	445,4	439,1	442,4	447,6	444,2	9,66	3,11	0,70
200	1,0	494,1	493,6	490,9	494,5	494,6	493,5	1,92	1,39	0,28
200	1,5	755,9	755,0	761,3	757,6	760,1	758,0	5,78	2,40	0,32
200	2,0	1014,3	1016,7	1023,0	1012,8	1021,2	1017,6	15,35	3,92	0,38
200	2,5	1271,8	1284,0	1279,3	1276,8	1280,2	1278,5	16,40	4,05	0,32
200	3,0	1535,0	1542,5	1541,7	1540,8	1545,9	1541,2	12,66	3,56	0,23
300	0,1	118,1	118,2	118,5	117,4	118,8	118,2	0,21	0,46	0,39
300	0,2	124,7	118,0	118,7	118,0	119,1	119,7	6,47	2,54	2,13
300	0,3	127,3	116,0	115,7	117,0	124,7	120,2	23,74	4,87	4,05
300	0,4	170,9	170,3	169,2	170,7	170,2	170,3	0,36	0,60	0,35

300	0,5	223,2	221,2	227,2	238,0	228,2	227,5	33,87	5,82	2,56
300	0,6	274,0	282,9	280,4	281,8	277,9	279,4	9,96	3,16	1,13
300	0,7	324,2	328,0	327,7	336,4	322,8	327,8	22,27	4,72	1,44
300	0,8	387,7	390,3	383,3	392,4	385,8	387,9	10,27	3,20	0,83
300	0,9	436,1	433,2	434,9	432,5	440,4	435,4	7,80	2,79	0,64
300	1,0	488,6	487,9	485,5	488,8	481,8	486,5	6,93	2,63	0,54
300	1,5	752,5	750,0	753,1	756,2	755,6	753,5	4,98	2,23	0,30
300	2,0	1009,5	1026,9	1030,9	1020,1	1019,7	1021,4	53,32	7,30	0,71
300	2,5	1267,2	1270,1	1272,2	1270,8	1280,6	1272,2	20,64	4,54	0,36
300	3,0	1531,5	1535,4	1537,3	1548,3	1548,1	1540,1	47,10	6,86	0,45
300	3,5	1810,2	1801,4	1825,1	1817,4	1811,7	1813,2	61,83	7,86	0,43
400	0,1	162,9	164,5	164,9	165,3	165,4	164,6	0,84	0,92	0,56
400	0,2	162,7	165,1	164,4	166,3	166,6	165,0	2,01	1,42	0,86
400	0,3	163,7	163,5	163,2	166,1	167,0	164,7	2,44	1,56	0,95
400	0,4	161,4	164,8	168,7	165,9	165,9	165,3	5,44	2,33	1,41
400	0,5	234,6	222,7	226,0	226,3	226,1	227,1	15,63	3,95	1,74
400	0,6	263,0	266,1	267,5	265,6	269,9	266,4	5,11	2,26	0,85
400	0,7	339,6	335,4	329,8	328,3	339,0	334,4	21,41	4,63	1,38
400	0,8	363,4	369,4	385,3	380,9	368,0	373,4	68,35	8,27	2,21
400	0,9	436,8	443,7	443,5	449,5	452,9	445,3	30,89	5,56	1,25
400	1,0	478,3	482,6	482,3	488,8	496,5	485,7	40,35	6,35	1,31
400	1,5	755,8	761,8	749,3	760,0	758,3	757,0	18,95	4,35	0,58
400	2,0	1016,7	1018,8	1023,1	1019,0	1026,3	1020,8	11,97	3,46	0,34
400	2,5	1285,6	1298,2	1299,9	1283,5	1293,4	1292,1	43,14	6,57	0,51
400	3,0	1540,4	1547,7	1541,9	1555,0	1558,2	1548,7	49,36	7,03	0,45

Tab. A.3.: Ergebnisse und Diskussion zur Messung „2. Abhängigkeit der Spannung“

\overline{U}	\overline{Q}	\overline{s}	\overline{q}	q'	\hat{q}	E^2	$(\hat{q} - q')^2$
kV	mAs	LSB	LSB/mAs				
50	0,2	109,0	544,8	0,85	0,86	2,91E-05	1,29E-02
50	0,3	178,3	594,4	0,93	0,91	4,19E-04	1,29E-03
50	0,4	236,2	590,5	0,93	0,94	1,51E-04	1,76E-03
50	0,5	301,9	603,7	0,95	0,95	6,23E-05	4,53E-04
50	0,6	369,2	615,4	0,96	0,97	3,89E-07	8,66E-06
50	0,7	434,4	620,6	0,97	0,97	2,66E-07	2,68E-05
50	0,8	500,8	626,0	0,98	0,98	3,64E-06	1,87E-04
50	0,9	566,4	629,3	0,99	0,98	5,24E-06	3,55E-04
50	1	631,6	631,6	0,99	0,99	4,12E-06	5,04E-04
50	3	1910,5	636,8	1,00	1,01	1,92E-04	9,41E-04
50	6	3818,1	636,4	1,00	1,02	4,45E-04	8,95E-04

50	10	6375,8	637,6	1,00	1,02	4,81E-04	1,01E-03
50	15	9566,2	637,7	1,00	1,02	5,33E-04	1,03E-03
50	20	12740,9	637,0	1,00	1,02	6,20E-04	9,61E-04
70	0,2	85,7	428,5	0,82	0,82	4,17E-06	1,77E-02
70	0,3	138,7	462,2	0,89	0,88	8,00E-05	4,69E-03
70	0,4	187,8	469,4	0,90	0,91	8,24E-05	3,01E-03
70	0,5	242,6	485,2	0,93	0,93	1,15E-07	6,03E-04
70	0,6	296,3	493,8	0,95	0,95	1,03E-07	6,53E-05
70	0,7	350,3	500,4	0,96	0,96	6,25E-07	2,15E-05
70	0,8	405,1	506,4	0,97	0,97	5,46E-06	2,57E-04
70	0,9	458,7	509,6	0,98	0,98	1,93E-07	4,96E-04
70	1	512,3	512,3	0,98	0,98	1,88E-06	7,46E-04
70	3	1557,8	519,3	0,99	1,04	1,67E-03	1,66E-03
70	6	3119,0	519,8	1,00	1,06	3,67E-03	1,75E-03
70	10	5214,0	521,4	1,00	1,07	4,72E-03	2,01E-03
70	15	7829,6	522,0	1,00	1,07	5,57E-03	2,11E-03
70	20	10435,6	521,8	1,00	1,08	6,25E-03	2,08E-03
90	0,2	40,8	204,1	0,78	0,78	5,06E-06	2,72E-02
90	0,3	67,0	223,3	0,85	0,86	4,57E-05	8,45E-03
90	0,4	94,2	235,4	0,90	0,90	1,04E-07	2,07E-03
90	0,5	121,3	242,6	0,93	0,92	1,17E-05	3,29E-04
90	0,6	147,9	246,6	0,94	0,94	1,04E-05	8,14E-06
90	0,7	175,3	250,5	0,96	0,95	5,02E-05	1,43E-04
90	0,8	199,7	249,7	0,95	0,96	1,60E-05	8,04E-05
90	0,9	226,3	251,5	0,96	0,96	1,12E-05	2,52E-04
90	1	253,3	253,3	0,97	0,97	2,43E-06	5,12E-04
90	3	779,7	259,9	0,99	1,00	2,44E-05	2,30E-03
90	6	1565,2	260,9	1,00	1,00	6,34E-05	2,67E-03
90	10	2613,4	261,3	1,00	1,01	7,61E-05	2,86E-03
90	15	3925,8	261,7	1,00	1,01	7,29E-05	3,02E-03
90	20	5238,7	261,9	1,00	1,01	6,91E-05	3,11E-03
110	0,2	100,9	504,3	0,81	0,80	4,44E-06	2,13E-02
110	0,3	162,3	541,2	0,87	0,87	2,74E-05	7,60E-03
110	0,4	226,6	566,6	0,91	0,91	1,14E-06	2,16E-03
110	0,5	291,4	582,7	0,93	0,93	1,76E-06	4,25E-04
110	0,6	357,2	595,3	0,95	0,95	2,38E-05	2,66E-07
110	0,7	421,5	602,1	0,96	0,96	1,14E-05	1,08E-04
110	0,8	484,1	605,1	0,97	0,97	2,09E-06	2,31E-04
110	0,9	548,6	609,6	0,98	0,98	4,25E-06	5,01E-04
110	1	613,7	613,7	0,98	0,98	3,56E-06	8,39E-04

110	3	1865,7	621,9	1,00	1,03	1,10E-03	1,77E-03
110	6	3734,9	622,5	1,00	1,04	2,16E-03	1,85E-03
110	10	6245,1	624,5	1,00	1,05	2,51E-03	2,14E-03
110	15	9372,9	624,9	1,00	1,05	2,85E-03	2,19E-03
110	20	12485,5	624,3	1,00	1,06	3,19E-03	2,10E-03
130	0,3	307,1	1023,6	0,91	0,91	9,84E-09	3,86E-03
130	0,4	422,6	1056,5	0,94	0,94	6,05E-08	1,07E-03
130	0,5	538,1	1076,1	0,96	0,96	2,55E-10	2,34E-04
130	0,6	653,1	1088,4	0,97	0,97	6,46E-08	1,85E-05
130	0,7	769,3	1099,0	0,98	0,98	1,90E-06	2,68E-05
130	0,8	881,8	1102,2	0,98	0,99	2,38E-06	6,46E-05
130	0,9	999,0	1110,1	0,99	0,99	1,01E-06	2,25E-04
130	1	1112,4	1112,4	0,99	0,99	1,72E-07	2,92E-04
130	3	3357,2	1119,1	1,00	1,01	2,00E-04	5,32E-04
130	6	6710,7	1118,4	1,00	1,02	3,63E-04	5,07E-04
130	10	11197,1	1119,7	1,00	1,02	3,82E-04	5,59E-04

Tab. A.4.: Ergebnisse und Diskussion zur Messung „1. Absorption des Amplimaten“

$\frac{U}{\text{kV}}$	$\frac{S_{\text{ohne}}}{\text{LSB}}$	$\frac{S_{\text{mit}}}{\text{LSB}}$	$\frac{\partial \text{Ampl}}{\%}$	$\frac{U}{\text{kV}}$	$\frac{S_{\text{ohne}}}{\text{LSB}}$	$\frac{S_{\text{mit}}}{\text{LSB}}$	$\frac{\partial \text{Ampl}}{\%}$
45	34,48	30,68	11,03	100	5145,30	4854,20	5,66
50	101,89	91,97	9,74	105	6086,02	5726,16	5,91
55	228,45	207,88	9,00	110	7048,04	6677,61	5,26
60	428,57	392,12	8,51	115	8084,35	7679,92	5,00
65	716,50	659,91	7,90	120	9168,40	8697,71	5,13
70	1090,09	1008,93	7,45	125	10348,36	9826,39	5,04
75	1559,08	1452,12	6,86	130	11473,71	10885,96	5,12
80	2125,96	1983,29	6,71	135	12659,25	12060,14	4,73
85	2758,64	2587,13	6,22	140	13939,61	13308,61	4,53
90	3486,46	3274,09	6,09	145	15156,78	14442,98	4,71
95	4257,68	4010,80	5,80	150	16239,12	14388,52	11,40

Tab. A.5.: Ergebnisse und Diskussion zur Messung „2. Abhängigkeit der einzelnen Komponenten“

PMMA mm	\overline{Q} mAs	\overline{s} LSB	\overline{q} LSB/mAs	q'	PMMA mm	\overline{Q} mAs	\overline{s} LSB	\overline{q} LSB/mAs	q'
0	0,2	75,65	378,23	0,754	3	0,7	235,68	336,69	0,953
0	0,3	124,35	414,51	0,827	3	0,8	275,18	343,98	0,973
0	0,4	175,04	437,61	0,873	3	0,9	317,00	352,22	0,996
0	0,5	230,60	461,20	0,920	3	1,0	353,46	353,46	1,000
0	0,6	288,99	481,65	0,961	6	0,2	37,21	186,03	0,743
0	0,7	333,78	476,83	0,951	6	0,3	63,58	211,94	0,846
0	0,8	392,26	490,32	0,978	6	0,4	86,35	215,88	0,862
0	0,9	448,33	498,15	0,994	6	0,5	119,06	238,13	0,951
0	1,0	501,35	501,35	1,000	6	0,6	143,06	238,43	0,952
3	0,2	52,69	263,47	0,745	6	0,7	166,34	237,62	0,949
3	0,3	90,43	301,43	0,853	6	0,8	192,41	240,51	0,960
3	0,4	128,57	321,43	0,909	6	0,9	223,71	248,57	0,992
3	0,5	166,64	333,29	0,943	6	1,0	250,50	250,50	1,000
3	0,6	202,19	336,99	0,953					

Tab. A.6.: Ergebnisse und Diskussion zur Messung „3. Variable Materialstärke bei variabler Röhrenspannung“

Alu mm	U kV	\overline{Q} mAs	\overline{s} LSB	\overline{q} LSB/mAs	q'
0	40	0,2	68,35	341,76	0,849
0	40	0,3	109,23	364,11	0,904
0	40	0,4	151,42	378,54	0,940
0	40	0,5	192,99	385,98	0,958
0	40	0,6	234,67	391,11	0,971
0	40	0,7	276,89	395,56	0,982
0	40	0,8	317,57	396,97	0,986
0	40	0,9	355,66	395,18	0,981
0	40	1,0	397,71	397,71	0,988
0	40	3,0	1205,17	401,72	0,998
2	40	0,2	37,87	189,37	0,825
2	40	0,3	61,32	204,41	0,890
2	40	0,4	84,90	212,26	0,924
2	40	0,5	109,61	219,22	0,954
2	40	0,6	133,51	222,52	0,969
2	40	0,7	156,75	223,93	0,975

2	40	0,8	180,98	226,22	0,985
2	40	0,9	201,99	224,43	0,977
2	40	1,0	226,62	226,62	0,987
2	40	3,0	689,02	229,67	1,000
5	70	0,2	457,58	2287,89	0,914
5	70	0,3	711,84	2372,81	0,948
5	70	0,4	952,12	2380,29	0,951
5	70	0,5	1213,14	2426,28	0,970
5	70	0,6	1466,14	2443,56	0,977
5	70	0,7	1725,68	2465,25	0,985
5	70	0,8	1984,49	2480,62	0,991
5	70	0,9	2245,11	2494,57	0,997
5	70	1,0	2494,21	2494,21	0,997
5	70	3,0	7506,53	2502,18	1,000
23	70	0,2	91,00	455,00	0,826
23	70	0,3	146,67	488,91	0,887
23	70	0,4	200,15	500,37	0,908
23	70	0,5	257,15	514,30	0,933
23	70	0,6	314,45	524,08	0,951
23	70	0,7	371,73	531,05	0,964
23	70	0,8	429,04	536,31	0,973
23	70	0,9	485,99	539,99	0,980
23	70	1,0	543,84	543,84	0,987
23	70	3,0	1653,05	551,02	1,000
20	110	0,2	783,70	3918,48	0,896
20	110	0,3	1209,38	4031,26	0,922
20	110	0,4	1669,18	4172,96	0,955
20	110	0,5	2119,73	4239,45	0,970
20	110	0,6	2557,74	4262,91	0,975
20	110	0,7	3018,81	4312,59	0,986
20	110	0,8	3470,05	4337,56	0,992
20	110	0,9	3916,27	4351,41	0,995
20	110	1,0	4371,79	4371,79	1,000
20	110	3,0	13092,29	4364,10	0,998
37	110	0,2	327,16	1635,81	0,845
37	110	0,3	519,92	1733,06	0,895
37	110	0,4	720,85	1802,12	0,931
37	110	0,5	922,08	1844,16	0,952
37	110	0,6	1123,02	1871,69	0,967
37	110	0,7	1324,80	1892,57	0,977

37	110	0,8	1522,73	1903,42	0,983
37	110	0,9	1725,60	1917,33	0,990
37	110	1,0	1922,60	1922,60	0,993
37	110	3,0	5808,62	1936,21	1,000

Tab. A.7.: Diskussion zur Referenzfunktion aus Abschnitt 4.3

Alu mm	\overline{U} kV	\overline{Q} mAs	q'	\hat{q}	E^2	$\sum(\hat{q} - q')^2$
23	70	0,2	0,821	0,823	2,059E-06	1,168E-02
23	70	0,3	0,883	0,877	3,426E-05	2,196E-03
23	70	0,4	0,903	0,908	2,646E-05	6,853E-04
23	70	0,5	0,928	0,930	1,924E-06	1,070E-06
23	70	0,6	0,946	0,945	3,875E-07	2,765E-04
23	70	0,7	0,959	0,958	1,252E-06	8,528E-04
23	70	0,8	0,968	0,967	8,684E-07	1,497E-03
23	70	0,9	0,975	0,975	1,586E-07	2,055E-03
23	70	1,0	0,982	0,982	2,578E-08	2,734E-03

Tab. A.8.: Ergebnisse und Diskussion zu den Messungen mit Dosimeter

\overline{Q} mAs	\overline{s} LSB	\overline{K} μGy	\overline{HVL} mmAl	HVL'	\overline{d} LSB/ μGy	d'
0,1	540,61	3,097	1,617	0,579	174,54	0,835
0,2	681,94	3,810	1,741	0,623	179,00	0,856
0,3	1052,87	5,473	2,144	0,767	192,37	0,920
0,4	1395,17	7,081	2,289	0,819	197,03	0,942
0,5	1787,93	8,966	2,434	0,871	199,40	0,954
0,6	2124,02	10,556	2,469	0,884	201,21	0,962
0,7	2463,39	12,137	2,537	0,908	202,97	0,971
0,8	2849,30	13,988	2,566	0,918	203,69	0,974
0,9	3210,70	15,666	2,626	0,940	204,94	0,980
1,0	3588,80	17,445	2,614	0,936	205,72	0,984
2,0	7207,59	34,541	2,735	0,979	208,67	0,998
4,0	14362,14	68,698	2,775	0,993	209,06	1,000
6,0	21393,05	102,676	2,794	1,000	208,36	0,997

Tab. A.9.: Ergebnisse und Diskussion zur Messung „1. Voraufnahmen ohne Korrektur“

\overline{U}	\overline{I}	\overline{Q}	\overline{S}_{pre}	\overline{S}_{main}	\overline{S}_{exp}	\overline{a}_{main}
kV	mA	mAs	LSB	LSB	LSB	%
70	200	0,1	77,85	3355,14	5000	-32,90
70	200	0,2	76,93	6804,48	5000	36,09
70	200	0,3	129,40	6069,40	5000	21,39
70	200	0,4	179,07	5852,13	5000	17,04
70	200	0,5	235,64	5556,84	5000	11,14
70	200	0,6	287,13	5467,93	5000	9,36
70	200	0,7	342,82	5350,80	5000	7,02
70	200	0,8	395,17	5302,67	5000	6,05
70	200	0,9	451,56	5215,83	5000	4,32
70	200	1,0	497,02	5272,70	5000	5,45
70	200	1,5	766,95	5125,60	5000	2,51
70	200	2,0	1030,86	5082,90	5000	1,66
70	200	2,5	1296,01	5050,47	5000	1,01
70	200	3,0	1557,02	5046,24	5000	0,92
70	200	3,5	1823,21	5031,82	5000	0,64
70	200	4,0	2087,41	5019,17	5000	0,38
70	200	4,5	2348,71	5017,51	5000	0,35
70	200	5,0	2612,24	5014,35	5000	0,29
70	200	6,0	3141,81	5003,28	5000	0,07
70	200	7,0	3667,35	5004,26	5000	0,09
70	200	8,0	4193,72	5000,10	5000	0,00
70	200	9,0	4720,95	4997,97	5000	-0,04
70	200	10,0	5244,12	5000,85	5000	0,02
70	200	12,0	6300,32	5000,87	5000	0,02
70	200	14,0	7348,69	5001,14	5000	0,02
70	200	16,0	8403,09	5001,12	5000	0,02
70	200	18,0	9450,32	5004,69	5000	0,09
70	200	20,0	10499,74	5004,14	5000	0,08

Tab. A.10.: Ergebnisse und Diskussion zur Messung „2. Voraufnahmen mit Wasserphantom“

\overline{U}	\overline{I}	\overline{Q}_{pre}	\overline{Q}_{main}	\overline{S}_{main}	\overline{F}	\overline{d}_{main}
kV	mA	mAs	mAs	LSB	%	%
40	50	0,2	24,69	5012,86	0,81	0,26
40	50	0,3	23,95	4862,62	1,25	-2,75
40	50	0,4	23,85	4842,93	1,68	-3,14
40	50	0,5	24,08	4890,59	2,08	-2,19
40	200	0,2	24,70	5130,75	0,81	2,61
40	200	0,3	24,13	5014,54	1,24	0,29
40	200	0,4	23,95	4977,32	1,67	-0,45
40	200	0,5	23,94	4977,56	2,09	-0,45
40	400	0,2	23,98	5151,50	0,83	3,03
40	400	0,3	23,75	5105,42	1,26	2,11
40	400	0,4	23,55	5068,16	1,70	1,36
40	400	0,5	23,81	5128,33	2,10	2,57
50	50	0,2	12,79	4751,56	1,56	-4,97
50	50	0,3	12,80	4757,19	2,34	-4,86
50	50	0,4	13,15	4888,69	3,04	-2,23
50	50	0,5	13,13	4879,66	3,81	-2,41
50	200	0,2	12,79	4838,57	1,56	-3,23
50	200	0,3	12,78	4838,04	2,35	-3,24
50	200	0,4	13,16	4978,86	3,04	-0,42
50	200	0,5	13,17	4980,65	3,80	-0,39
50	400	0,2	12,75	4934,90	1,57	-1,30
50	400	0,3	12,62	4891,37	2,38	-2,17
50	400	0,4	13,03	5046,27	3,07	0,93
50	400	0,5	13,00	5036,55	3,85	0,73
60	50	0,2	20,71	4928,53	0,97	-1,43
60	50	0,3	20,21	4811,68	1,48	-3,77
60	50	0,4	20,34	4843,26	1,97	-3,13
60	50	0,5	20,31	4838,67	2,46	-3,23
60	200	0,2	20,20	4870,04	0,99	-2,60
60	200	0,3	20,27	4890,32	1,48	-2,19
60	200	0,4	20,14	4858,76	1,99	-2,82
60	200	0,5	20,31	4900,77	2,46	-1,98
60	400	0,2	20,27	4954,88	0,99	-0,90
60	400	0,3	20,09	4912,37	1,49	-1,75
60	400	0,4	20,14	4924,76	1,99	-1,50
60	400	0,5	20,10	4914,42	2,49	-1,71
70	50	0,2	18,32	4876,63	1,09	-2,47

70	50	0,3	18,01	4794,79	1,67	-4,10
70	50	0,4	18,57	4945,78	2,15	-1,08
70	50	0,5	18,52	4930,95	2,70	-1,38
70	200	0,2	18,09	4851,52	1,11	-2,97
70	200	0,3	18,08	4848,40	1,66	-3,03
70	200	0,4	18,57	4980,43	2,15	-0,39
70	200	0,5	18,60	4990,47	2,69	-0,19
70	400	0,2	18,50	5011,18	1,08	0,22
70	400	0,3	18,07	4893,46	1,66	-2,13
70	400	0,4	18,57	5028,26	2,15	0,57
70	400	0,5	18,47	5003,56	2,71	0,07
80	50	0,2	14,06	4849,68	1,42	-3,01
80	50	0,3	14,04	4844,98	2,14	-3,10
80	50	0,4	13,97	4818,03	2,86	-3,64
80	50	0,5	14,29	4930,64	3,50	-1,39
80	200	0,2	13,94	4839,84	1,43	-3,20
80	200	0,3	14,03	4872,93	2,14	-2,54
80	200	0,4	14,04	4878,66	2,85	-2,43
80	200	0,5	14,27	4959,56	3,50	-0,81
80	400	0,2	13,88	4860,99	1,44	-2,78
80	400	0,3	13,90	4873,12	2,16	-2,54
80	400	0,4	14,05	4926,76	2,85	-1,46
80	400	0,5	14,27	4996,96	3,50	-0,06
90	50	0,2	9,54	4778,96	2,10	-4,42
90	50	0,3	9,66	4837,82	3,10	-3,24
90	50	0,4	9,60	4806,25	4,17	-3,87
90	50	0,5	9,62	4817,37	5,20	-3,65
90	200	0,2	9,56	4827,10	2,09	-3,46
90	200	0,3	9,56	4826,47	3,14	-3,47
90	200	0,4	9,62	4856,51	4,16	-2,87
90	200	0,5	9,59	4840,35	5,21	-3,19
90	400	0,2	9,47	4813,14	2,11	-3,74
90	400	0,3	9,47	4827,83	3,17	-3,44
90	400	0,4	9,54	4857,08	4,19	-2,86
90	400	0,5	9,60	4886,53	5,21	-2,27
100	200	0,2	7,24	4707,70	2,76	-5,85
100	200	0,3	7,36	4789,06	4,07	-4,22
100	200	0,4	7,37	4791,10	5,43	-4,18
100	200	0,5	7,43	4837,38	6,73	-3,25
110	200	0,2	5,22	4734,79	3,83	-5,30

110	200	0,3	5,31	4822,52	5,65	-3,55
110	200	0,4	5,28	4804,13	7,57	-3,92
110	200	0,5	5,35	4864,55	9,34	-2,71
120	200	0,2	1,18	4156,26	17,01	-16,87
120	200	0,3	1,26	4414,68	23,86	-11,71
120	200	0,4	1,32	4657,81	30,30	-6,84
120	200	0,5	1,34	4723,91	37,39	-5,52
130	200	0,2	1,10	4960,59	18,17	-0,79
130	200	0,3	1,15	5148,14	26,00	2,96
130	200	0,4	1,14	5122,86	35,05	2,46
130	200	0,5	1,14	5095,40	43,88	1,91
140	200	0,2	0,84	4556,05	23,87	-8,88
140	200	0,3	0,90	4884,43	33,28	-2,31
140	200	0,4	0,93	4990,87	43,18	-0,18
140	200	0,5	0,93	4982,94	53,96	-0,34

Der Anhang zur Arbeit befindet sich auf CD und ist einzusehen bei Prüfer Prof. Dr. Robert Heß oder Prüfer Prof. Dr.-Ing. Robert Fitz

Versicherung über die Selbstständigkeit

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit im Sinne der Prüfungsordnung nach §16(5) APSO-TI-BM ohne fremde Hilfe selbstständig verfasst und nur die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe. Wörtlich oder dem Sinn nach aus anderen Werken entnommene Stellen habe ich unter Angabe der Quellen kenntlich gemacht.

Hamburg, 29.02.2016

Ort, Datum

Unterschrift