

DIPLOMARBEIT

zur Erlangung des akademischen Grades

Diplom-Ingenieur

Thema:

Bestimmung der Aufnahmegrenzen bei Computertomographieuntersuchungen

eingereicht am

Lehrstuhl für Gießereikunde, Department Metallurgie
der Montanuniversität Leoben

von

Bianca Wenzl

Betreuer:

Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr. phil. Peter Schumacher

Dipl.-Ing. Georg Geier



Leoben, Februar 2008

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die angegebenen Quellen nicht benutzt und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche gekennzeichnet habe.

Die Arbeit wurde bisher in gleicher oder ähnlicher Form keiner anderen Prüfungskommission vorgelegt und auch nicht veröffentlicht.

Leoben, 25. Februar 2008

DANKSAGUNG

Hiermit möchte ich allen danken, die mir die Entstehung und Vollendung dieser Arbeit ermöglicht haben.

Mein herzlicher Dank gilt dem Verein für praktische Gießereiforschung, welcher mir die Erstellung meiner Diplomarbeit im Rahmen eines FFG – Projektes am Österreichischen Gießerei-Institut, ermöglicht hat.

Besonderer Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. phil. Schumacher, der mir vor allem in der letzten Phase der Diplomarbeit, in jeder Hinsicht als kompetenter und hilfsbereiter Betreuer zur Seite stand.

Seitens des Österreichischen Gießerei-Institutes möchte ich vor allem meinem Betreuer, Herrn Dipl.-Ing. Georg Geier, für die umfangreiche Unterstützung bei der Erstellung der Diplomarbeit danken.

Ebenfalls möchte ich den Mitarbeitern, insbesondere Herrn Pucher, Herrn Habe und Herrn Kneißl vom Österreichischen Gießerei-Institut danken, ohne die eine rasche Vorbereitung und Durchführung der geplanten Versuche nicht möglich gewesen wäre.

Weiters möchte ich besonders Herrn Pletz und den Mitarbeitern aus der Qualitätssicherung der Firma Wuppermann Austria für die tatkräftige Unterstützung und Verständnis in der Endphase meiner Diplomarbeit und meines Studiums, danken.

Zu guter Letzt möchte ich meinem Vater und seiner Freundin danken, die mich ideell und mit viel Verständnis für den Zeitbedarf unterstützt haben.

KURZFASSUNG

Ziel der Arbeit war es, die Aufnahmegrenzen bei Computertomographieuntersuchungen mit Hilfe von Testgeometrien, so genannten Testphantomen, Aluminium- und Graugussstufenkeile, unter Verwendung von unterschiedlichen Filtermaterialien zu bestimmen. Die Aufnahmegrenzen der CT-Untersuchung sollen in Abhängigkeit von Werkstoff, Geometrie und CT-Anlagenparameter dargestellt werden.

Die Ergebnisse sollen es ermöglichen, die in der Literatur und industriellen Praxis nur qualitativ bekannten Zusammenhänge zwischen Parametereinstellungen und Bildqualität zu quantifizieren und für zukünftige Arbeiten an der CT besser nutzbar zu machen.

In mehreren Versuchsreihen wurden die maximale Durchstrahlbarkeit, sowie Kontrastauflösungsgrenzen anhand von Testphantomen für Aluminium- und Eisenwerkstoffe bestimmt. Des Weiteren wurde der Einfluss unterschiedlicher Filtermaterialien und –dicken in diesem Zusammenhang untersucht.

ABSTRACT

The aim of this work was to obtain detection limits of computed tomography by means of test geometries i.e. test phantoms and different filter materials. Depending on the material type, geometry and tomography parameters, detection limits were determined for computed tomography.

The results of this work are aimed at the in the literature and CT practice only qualitatively known relation between parameter setting and image quality. Thereby a quantitative description to improve further investigation of computed tomography is obtained.

Several test runs with test phantoms made of aluminium and iron define the maximum transmissive thickness and limits of the resolution contrast. In addition the influence of different filter materials and filter thicknesses were investigated.

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1	Einführung	3
1.1	<i>Kurzbeschreibung</i>	3
1.2	<i>Einleitung</i>	3
2	Grundlagen der Computertomographie	4
2.1	<i>Entwicklung der Computertomographie</i>	4
2.1.1	Historischer Überblick	4
2.2	<i>Abbildungsverfahren der CT</i>	5
2.2.1	Röntgen-Computertomographie	5
2.3	<i>Funktionsprinzip der Röntgenröhre</i>	7
2.3.1	Arten von Röntgenstrahlung	8
2.3.1.1	Röntgenbremsstrahlung	8
2.3.1.2	Charakteristische Röntgenstrahlung	9
2.3.1.3	Das Röntgenspektrum	9
2.3.2	Absorption und Streuung von Röntgenstrahlung	10
2.3.2.1	Photoeffekt	12
2.3.2.2	Comptoneffekt	12
2.3.2.3	Paarbildung	13
2.4	<i>Einfluss der Röhrenparameter</i>	14
2.4.1	Änderung des Röhrenstroms	14
2.4.2	Änderung der Beschleunigungsspannung	15
2.4.3	Filter, Blenden und Kollimierung	16
2.4.3.1	Filterung von Röntgenstrahlen	17
2.5	<i>Detektion von Röntgenstrahlung</i>	21
2.5.1	Gasdetektoren	21
2.5.2	Szintillationsdetektoren	22
2.5.3	Festkörper-Flächendetektoren	24
3	Aufbau der Computertomographie	29
3.1	<i>Unterschiede 2D - und 3D – CT</i>	29
3.2	<i>Geometrische Abbildungsbedingungen</i>	30
3.2.1	Auflösung	30
3.3	<i>Volumengenerierung</i>	35
3.3.1	Entstehung eines CT-Bildes	35
3.3.2	Zusammenhang zwischen Objektschicht und CT-Bild	35
3.3.3	Radon-Transformation	36
3.3.4	Fourier-Scheiben-Theorem	37
3.3.5	Gefilterte Rückprojektion	38
3.3.6	Iterative Rekonstruktion	40
3.3.7	Signal/Rausch-Verhältnis (SNR)	42
3.3.8	Bildrauschen	42
3.3.9	2D – Artefakte	43
3.3.10	3D – Artefakte	46

4	Qualitative Beurteilung von Gussteilen	48
4.1	<i>Zerstörungsfreie Prüfverfahren</i>	49
4.1.1	Computertomographie	49
4.1.2	Radiografie / Radioskopie	49
4.1.3	Dichteprüfung	51
5	Versuchsvorbereitung und -durchführung	52
5.1	<i>Versuchsvorbereitung</i>	52
5.2	<i>Versuchsdurchführung</i>	55
5.2.1	Durchstrahlungsprüfung Aluminiummassel – VR 1	56
5.2.2	Durchstrahlungsprüfung Graugussmassel – VR 2	58
5.2.3	Aluminiumstufenkeil – Vorversuche – VR 3	58
5.2.4	Graugussstufenkeil – Vorversuche – VR 4	59
5.2.5	Aluminiumstufenkeil mit Filter – VR 5	59
5.2.6	Aluminiumstufenkeil mit Filter – VR 6	60
6	Ergebnisse	61
6.1	<i>Durchstrahlungsprüfung Aluminiummassel – VR 1</i>	61
6.2	<i>Durchstrahlungsprüfung Graugussmassel – VR 2</i>	66
6.3	<i>Aluminiumstufenkeil – Vorversuch – VR 3</i>	70
6.4	<i>Graugussstufenkeil – VR 4</i>	78
6.5	<i>Aluminiumstufenkeil mit Filter – VR 5</i>	85
6.5.1	Filtervergleich – 20 mm	86
6.5.2	Filtervergleich – 40 mm	90
6.5.3	Filtervergleich – verschiedene Dicken	93
6.6	<i>Aluminiumstufenkeil mit Filter – VR 6</i>	97
6.6.1	Filtervergleich – 10 mm	97
6.6.2	Filtervergleich – 15 mm	100
6.6.3	Filtervergleich – 20 mm	103
7	Zusammenfassung und Konklusion	107
7.1.	<i>Durchstrahlungsprüfung – VR 1 und VR 2</i>	107
7.2	<i>Aluminiumstufenkeil – Vorversuch VR 3</i>	107
7.3	<i>Graugussstufenkeil VR 4</i>	108
7.4	<i>Aluminiumstufenkeil mit Filter – VR 5 und VR 6</i>	109
7.5	<i>Aussichten</i>	110
8	Literaturverzeichnis	111

1 EINFÜHRUNG

1.1 Kurzbeschreibung

Im Rahmen der Diplomarbeit sollen die Aufnahmegrenzen bei Untersuchungen mit der Computertomographie am Österreichischen Gießerei-Institut bestimmt werden. In Abhängigkeit von Werkstoff, Geometrie und CT-Anlagenparameter sollen die Aufnahmegrenzen der CT-Untersuchung erarbeitet und dargestellt werden.

Die Ergebnisse, der im Rahmen der Diplomarbeit durchgeführten Untersuchungen sollen es ermöglichen, die in der Literatur und industriellen Praxis nur qualitativ bekannten Zusammenhänge für die verwendete Anlage zu quantifizieren und für zukünftige Arbeiten an dieser besser nutzbar zu machen.

1.2 Einleitung

Immer kürzere Innovationszyklen fordern drastisch verkürzte Entwicklungs- und Fertigungszeiten bei steigenden Anforderungen an die Bauteilprüfung. Folgende Anforderungen können mit den konventionellen Prüfmethoden nicht oder nur mehr unzureichend erfüllt werden:

- Vermessung von verborgenen Strukturen (Bohrungen, Wandstärken, Passungen, usw.)
- Feststellung von Fertigungsfehlern
- Aufnahme kompletter Geometriedaten (3D-Digitalisierung) zur Weiterverarbeitung für beispielsweise Soll-Ist-Vergleich, Reverse Engineering, etc.

Um verdeckt liegende Strukturen geometrisch abbilden zu können eignet sich am besten die Computertomographie am Sektor der zerstörungsfreien Werkstoffprüfung.

Hinsichtlich der industriellen Anwendbarkeit werden im Vergleich mit anderen Quellen (Synchrotron oder Gammastrahler) Röntgenröhren als Strahlungsquelle bevorzugt verwendet. Zukünftige Schwerpunkte liegen in der Stabilisierung hoher Strahlungsintensität und der Verbesserung des Auflösungsvermögens. In den letzten Jahren hat die Detektorentwicklung zu einer neuen Generation von 3D-Tomographen geführt. Anstelle eines Zeilendetektors (2D-CT) werden in der 3D-CT flächige Röntgendetektoren eingesetzt.

2 GRUNDLAGEN DER COMPUTERTOMOGRAPHIE

„Das Prinzip der Computertomographie besteht ganz allgemein darin, die räumliche Verteilung einer physikalischen Eigenschaft des zu untersuchenden Objektes aus unterschiedlichen Richtungen zu messen und daraus überlagerungsfreie Bilder zu errechnen“ [1].

2.1 Entwicklung der Computertomographie

2.1.1 Historischer Überblick

„Und lässt man der Phantasie weiter die Zügel schießen, stellt man sich vor, dass es gelingen würde, die neue Methode des photographischen Prozesses mit Hilfe der Strahlen aus den Crookeschen Röhren so zu vervollkommen, dass nur eine Partie der Weichteile des menschlichen Körpers durchsichtig bleibt, eine tiefer liegende Schicht aber auf der Platte fixiert werden kann, so wäre ein unschätzbare Behelf für die Diagnose zahlloser anderer Krankheitsgruppen als die Knochen gewonnen.“

Frankfurter Zeitung, 7. Jänner 1896

- 1895 **Röntgen** entdeckt eine neue Art von Strahlung, die er selbst X-Strahlung nennt
- 1901 **Röntgen** erhält den Nobelpreis für Physik
- 1906 **Bockwinkel** nutzt die von **Lorentz** angegebene Lösung der Rekonstruktion dreidimensionaler Funktionen aus Flächenintegralen
- 1917 **Radon** veröffentlicht die grundlegende Arbeit zur Lösung des inversen Problems der Rekonstruktion
- 1925 **Ehrenfest** erweitert die Lösung von **Lorentz** mit Hilfe von Fouriertransformationen ins n-dimensionale
- 1936 **Cramer** und **Wold** lösen das Rekonstruktionsproblem in der Statistik für die Wahrscheinlichkeitsverteilung aus den marginalen Verteilungen
- 1958 Der ukrainische Forscher **Krenblyum** entwirft einen Röntgenscanner und versucht, mit analogen Rekonstruktionsverfahren dünne Körperschnitte zu ermitteln
- 1963 In Südafrika lieferte **Cormack** erste mathematische Beiträge zur Rekonstruktion von Tomographiebildern
- 1969 **Hounsfield** baute den ersten Scanner mit einer radioaktiven Quelle bei den britischen EMI Forschungslaboratorien

- 1972 Erste klinische Untersuchungen mit einem EMI Schädelscanner durch **Hounsfield** und **Ambrose**
- 1975 **Erster Ganzkörpertomograph** mit Fächerstrahlsystem
- 1979 Nobelpreis für Medizin für **Hounsfield** und **Cormack**
- 1983 **Elektronenstrahl CT** wird demonstriert
- 1989 Erste klinische Untersuchungen mit einem **Spiral-CT** durch **Kalender**
- 1991 **Multiarray CT** wird demonstriert [2]

2.2 Abbildungsverfahren der CT

Die Abbildungsverfahren der CT beruhen auf verschiedenen physikalischen Grundlagen und verschiedenen Messtechniken. Sie basieren jedoch auf einer gemeinsamen mathematischen Methode, der Bilderzeugung aus den gewonnenen Messwerten, unter Anwendung der elektronischen Datenverarbeitung [3]. Die bekanntesten und am meisten angewandten Verfahren sind die:

- Röntgen – Computertomographie,
- Positronen – Emissions – Tomographie (PET),
- Magnet – Resonanz – Tomographie (MRT),
- Elektronenstrahl – Tomographie, etc.

Im Weiteren wird auf die Röntgen – Computertomographie genauer eingegangen, diese findet in der zerstörungsfreien Werkstoffprüfung Anwendung. Vorläufer der Röntgen – Computertomographie in diesem Bereich war die Röntgendurchstrahlungsprüfung von Werkstücken (z. B. von Schweißnähten).

2.2.1 Röntgen – Computertomographie

Die Röntgen - Computertomographie („CT“), ist ein seit Mitte der siebziger Jahre angewandtes Abbildungsverfahren. Dabei wird eine Schicht mit Hilfe von Röntgenstrahlen, die diese Schicht in sehr vielen verschiedenen Richtungen durchdringen, abgebildet. Bei der 2D-CT wird aufgrund der gemessenen Intensitätswerte - welche ebenfalls von den Dichten und Atomordnungszahlen der einzelnen Materialien abhängig sind - auf die Verteilung des linearen

Schwächungskoeffizienten innerhalb dieser Schicht rückgerechnet. Die Werte des Schwächungskoeffizienten ergeben jene Information, welche anschließend bildlich dargestellt wird. Oft werden in der Praxis Informationen über ein ausgedehntes Volumen benötigt, daher werden sukzessiv so viele parallele und aneinander stoßende Schichten abgebildet, bis der interessierende Bereich vollständig erfasst worden ist [3].

Der Unterschied zur „klassischen“ Röntgenprüfung ist deutlich: Ein dreidimensionales Objekt wird auf die Bildebene projiziert, wobei jeder Bildpunkt einem feinen Röntgenstrahl und die Helligkeit oder die Schwärzung jedes Bildpunkts der Schwächung, die der zugehörige Strahl beim Durchgang durch das gesamte Objekt erfährt, entspricht. Jeder Bildpunkt enthält somit eine Information über die Materialeigenschaften längs des Strahls, d. h., dieser Abbildungsvorgang ist nicht überlagerungsfrei. Bei der Computertomographie gibt das Bild einen Querschnitt wieder, wobei jeder Bildpunkt allein den entsprechenden „Punkt“ in der Objektschicht repräsentiert. Dieser Vorgang der Abbildung ist überlagerungsfrei. Die Erzeugung eines solchen Bildes kann nur auf einem indirekten und aufwendigen Weg zustande kommen, wobei der Bildinhalt auf eine sehr artifizielle Weise errechnet wird. Das Mess- und Bildrekonstruktionsverfahren ist so genau, dass kleine Details und geringfügige Unterschiede zur Darstellung gelangen, d. h., diese Abbildung geht unter hoher Orts- und Dichteauflösung vor sich. Somit ist es verständlich, dass dieses bildgebende Verfahren, dass von Anfang an vielfältige und gewichtige Informationen in der Medizin erbrachten, als äußerst bedeutend empfunden wurde und nun auch in der zerstörungsfreien Werkstoffprüfung Anwendung findet [3].

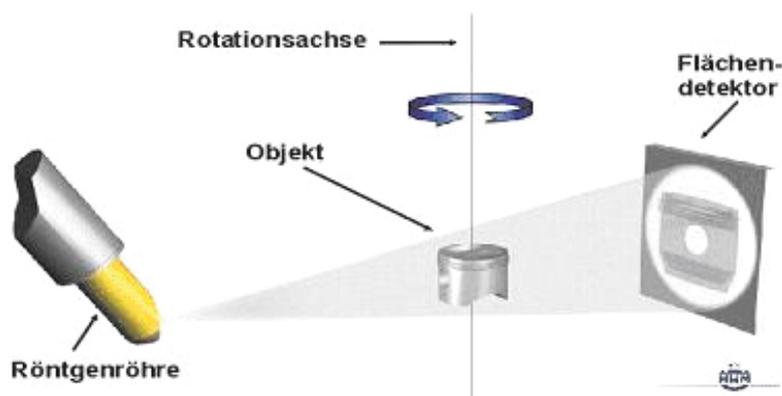


Abb. 2-1: Messprinzip der 3D-CT: Die Röntgenröhre sendet Strahlung in Form eines Kegelstrahls aus. Das abzubildende Objekt befindet sich in diesem und dreht sich dabei um die eigene Achse. Dahinter befindet sich der Flächendetektor, welcher die ankommenden Elektronen detektiert [4].

2.3 Funktionsprinzip der Röntgenröhre

Röntgenstrahlung besteht aus Wellen des Wellenlängenbereichs 10^{-8} bis 10^{-13} m und ist elektromagnetischer Natur. Sie wird beim Eintritt schneller Elektronen in ein Metall erzeugt. Die Energie der Röntgenstrahlung ist abhängig von der Geschwindigkeit v der Elektronen. Diese ist wiederum abhängig von der Beschleunigungsspannung U_B zwischen Kathode und Anode. Mit der einfachen Energieerhaltung

$$eU_B = \frac{1}{2} m_e v^2 \quad (\text{Glg. 2-1})$$

Ladung der Elektronen: $e = 1,602 \cdot 10^{-19}$ As

Masse der Elektronen: $m_e = 9,109 \cdot 10^{-31}$ kg

kann daraus die Geschwindigkeit der Elektronen berechnet werden.

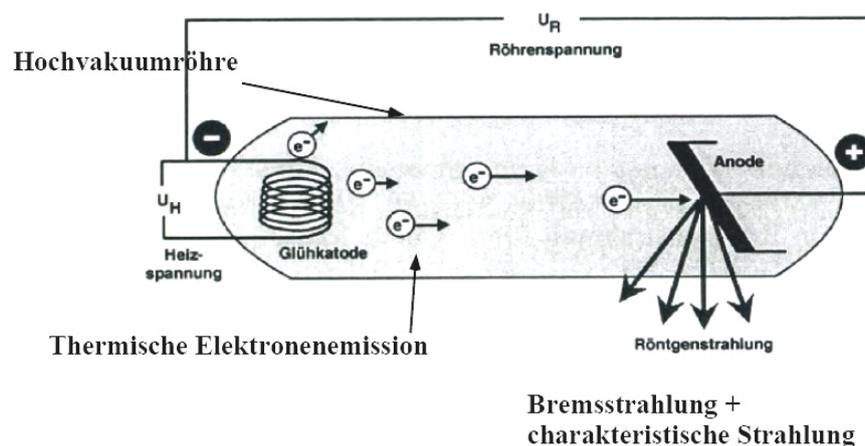


Abb. 2-2: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre: Die Glühkathode wird geheizt, dadurch treten thermische Elektronen aus, welche im elektrischen Feld beschleunigt werden. Durch Eintreten ins Anodenmaterial entsteht Röntgenstrahlung [5].

In der medizinischen Diagnostik verwendet man Beschleunigungsspannungen zwischen 25 kV und 150 kV, für die Strahlentherapie zwischen 10 kV und 300 kV und für die Materialprüfung bis zu 500 kV. **Abbildung 2-2** zeigt den schematischen Aufbau einer Röntgenröhre. Die aus einer direkt auf etwa 2400 K geheizten Glühkathode austretenden thermischen Elektronen werden im elektrischen Feld zwischen Kathode und Anode beschleunigt. Treten die schnellen Elektronen in das Anodenmaterial ein, entsteht Röntgenstrahlung. Die Elektronen werden durch einen Kathodentopf auf einen kleinen Brennfleck fokussiert. Dieser wird als Wehneltzylinder (in **Abbildung 2-2** nicht eingezeichnet) bezeichnet [2].

2.3.1 Arten von Röntgenstrahlung

Die „Röntgenstrahlung“ setzt sich aus zwei Arten von Strahlung zusammen:

- charakteristische Röntgenstrahlung und
- Röntgenbremsstrahlung.

Die in Form von schnellen Elektronen zugeführte kinetische Energie geht zum größten Teil als Wärmeenergie verloren. Nur ~1 % der gesamten zugeführten Energie führt zur Entstehung von Röntgenstrahlung, davon sind wiederum 90 % Röntgenbremsstrahlung und nur 10 % charakteristische Röntgenstrahlung [2].

2.3.1.1 Röntgenbremsstrahlung

Wenn ein schnelles Elektron durch eine Materie durchstrahlt, wird es abgelenkt und es entsteht Röntgenbremsstrahlung. Das Elektron wird von seiner ursprünglichen Bahn abgelenkt, da es von den positiven Atomkernen in der Materie angezogen wird. Daher wird bei der Ablenkung Energie in Form von Photonen frei (Röntgenbremsstrahlung), welche maximal die Energie besitzen, die das eintreffende Elektron aufweist. Bei jeder Ablenkung durch die Materie wird das Elektron langsamer und hat daher bei der nächsten Umlenkung weniger Energie zur Verfügung. Nach jeder Ablenkung eines bestimmten Elektrons wird weniger Energie freigesetzt, als bei der vorhergehenden [6].

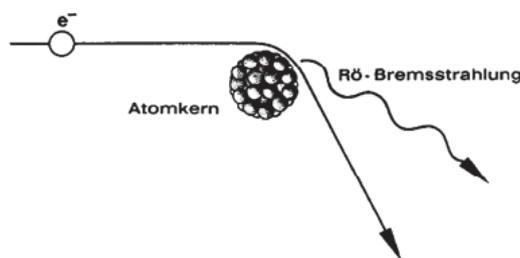


Abb. 2-3: Entstehung der Röntgenbremsstrahlung durch Ablenkung eines thermisch beschleunigten Elektrons beim Auftreffen auf Materie. Energie wird in Form von Photonen frei [6].

2.3.1.2 Charakteristische Röntgenstrahlung

Die charakteristische (= diskrete) Röntgenstrahlung entsteht durch das Auftreffen von schnellen Elektronen auf die Materie. Hier wird ein eintreffendes Elektron nicht abgelenkt, sondern trifft direkt die Elektronenhülle eines Atoms. Dabei wird ein Elektron aus der inneren Schale des Atoms herausgeschlagen. Entweder wird es gänzlich herausgeschleudert oder springt nur vorübergehend in ein höheres Energieniveau. Beides bedeutet, dass das Atom in einen energiereicheren Zustand übergeführt wird, welcher nur sehr kurze Zeit (10 – 18 μ s) dauert. Die frei gewordene Stelle wird dann wieder nachbesetzt. Eine Lücke in den kernnahen, inneren Schalen wird durch ein Elektron einer äußeren Schale geschlossen. In den kernfernen, äußeren Schalen wird das fehlende Elektron durch ein freies Elektron aus der Materie ersetzt [5].

Wenn ein Elektron aus einem energiereicheren in ein energieärmeres Niveau springt, wird die überschüssige Energie in Form eines Röntgenquants freigegeben. Diese Energiedifferenz zwischen zwei Schalen ist bei einem Element immer gleich bleibend, also weist ein solches Element „charakteristische“ Röntgenstrahlung auf [5].

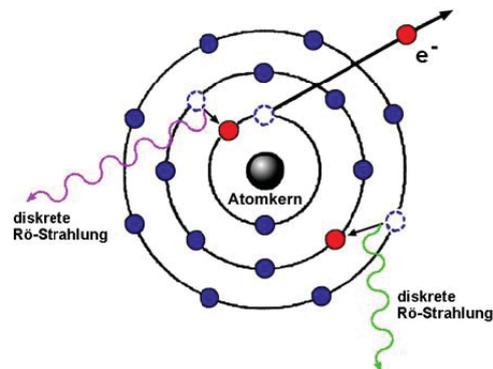


Abb. 2-4: Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung: Hierbei wird das eintreffende Elektron nicht abgelenkt, sondern trifft direkt die Elektronenhülle des Atoms. Wenn ein Elektron aus einem energiereicheren in ein energieärmeres Niveau springt, wird die überschüssige Energie in Form eines Röntgenquants freigegeben. Diese Energiedifferenz zwischen zwei Schalen ist bei einem Element immer gleich bleibend [6].

2.3.1.3 Das Röntgenspektrum

Das Spektrum der Röntgenstrahlung einer Röntgenröhre setzt sich aus der „charakteristische Röntgenstrahlung“ und „Röntgenbremsstrahlung“ zusammen. Bei hohen Röhrenspannungen liegt die Grenzwellenlänge weit im kurzwelligen Bereich, wohingegen sie bei einer niedrigen Röhrenspannung im längerwelligen Bereich liegt. Die entstehende Bremsstrahlung ist folglich

umso energiereicher, je höher die Energie der Elektronen ist und umso kürzer ist die kürzestmögliche Wellenlänge, die so genannte Grenzwellenlänge. Da bei der Bremsstrahlung die Energie der abgegebenen Photonen immer abnimmt, müsste man davon ausgehen, dass ein Bremsstrahlungsspektrum einen linearen Verlauf aufweist. Dies ist in der Praxis nicht der Fall, da die niederenergetischen Anteile der Bremsstrahlung zum Teil durch das Targetmaterial der Anode und die Tiefenblende weggefiltert werden [6].

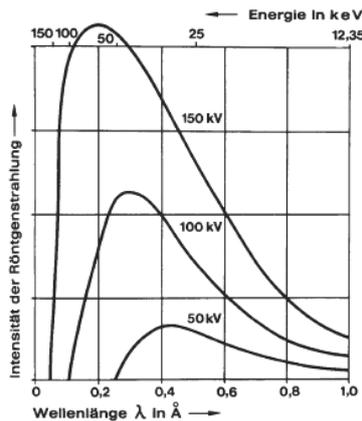


Abb. 2-5: Bremspektrum einer Röntgenröhre mit Wolframanode [6].

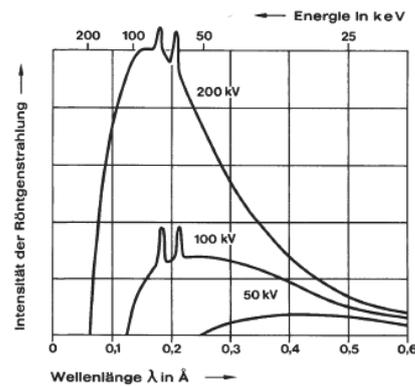


Abb. 2-6: Brems- und charakteristisches Spektrum für eine Röntgenröhre mit Wolframanode [6].

Wie oben erwähnt, entsteht neben dem Bremsstrahlenanteil auch charakteristische Röntgenstrahlung, welche sich zu dem Bremsstrahlungsspektrum addiert. Dabei resultiert ein spezielles Spektrum aufgrund des verwendeten Targetmaterials und der angewendeten Energie (siehe **Abbildung 2-5** und **2-6**) [6].

2.3.2 Absorption und Streuung von Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlung besitzt ein sehr großes, stoffabhängiges Durchdringungsvermögen von Materie, wird aber in dieser abgeschwächt. Im Wesentlichen sind dafür Absorption und Streuung verantwortlich. Im Folgenden werden kurz die wichtigsten, physikalischen Mechanismen der Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie (Photoeffekt, Comptonstreuung und Paarerzeugung) besprochen [2].

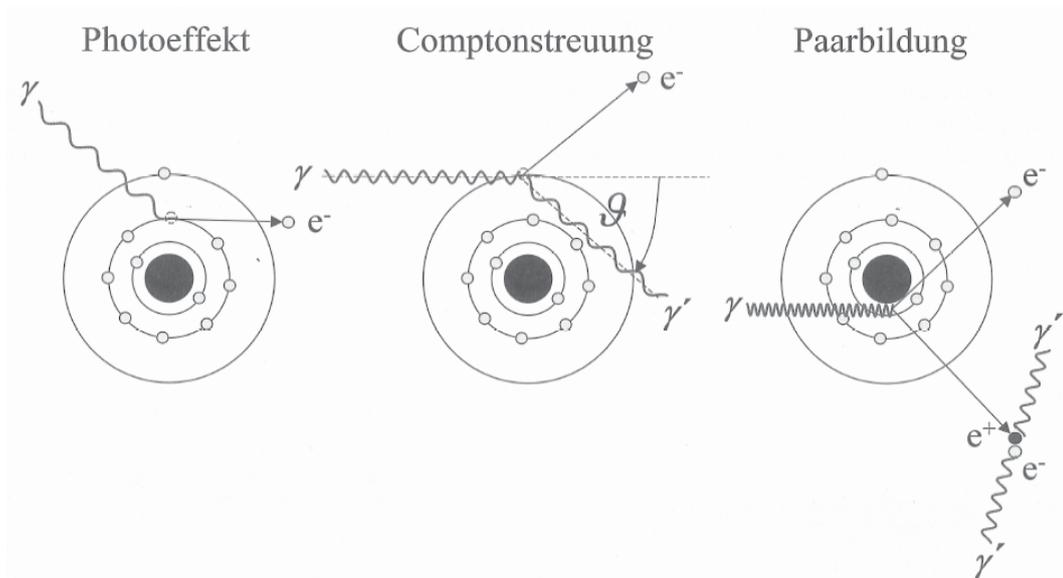


Abb. 2-7: Wechselwirkungsprozesse zwischen Röntgenstrahlung und Materie. Bei der Paarbildung ist zu beachten, dass das auftretende Positron e^+ im Verlauf seines weiteren Weges durch die Materie sehr schnell auf ein Elektron trifft und dort unter Aussendung zweier Gammaquanten zerstrahlt [2].

Es können alle Effekte, die zu einer Abschwächung der Röntgenintensität am Detektor führen – so wie in **Abbildung 2-7** gezeigt – zusammengefasst werden. Dabei berechnet man die Abschwächung der Intensität beim Durchlaufen von Materie folgendermaßen:

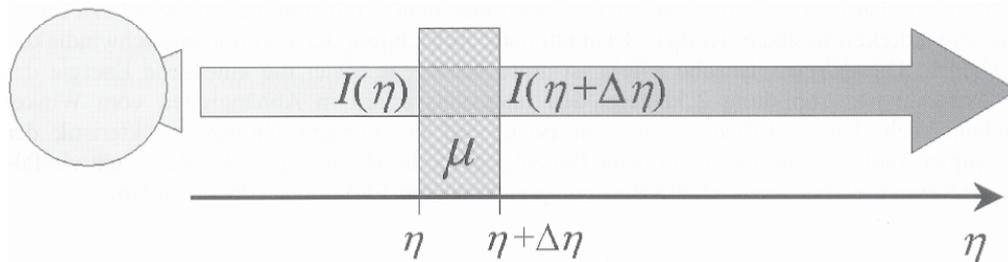


Abb. 2-8: Abschwächung eines Röntgenstrahls beim Durchlaufen homogener Materie der Dicke $\Delta\eta$ mit dem Schwächungskoeffizienten μ [2].

Die Intensität I hinter dem durchlaufenen Stoff der Dicke $\Delta\eta$ setzt sich aus

$$I(\eta + \Delta\eta) = I(\eta) - \mu(\eta) \cdot I(\eta) \cdot \Delta\eta \quad (\text{Glg. 2-2})$$

zusammen. Durch umstellen, differenzieren und integrieren von **Gleichung 2-2** kommt man auf eine spezielle Lösung,

$$I(\eta) = I_0 \cdot e^{-\mu\eta} \quad (\text{Glg. 2-3})$$

welche das **Lambert-Beersche Absorptionsgesetz** darstellt. Der Schwächungskoeffizient μ in **Gleichung 2-3** setzt sich aus dem Streukoeffizienten μ_s und dem Absorptionskoeffizienten α zusammen, also gilt

$$\mu = \mu_s + \alpha \quad \text{(Glg. 2-4)}$$

Die physikalischen Prozesse, die durch **Gleichung 2-4** zusammengefasst sind, werden in den weiteren Kapiteln kurz beschrieben [2].

2.3.2.1 Photoeffekt

Vom Photoeffekt spricht man, wenn die gesamte Energie der Röntgenstrahlung $h\nu$ durch das Atom absorbiert, ein Elektron der unteren Schale herausgeschlagen und das Atom ionisiert wird. Die Bilanz des Photoeffektes lautet

$$h\nu(+ \text{Atom}) \rightarrow E_{ion}(\text{Atom}^+) + E_{kin}(e^-) \quad \text{(Glg. 2-5)}$$

Plancksches Wirkungsquantum: $h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$

Ist die Strahlungsenergie des Rekombinationsprozesses für das in **Gleichung 2-5** entstehende Loch ausreichend, um wiederum ein Elektron aus dem Atomverband herauszuschlagen, dann wird das neue freie Elektron Auger-Elektron genannt. Auger-Elektronen sind monoenergetisch [2]. Der Photoeffekt spielt die zentrale Rolle bei der Röntgencomputertomographie und ist deshalb als bildgebend erwünscht.

2.3.2.2 Comptoneffekt

Stößt ein Röntgenquant der Energie $h\nu$ mit einem quasifreien Elektron bzw. schwach gebundenen Valenzelektron - unter Abgabe eines Teils seiner Energie - zusammen, so spricht man vom Comptoneffekt. Die Bilanz für einen solchen Zusammenstoß lautet

$$h\nu + e^- \rightarrow E_{kin}(e^-) + h\nu' \quad \text{(Glg. 2-6)}$$

Auf seinem weiteren Weg hat das so gestreute Photon eine geringere Energie (inelastische Streuung) und kann in der Folge durch den Photoeffekt absorbiert werden.

Die geringere Energie des gestreuten Photons lässt sich anhand der Wellenlängenänderung unter dem Streuwinkel ϑ

$$\Delta\lambda = h / m_e c (1 - \cos(\vartheta)) \quad \text{(Glg. 2-7)}$$

messen [2]. Die Streustrahlung durch den Comptoneffekt breitet sich gleichmäßig in alle Richtungen aus. Zur Verminderung der Streustrahlung können die Techniken der Eingrenzung durch Bleiblenen, Abstandsvariation und Streustrahlenkollimator (Lamellenraster) angewendet werden. Folglich ist dieser Effekt in der Röntgencomputertomographie nicht erwünscht, jedoch immer vorhanden und kann nur eingeschränkt werden.

2.3.2.3 Paarbildung

Ein Röntgenquant kann Materie in Form von einer Paarbildung eines Elektron – Positron - Paares bei Energien von $h\nu > 1,022 \text{ MeV}$ erzeugen. Die Bilanz der Paarbildung lautet

$$h\nu \rightarrow e^- + e^+ + 2E_{kin} \quad \text{(Glg. 2-8)}$$

wobei die Einsteinsche Masse – Energie - Äquivalenz

$$h\nu = 2m_e c^2 + 2E_{kin} \quad \text{(Glg. 2-9)}$$

erfüllt ist [2]. Wie in **Abbildung 2-7** dargestellt, stößt das Positron im Verlauf seines weiteren Weges durch die Materie nach kurzer Zeit mit einem Elektron zusammen und zerstrahlt dort unter Aussendung zweier Gammaquanten vollständig nach **Gleichung 2-10**

$$e^- + e^+ \rightarrow 2h\nu \quad \text{(Glg. 2-10)}$$

in Energie. Dieser Prozess der Paarvernichtung spielt bei der Positronen – Emissions - Tomographie (PET) die zentrale Rolle und ist jedoch aufgrund der verwendeten, niedrigen Energien nicht relevant für die Röntgencomputertomographie in der Werkstoffprüfung. Die

Häufigkeit der drei Prozesse ist von der Energie der Strahlung und vom absorbierenden Material abhängig. Die relativen Anteile an der Gesamtabsorption sind in **Abbildung 2-9** für das Element Blei in Abhängigkeit von der Quantenenergie $h\nu$ dargestellt [2].

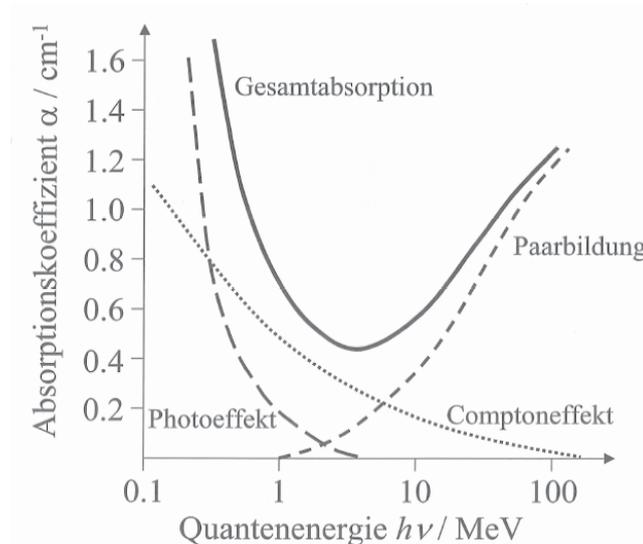


Abb. 2-9: Absorptionskoeffizient von Blei in Abhängigkeit von der Quantenenergie. Unterhalb von Quantenenergien der Größenordnung 0,5 MeV überwiegt der Photoeffekt. Paarbildung kann wegen **Gleichung 2-10** nur bei Quantenenergien $h\nu > 1$ MeV auftreten [7].

2.4 Einfluss der Röhrenparameter

2.4.1 Änderung des Röhrenstroms

Erhöht man den Heizstrom am Filament in der Röntgenröhre, wird eine höhere Anzahl an thermischen Elektronen frei. Dies führt zu einer Erhöhung des Elektronenstroms. Die Änderung des Stroms I in der Röntgenröhre führt zu einer proportionalen Änderung der Strahlungsintensität I_0 für jede Energie kleiner der Grenzenenergie (**Abbildung 2-10**). Davon unberührt bleiben die mittlere Energie, die Lage des Maximums und die Grenzenenergie [8].

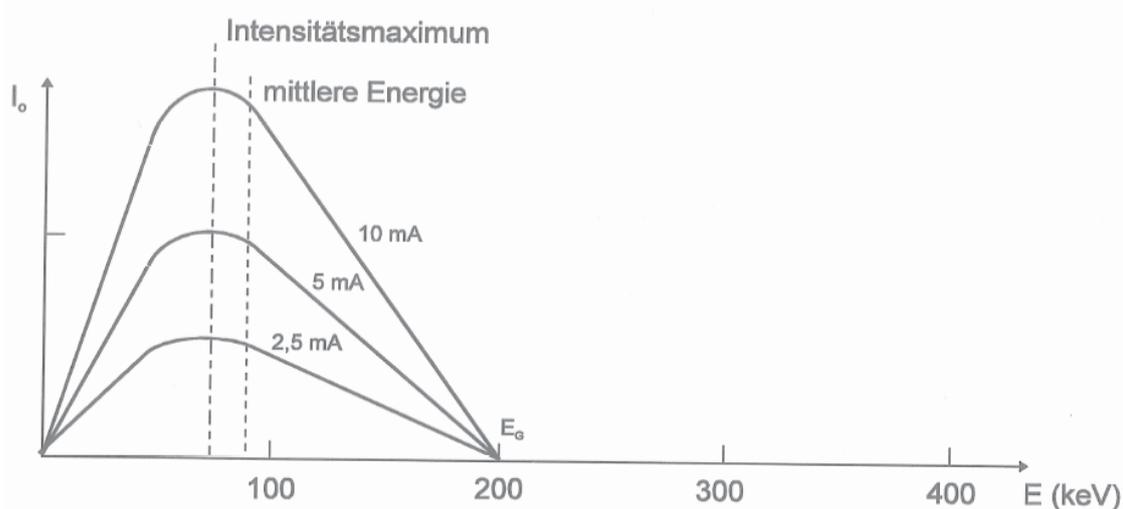


Abb. 2-10: Änderung der Intensität I_0 bei Änderung des Stroms I : Kontrastauflösung wird verbessert, jedoch keine bessere Durchdringung des Materials erreicht [8].

Eine Erhöhung des Röhrenstroms hat eine Erhöhung der Intensität der Strahlung zur Folge. Dies verbessert zwar die Kontrastaufklärung am Detektor, es wird dadurch aber keine bessere Durchdringung des Materials erreicht.

2.4.2 Änderung der Beschleunigungsspannung

Durch die Erhöhung der Beschleunigungsspannung U_B in der Röhre erfahren die Elektronen eine stärkere Beschleunigung. Diese Erhöhung führt zu einer Verschiebung des Intensitätsmaximums zu höherer Energie, größerer Grenzenergie und mittlerer Energie sowie einer überproportionalen Änderung der Gesamtintensität (**Abbildung 2-11**) [8].

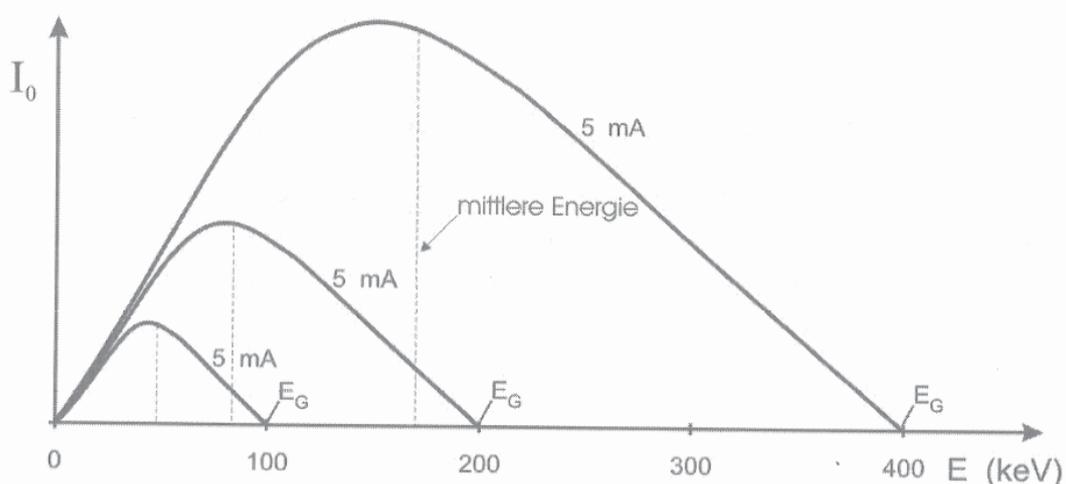


Abb. 2-11: Änderungen des Spektrums bei Änderung der Spannung U : Führt zu höherer Durchdringungsfähigkeit und Intensität der Strahlung. Keine Verbesserung der Kontrastaufklärung [8].

Es kommt dadurch zu einer Erhöhung der Energie der Strahlung, was zu einer höheren Durchdringungsfähigkeit und Intensität der Strahlung führt. Jedoch kommt es zu keiner Verbesserung der Kontrastauflösung.

2.4.3 Filter, Blenden und Kollimierung

Ein CT-Gerät kann unterschiedliche Kollimatoren, Blenden, Filter und Abschirmungen besitzen. Diese dienen der Filterung des Röntgenspektrums, der Definition der Aufnahmeschicht, der Abschirmung des Detektors gegen Streustrahlung und dem Strahlenschutz allgemein. Sie variieren von Gerätetyp zu Gerätetyp, weisen im Prinzip aber immer die gleiche Funktionalität auf. Die erste Reduzierung des Strahlenkegels wird durch den Bleitubus des Strahlers vorgegeben, welcher nur ein Austrittsfenster zur Definition eines groben Fächers (2D-CT) bzw. Kegels (3D-CT) aufweist. Als nächstes wird der maximal erlaubte Fächer bzw. Kegel durch eine feste Blende exakt definiert [1].

Ein Kollimator ist eine Abschirmung, welche nur Strahlung durchlässt, wenn sie aus einer bestimmten Richtung kommt. In der Figur (**Abbildung 2-12**) ist die Punktbildfunktion gezeigt, welche man misst, wenn eine ideale punktförmige Quelle im Abstand Z vor dem Detektor hindurch bewegt wird [9].

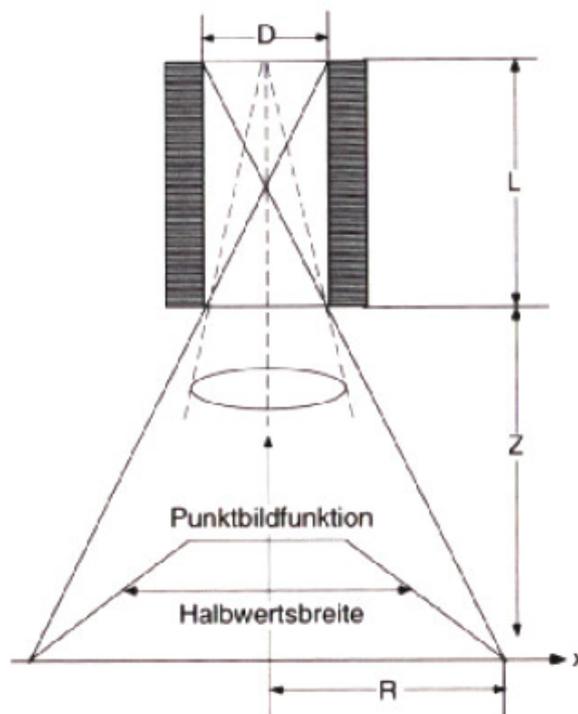


Abb. 2-12: Kollimator: Prinzip und Abbildungsfunktion. Dieser lässt nur Strahlung durch wenn diese aus einer bestimmten Richtung kommt [9].

Der Radius R dieses Bildes ergibt sich aus **Gleichung 2-11**:

$$R = \frac{D}{L} \cdot \left(Z + \frac{L}{2} \right) \quad \text{(Glg. 2-11)}$$

Je kleiner der Durchmesser D wird, desto höher ist die Auflösung, aber desto geringer ist auch die Empfindlichkeit. Mit einer Kombination von Blenden ist es auch möglich, die Ortsauflösung zu verbessern und sogar eine gewisse Lokalisierung der Empfindlichkeit auf der Achse zu erreichen. Man bezeichnet dies als fokussierende Kollimatoren [9].

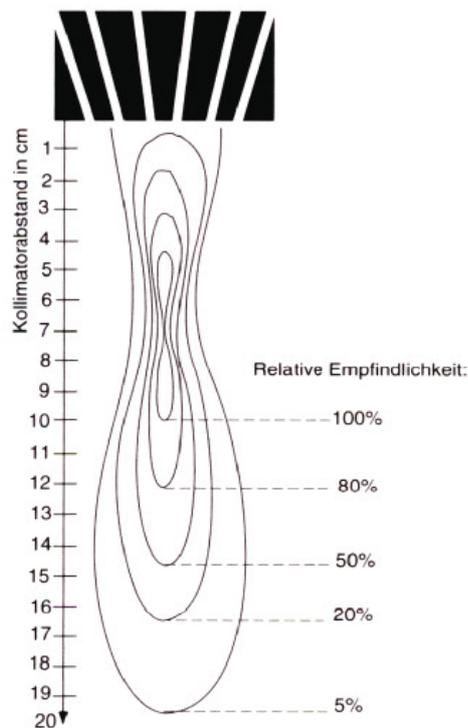


Abb. 2-13: Fokussierender Kollimator: Durch Kombination von Blenden kann die Ortsauflösung verbessert werden [9].

In den nachfolgenden Kapiteln wird auf die Anwendung von Filter genauer eingegangen.

2.4.3.1 Filterung von Röntgenstrahlen

Für die Anwendung von Röntgenstrahlen bei verschiedenen Untersuchungsverfahren ist das Gesamtspektrum zumeist ungeeignet. Deshalb werden aus dem Emissionsspektrum bestimmte Strahlenanteile herausgefiltert [10].

Es tragen mehrere Komponenten zur Filterung des Spektrums bei. Neben der Eigenfilterung durch die Röntgenröhre werden zusätzlich flache und geformte Filter eingesetzt. Flache Zusatzfilter verschieben den Schwerpunkt des Spektrums zu höheren Energien, niederenergetische Anteile, die überwiegend zur Dosis, aber kaum zum Signal beitragen, werden dabei stark reduziert, wodurch aber eine höhere verfügbare Röntgenleistung erforderlich wird [1].

Die Röntgenstrahlung wird im Metallfilter besonders stark kurz vor ihrer Absorptionskante geschwächt, siehe dazu **Abbildung 2-14** [10].

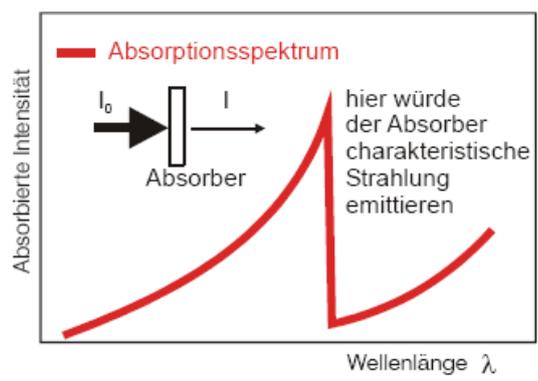


Abb. 2-14: Absorptionsspektrum beim Röntgenstrahlendurchgang [10].

Je nach Wahl des Filtermaterials wird nur mehr ein Teil der charakteristischen Strahlung des Anodenmaterials hindurch gelassen. Wenn man dickere und leichtere Materialien, wie z.B. ein 3 mm dickes Aluminiumblech, als Filter nimmt, dann werden vor allem die langwelligeren Bereiche herausgefiltert und nur die kurzwelligeren hindurch gelassen, siehe **Abbildung 2-15** [10].

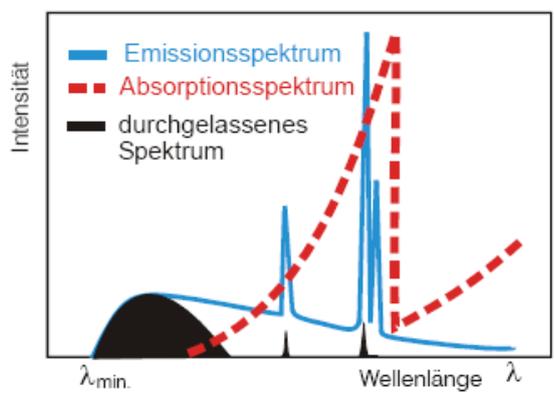


Abb. 2-15: Strahlhärte: Durch das Einbringen von Vorfilter in den Strahlengang zwischen Strahlenquelle und Prüfobjekt ergibt sich eine Möglichkeit die Strahlenqualität (Durchdringungsfähigkeit und Intensitätsverhältnisse) zu beeinflussen [10].

Das kurzwelligere Bremsspektrum und die langwelligeren Strahlungsanteile werden besonders stark absorbiert. Die schwarz gezeichneten Bereiche in **Abbildung 2-16** sind das verbleibende gefilterte Spektrum [10].

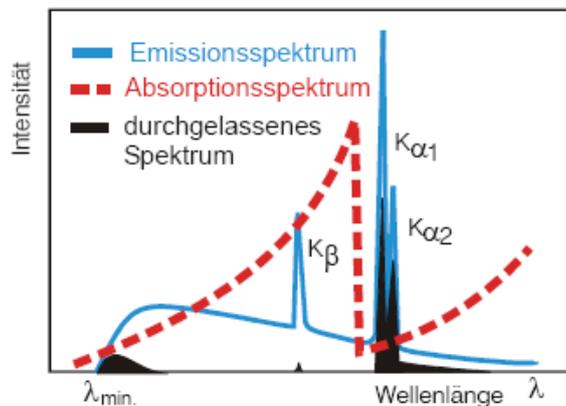


Abb. 2-16: Monochromatisierung [10].

Diese Anordnung wird bei der Grobstrukturanalyse und bei der Röntgenfluoreszenzanalyse verwendet. Da die langwelligeren Strahlenanteile herausgefiltert werden, spricht man von Strahlaufhärtung. Nachteil des selektiven Metallfilters ist der relativ hohe Verlust an Intensität. Neuere Entwicklungen zur Monochromatisierung nutzen Beugungsvorgänge an künstlich hergestellten Kristallen, so genannten Göbelspiegeln, aus. Mit diesen Spiegeln werden ca. 70% der charakteristischen Röntgenstrahlung für weitere Beugungsexperimente nutzbar [10]. Die Monochromatisierung sei hier nur erwähnt, da sie nicht das wesentlich Ziel in der Computertomographie darstellt. Im Weiteren wird näher auf die Strahlaufhärtung durch Verwendung von Filter eingegangen.

Durch das Einbringen von Vorfilter in den Strahlengang zwischen Strahlenquelle und Prüfobjekt ergibt sich eine Möglichkeit die Strahlenqualität (Durchdringungsfähigkeit und Intensitätsverhältnisse) zu beeinflussen. Dies wird als Aufhärtung der Strahlung bzw. des Spektrums bezeichnet [8]. Bei der Aufhärtung durch Filter nimmt die Gesamtintensität ab und die mittlere Energie und die Lage des Intensitätsmaximums verschieben sich zu höheren Energien (**Abbildung 2-17**).

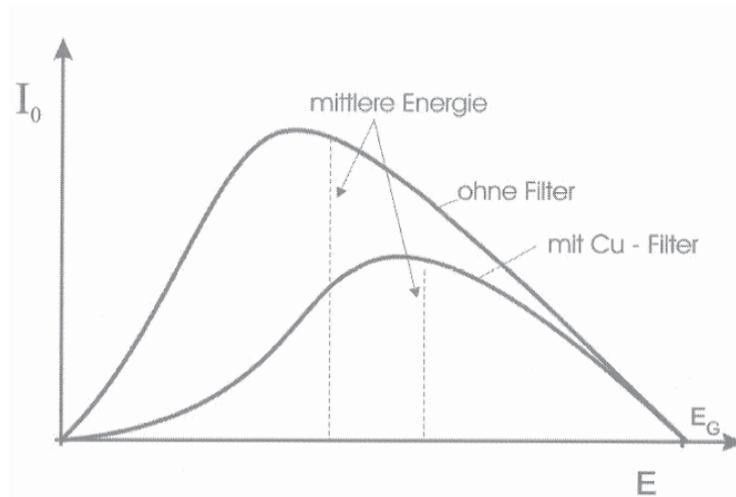


Abb. 2-17: Änderungen des Spektrums bei Vorfilterung [8].

Durch die Vorfilterung werden Strahlungsanteile mit niedrigen Energien und die Intensität der Strahlung reduziert. Dies ermöglicht eine Durchdringung größerer Wanddickenbereiche, verringert jedoch die Kontrastauflösung am Detektor. Gebräuchliche Materialien zur Vorfilterung sind Aluminium (Al) mit Dicken von 1 – 5 mm, Kupfer (Cu) ab 0,2 – 0,5 mm und Zinn (Sn) ab einer Dicke von 0,5 mm [8].

Grundsätzlich werden Filter nah an der Röntgenröhre eingesetzt um eine „härtere“ Röntgenstrahlung zu erhalten und so die Dickenbegrenzung bei den Proben auszuweiten. Laut [11] können folgende Filterdicken verwendet werden:

- 150 kV Röntgenstrahlung: 0,25 mm Blei
- 200 - 250 kV Röntgenstrahlung: 0,50 mm Blei
- 400 kV Röntgenstrahlung: 0,60 – 1,00 mm Blei
- 1000 kV Röntgenstrahlung: 1,00 – 1,50 mm Blei

Diese Filter befinden sich normalerweise direkt vor dem Fenster der Röntgenröhre [11].

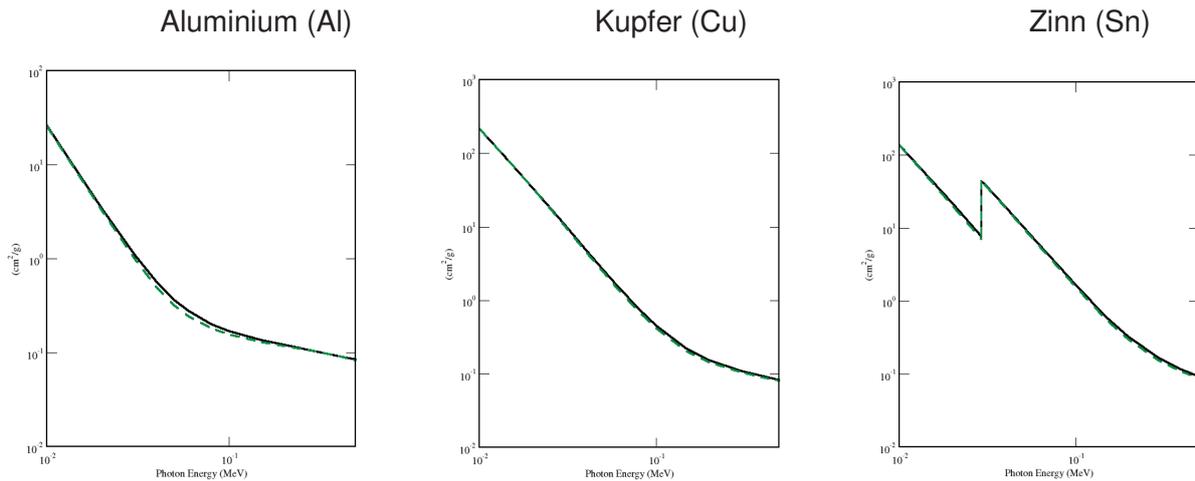


Abb. 2-18: Filtermaterialien – Schwächungskoeffizientenverlauf mit und ohne kohärenter Streuung [32].

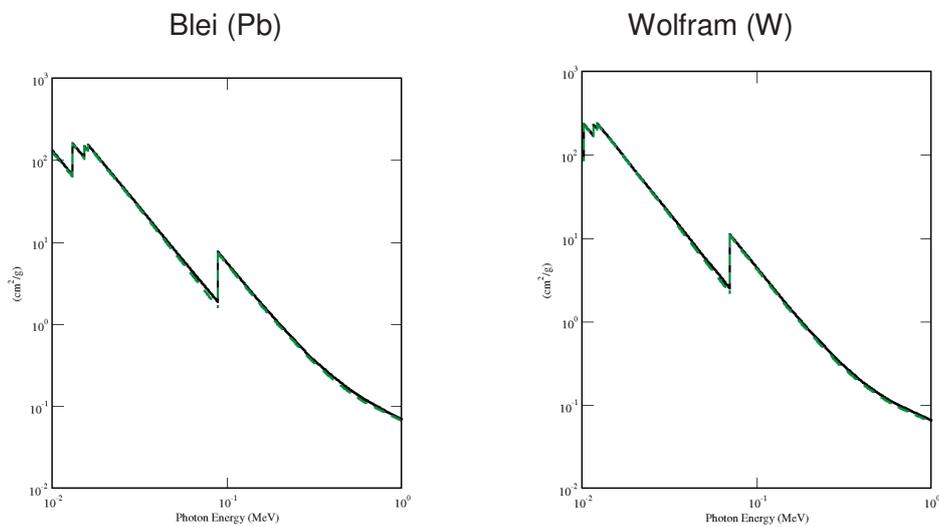


Abb. 2-19: Filtermaterialien – Schwächungskoeffizientenverlauf mit und ohne kohärenter Streuung [32].

2.5 Detektion von Röntgenstrahlung

Die Detektion von Röntgenstrahlung beruht auf den Effekten der Wechselwirkung zwischen Strahlung und Materie. Die Röntgenquanten werden nicht direkt gemessen, sondern nur deren Wechselwirkungsprodukte mit der Materie, wie zum Beispiel Photoelektronen.

2.5.1 Gasdetektoren

Röntgenstrahlung besitzt die Fähigkeit Gase zu ionisieren. Daher ist es möglich Detektoren zu verwenden, die auf diesem physikalischen Sachverhalt basieren. Einer der bekanntesten Detektoren ist das Geiger-Müller-Zählrohr für ionisierende Strahlung. Die ersten Versuche zur

Computertomographie wurden mit Geiger-Müller-Zählrohrdetektoren realisiert. Auf dem gleichen physikalischen Prinzip basieren auch die Gasedetektoren. Die Reaktion



beschreibt dabei den ersten Teil des Detektionsprozesses. Die ionisierten Xenonatome (Xe) und die Elektronen werden durch eine Hochspannung zur Kathode bzw. Anode beschleunigt. Der Strom wird dort als Maß für die Intensität der eintretenden ionisierenden Strahlung gemessen. **Abbildung 2-20** zeigt den schematischen Aufbau eines Xenondetektors [2].

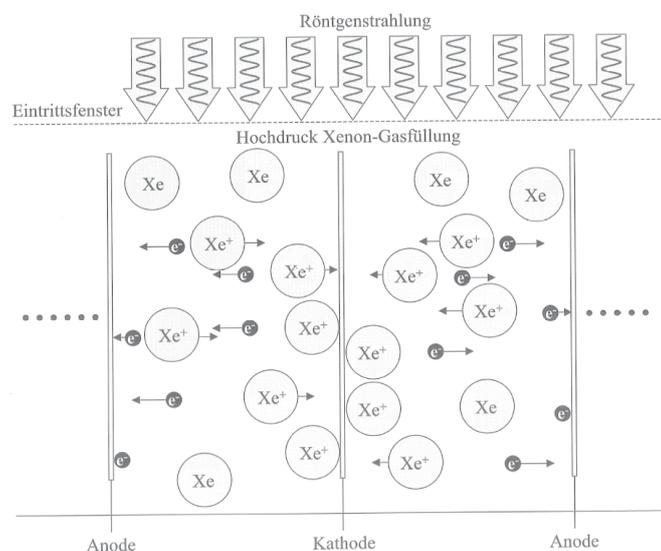


Abb. 2-20: Schematische Darstellung eines Ausschnittes eines Xenondetektorarrays. Das Xenongas steht unter hohem Druck und ist gleichmäßig in den einzelnen Ionisationskammern verteilt [2].

Hohe und große Kammern gleichen die schwache Quanteneffizienz des Ionisationsprozesses aus, sie bieten den Vorteil der Richtungsselektivität. Je länger der Weg der Quanten durch das Gas ist, desto größer ist die Ionisationswahrscheinlichkeit. Fallen Quanten schräg ein, legen diese nur einen kurzen Weg in der Kammer zurück [2].

2.5.2 Szintillationsdetektoren

Die meisten medizinischen Computertomographen sind heute mit Szintillationsdetektoren ausgestattet. Im Wesentlichen besteht ein solcher Detektor aus einem Kristall und einer Photodiode. Die einfallende (kurzwellige) Röntgenstrahlung wird in dem Szintillationskristall zunächst in (langwelliges) Licht umgewandelt. Diese Kristalle bestehen zum Beispiel aus

Cäsiumjodid, Wismutgermanat oder auch Cadmium-Wolframat. Die Wahl der Kristalle ist abhängig von der Effizienz der Umwandlung von Röntgenstrahlung in Licht aber auch der Abklingzeit bzw. dem Nachleuchten der Kristalle. Für sehr schnelle Abklingzeiten, kommen auch Keramiken wie Gadoliniumoxysulfid (Gd_2O_2S) zum Einsatz, die bei Subsekundenscannern benötigt werden [1].

Abbildung 2-21 zeigt den schematischen Aufbau eines Szintillationsdetektorblocks. Damit möglichst nur Strahlung von der direkten Verbindungslinie zwischen Röntgenfokus und Detektor in den Kristall einfällt, verwendet man lamellenförmige Abgrenzungen zwischen den einzelnen Kanälen. Einfallende Störstrahlung würde ohne dieses so genannte Streustrahlenraster, das einen detektorseitigen Kollimator darstellt, die Bildqualität erheblich beeinträchtigen [12].

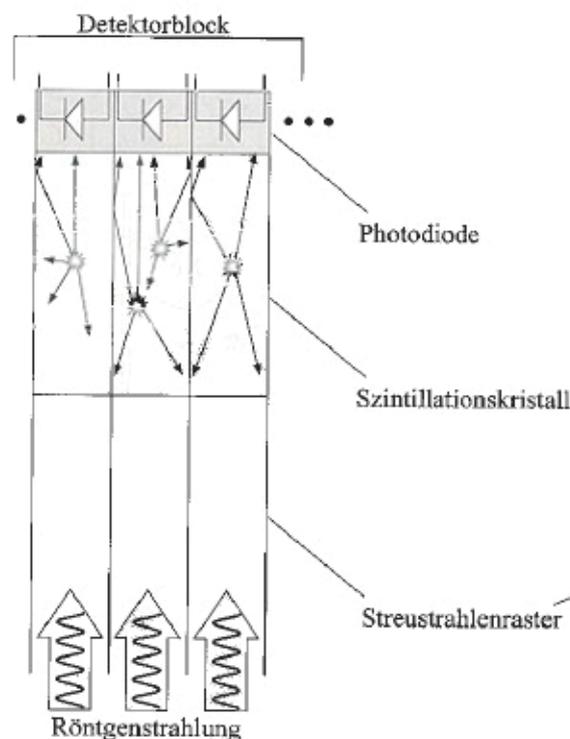


Abb. 2-21: Darstellung eines Detektorblocks mit Kanälen. Die einzelnen Kanäle sind mit einem lamellenförmigen Streustrahlenraster voneinander getrennt. In einem Szintillationskristall wird durch Röntgenstrahlung Licht erzeugt, das durch die Photodiode detektiert wird [2].

Durch die zur Abschirmung gestreuer Röntgenstrahlung notwendige Lamellendicke von etwa 0,1 mm hat der Detektor nur eine geometrische Gesamteffizienz von 50 – 80 %. Diese Toträume reduzieren das Auflösungsvermögen des Detektors [12].

2.5.3 Festkörper-Flächendetektoren

Durch Aneinanderreihung können die Kristall- bzw. Keramikdetektoren leicht zu mehrzeiligen Detektorarrays aufgerüstet werden. Die Toträume des Arrays sollen hierbei möglichst klein bleiben. Quantitativ wird dies durch den so genannten Füllfaktor f gemessen.

$$f = \text{sensitive Fläche des Sensors} / \text{Fläche des Sensors}$$

Für die Xenondetektoren ist dies in kompakter Bauweise nicht möglich. Daher bestehen fast alle Mehrzeilensysteme aus Szintillationsdetektoren. In den medizinischen Anwendungen sind zurzeit zylindrische Anordnungen in der Überzahl, im Gegensatz zu den im technischen Einsatz vorkommenden planaren Detektoren [2].

In **Abbildung 2-22** ist der Aufbau eines digitalen Flächendetektors gezeigt. Sein Kernstück besteht aus einem Glassubstrat, auf dem eine Matrix aus Sensoren in einer Größenordnung von rund 10^{-4} m aufgebracht ist. Dies wird in Dünnschichtbeschichtungstechnik monolithisch hergestellt, so dass kein Aneinanderreihen mehrerer kleinerer Paneele erforderlich ist. In Kombination mit der Photolithographie, sowie weiterer Ätzschritte ist diese Technik der übliche physikalisch-chemische Weg, der in der Mikroelektronik besprochen wird, um sehr feine Strukturen herzustellen. Mit dieser Verfahrensweise wird ein Detektorfeld mit sehr großem Füllfaktor erzeugt [2].

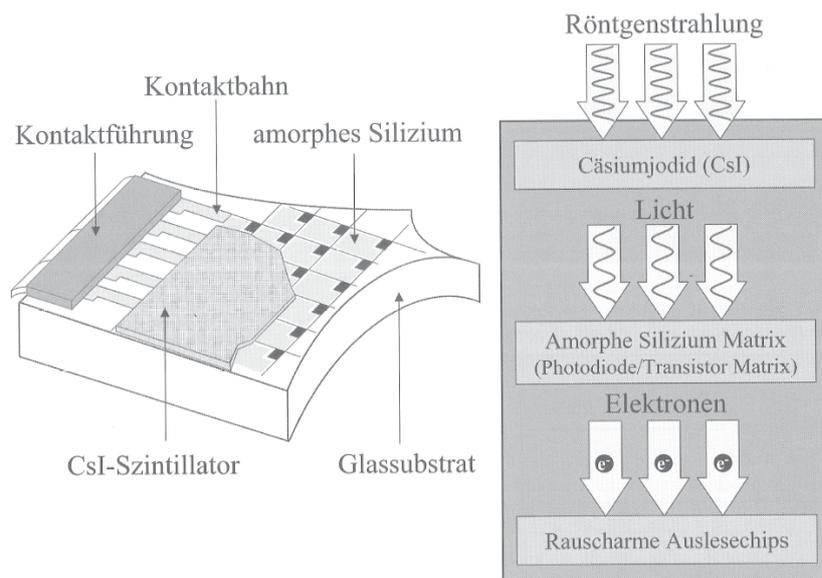


Abb. 2-22: Links: Aufbau eines digitalen Flachbilddetektors. Rechts: Schematische Darstellung der Funktionsweise des Detektors [2].

Jedes einzelne Sensorelement eines Detektorpanels besteht aus einer Photodiode aus amorphem Silizium und einem Dünnschichttransistor (TFT = Thin - Film - Transistor). Auf die entstehende Pixelmatrix (Pixel = **P**icture **x** **E**lement) ist eine röntgenempfindliche Szintillationsschicht aufgebracht. Am Rand des Detektorfeldes sind Multi-Chip-Module als Ausleseelektronik angebracht [2].

Das einfallende Röntgenlicht wird zunächst vom Szintillator in Licht umgewandelt, das die darunter liegenden Photodioden erreicht. Die Photonen werden in den Photodioden absorbiert und erzeugen dort eine elektrische Ladung, welche der Intensität der Röntgenstrahlung proportional ist. Während der Belichtung wird die Ladung in der Photodiode integriert und gespeichert. Der eigentliche Auslesevorgang wird durch den Dünnschichttransistor gestartet, der die Ladung über die Datenleitung zur Ausleseelektronik schaltet. Dort finden eine Verstärkung und die Analog-Digital-Wandlung statt [2].

Der Flächendetektor besitzt eine über sehr weite Belichtungsbereiche lineare Dynamikkennlinie und einen sehr hohen Dynamikumfang. Hoch und niedrig belichtete Bereiche haben so eine hohe Kontrastinformation, was zu einer ausgezeichneten Hochkontrastaufklärung führt. Im Bereich der Niedrigkontrastaufklärung erreichen heutige Systeme allerdings noch nicht diese Leistungsfähigkeit [12].

Um die Ortsauflösung zu optimieren kann Cäsiumjodid als Szintillator in einem speziellen Aufdampfprozess auf die Matrix aufgebracht werden, das es in direktem Kontakt mit der darunter liegenden Photodiodenmatrix kommt. Dabei gelingt es, das Cäsiumjodid in Form feiner Nadeln zu strukturieren. Werden innerhalb dieser Struktur durch einfallende Röntgenquanten Photonen freigesetzt, dann wirken die Nadeln wie kleine Lichtfasern, so dass die Photonen sich überwiegend entlang dieser Strukturen bewegen. Damit bewegen sie sich also entweder auf direktem Wege zur Photodiode oder zunächst in entgegengesetzter Richtung von der Photodiode weg, um an der Oberkante der CsI-Schicht reflektiert zu werden und dann zur Photodiode zu gelangen. Dieser Lichtleiteneffekt ist verantwortlich für die hohe Quanteneffizienz solcher Detektoren. So kann die röntgensensitive Schicht des Detektors sehr dick aufgedampft werden, ohne dass durch breitere Streuung die Ortsauflösung beeinträchtigt wird. Das Szintillationslicht bleibt durch die CsI-Fasern auf einen sehr kleinen Fleck auf der Photodiodenmatrix gebündelt [2].

Im Wesentlichen gibt es bei den radiologischen digitalen Detektoren zwei Klassen:

- Indirekt konvertierende Detektoren, welche wie oben beschrieben, mit einer 2-Schritt-Konvertierung arbeiten und
- direkt konvertierende Detektoren.

Direkt konvertierende Detektoren wandeln die einfallende Röntgenstrahlung direkt in ein elektronisches Signal um. Hier dienen überwiegend Photoleiter wie amorphes Selen (a-Se) oder Cadmiumtellurid – Einkristall (CdTe) als Detektormaterialien [13].

Speicherfolie (DLR)	Zwischen- stufe: Licht	Photostimulation Kassette, optisch/mech.
Szintillator + CCD		Szintillator, optisch, Lichtwellenleiter, CCD (s)
Röntgen-BV/TV		Szintillator, e-Optik, optisch, TV/CCD
Festkörper-Detektor (CsJ/a-Si)		Szintillator, Photodioden, a-Si Matrix, Abb. 2-23
Festkörper-Detektor (a-Se/a-Si)	erzeugt direkt	Direktwandler Selen, a-Si Matrix, Abb. 2-24
Halbleiterdetektor	Ladungen	Direktwandler

Tabelle 2-1: Digitale Detektoren [14].

Folgende Hersteller haben sich auf die Herstellung und Weiterentwicklung von direkt konvertierenden Detektoren spezialisiert:

Perkin Elmer: 16-Bit Detektoren für Applikationen mit sehr hohem Kontrast und Materialdickenbereich.

Thales: 12- und 14-Bit Detektoren für Applikationen mit hoher Auflösung, kleinen Details und mittleren Materialdickenbereich.

Varian: 12-Bit Detektoren für Applikationen mit hoher Auflösung, kleinen Details und geringem Materialdickenbereich.

Hamamatsu: 12-Bit Detektoren für Applikationen mit sehr hoher Auflösung, sehr kleinen Details und hohem Materialdickenbereich [15].

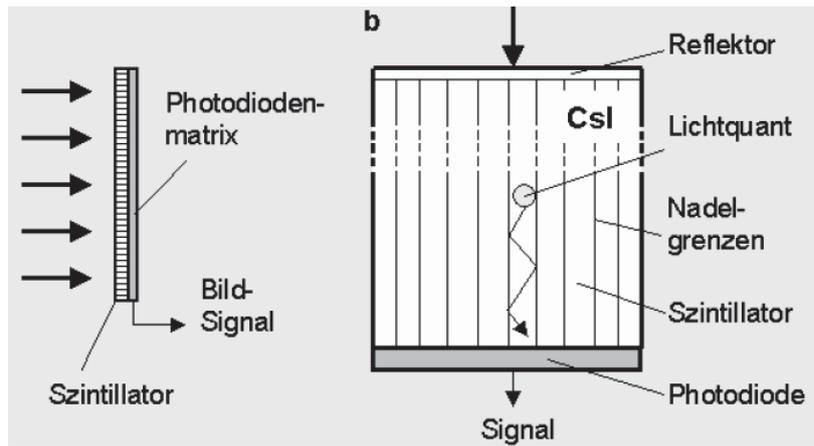


Abb. 2-23: Opto-direkter Festkörper-Detektor (CsJ/a-Si) [14].

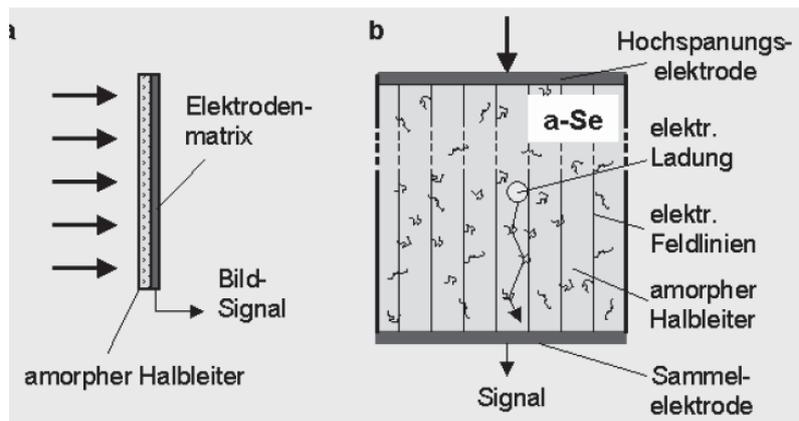


Abb. 2-24: Elektro-direkter Festkörper-Detektor (a-Se/a-Si) [14].

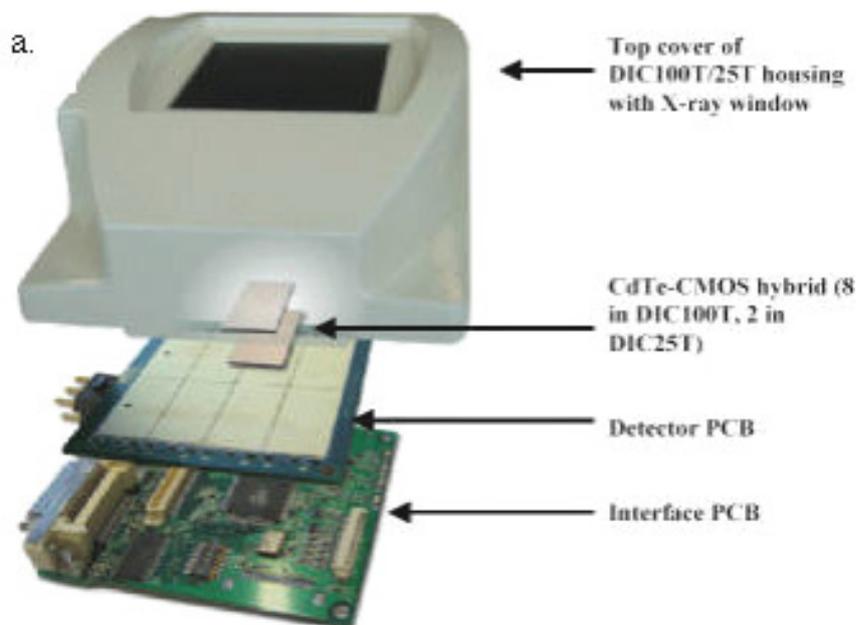


Abb. 2-25: Aufbau eines direkt konvertierenden Flächendetektors (Hersteller: Oy Ajat Ltd., Espoo, Finnland) [13].

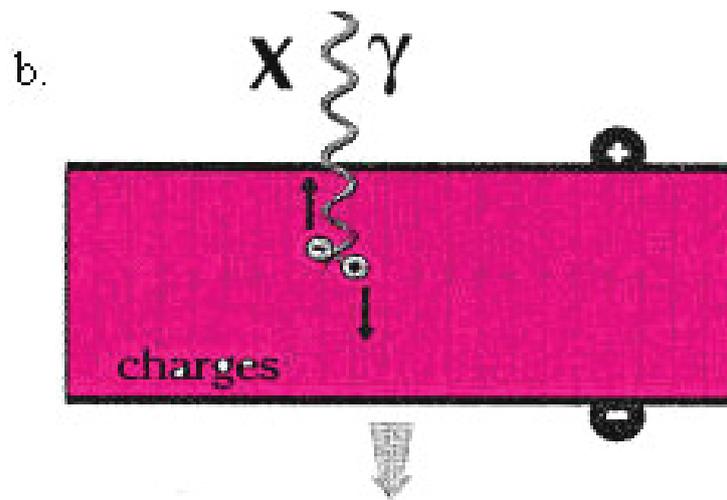


Abb. 2-26: Konvertierungsprinzip [13].

Abbildung 2-25 zeigt den grundsätzlichen Aufbau und **Abbildung 2-26** das Funktionsprinzip eines direkt konvertierenden Flächendetektors. Dieser basiert auf 2-dimensionalen CMOS-Arrays und CdTe-Kristallen, deren Schichtdicke 0,75 mm beträgt. Es werden Elektronen/Loch-Paare direkt im CdTe-Kristall bei der Konvertierung der Röntgenquanten erzeugt. Diese werden von den einzelnen Pixelelektroden und dem CMOS-Array gesammelt und als elektronisches Signal an einen A/D Wandler geführt. Hinter dem Hybridboard befinden sich die Elektronik und das Interfaceboard. Auf dem Hybridboard sind die CMOS-Arrays und die CdTe-Einkristalle als Detektoren angeordnet. Die gesamte Detektorfläche setzt sich aus mehreren Einzelkomponenten zusammen, zwischen denen "tote Linien" (Bildinformation gleich Null) vorhanden sind. Diese werden über eine Korrekturrechnung nach der Messung unterdrückt. Die maximale übertragbare Bildrate beträgt 50 Bilder pro Sekunde. Der Detektor ist mit einer elektronischen Temperaturstabilisierung ausgestattet [13].

Die sensitive Fläche des Detektors beträgt 25 mm x 51 mm, die Auflösung 100 μm x 100 μm . Die maximale Kontrastempfindlichkeit ist besser als 0,6%, die Ortsauflösung von 5 lp/mm ist nur durch die Pixelgröße begrenzt [13].

3 AUFBAU DER COMPUTERTOMOGRAPHIE

Grundsätzlich setzt sich die Computertomographieanlage aus folgenden Hauptbestandteilen zusammen (**siehe Abbildung 3.1**):

- Röntgenröhre
- Objektmanipulator
- Detektor
- Bildverarbeitungssystem

Um niederenergetische Strahlung filtern zu können, werden zumeist Filter aus Cu, Sn, Pb, W oder Al verwendet.

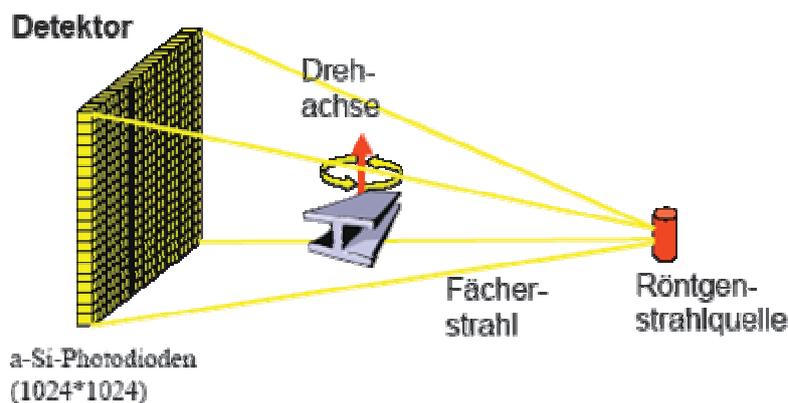


Abb. 3-1: Schematischer Aufbau einer Computertomographie mit Flächendetektor [16].

3.1 Unterschiede 2D - und 3D – CT

Bei der (Röntgen-)Computertomographie wird zwischen 2D-Computertomographie (2D-CT) und 3D-Computertomographie (3D-CT) unterschieden. Die 2D-CT arbeitet mit einem fächerförmigen Röntgenstrahl und einem Zeilendetektor. Während einer Rotation des Objektes wird aus mehreren hundert eindimensionalen Projektionen ein zweidimensionaler Schnitt in der Messebene rekonstruiert. Ein dreidimensionales Ergebnis wird erhalten, indem das Objekt für jede Messung in Achsrichtung verschoben wird bis eine ausreichende Anzahl von Schnitten vorhanden ist. Dieses Prinzip wird sowohl bei medizinischen als auch industriellen CT-Anlagen eingesetzt [17].

Bei der 3D-CT wird der gesamte konusförmige Röntgenstrahl genutzt, der das Messobjekt durchdringt und auf einen Flächendetektor trifft. Während der Messung wird das Objekt im Röntgenkonus einmal um 360° gedreht und es werden in mehreren hundert Winkelpositionen zweidimensionale Projektionen aufgenommen. Aus den zweidimensionalen Projektionen wird mit Hilfe mathematischer Algorithmen die dreidimensionale Rekonstruktion berechnet. Damit steht mit einer Umdrehung die dreidimensionale Struktur des Objektes bei gleicher Auflösung in allen Raumrichtungen als dreidimensionale Rekonstruktionsmatrix zur Verfügung. Im Vergleich zur konventionellen 2D-CT können mit der 3D-CT kürzere Messzeiten erreicht werden.

Das kleinste Element der Rekonstruktionsmatrix (Volumenelement) wird als Voxel (Volumenpixel) bezeichnet, die Kantenlänge eines Voxels ist die Voxelgröße. Sie stellt ein Maß für die Detailerkennbarkeit dar und kann näherungsweise mit der Ortsauflösung gleichgesetzt werden.

Ein weiterer Vorteil der 3D-CT ist, dass diese Anlagen auch für die Radioskopie (Röntgendurchleuchtung in Echtzeit) eingesetzt werden können [17]. Diese bieten jedoch zumeist geringere Reaktionszeiten im Vergleich zu den Bildverstärkern, welche in der Radioskopie ansonsten zum Einsatz kommen. Gleichzeitig führen die kürzeren Belichtungszeiten zu einer deutlichen „Körnigkeit“ im Live-Bild.

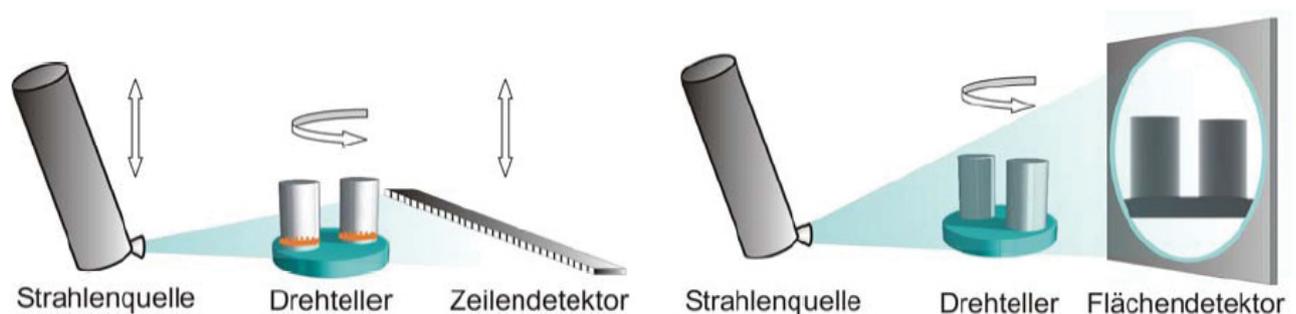


Abb. 3-2: 2D-CT mit Zeilendetektor (links) und 3D-CT mit Flächendetektor (rechts) [18].

3.2 Geometrische Abbildungsbedingungen

3.2.1 Auflösung

Die Auflösung der CT ist (wie beim Projektionsröntgen) durch die endliche Größe der Detektoren und des Fokus auf der Anode der Röntgenröhre bestimmt. Beide liefern jeweils einen Beitrag zur Modulations-Transferfunktion (MTF) [19]. Diese gibt allgemein an, wie stark

einzelne Frequenzen eines Systems übertragen werden. Die MTF ist der frequenzabhängige Quotient aus dem Bild- und dem Objektkontrast.

$$MTF(u) = K_b / K_o \quad (\text{Glg. 3-1})$$

Die Auflösungen beziehen sich zunächst auf einzelne Projektionen. Soll sie auf die gesamte CT Messung übertragen werden, so benötigt man entsprechend viele Projektionen in unterschiedliche Richtungen [19].

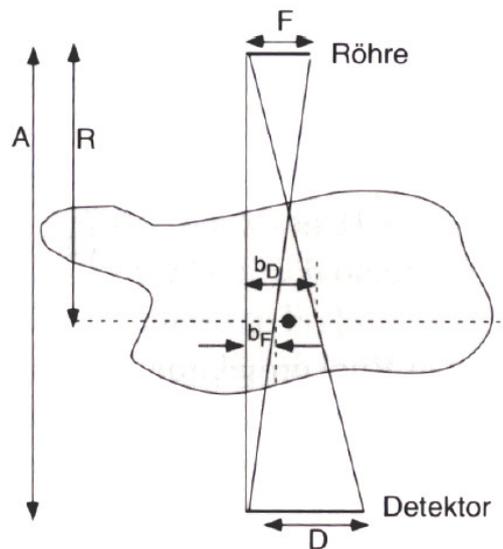


Abb. 3-3: Auflösungsgrenzen aufgrund endlicher Größe von Detektor und Quelle [20].

- A.....Abstand Röhre/Detektor
- R.....Abstand Röhre/Rotationszentrum
- F.....Fokusgröße in der Röhre
- D.....Detektorgröße

Für einen Fokusbereich F beträgt der effektive Fokusbereich in der Probe

$$b_F = F \cdot (A - R / A) \quad (\text{Glg. 3-2})$$

und für den Detektor entsprechend

$$b_D = D \cdot (R / A) \quad (\text{Glg. 3-3})$$

Vergleich des Auflösungsvermögens mit der analogen Radiographie:

- CT bis zu 1,2 Linienpaare/mm (~ 0,50 mm)
- Röntgenbildverstärker bis zu 5 Linienpaare/mm (~ 0,10 mm)
- Röntgenfilm bis zu 10 Linienpaare/mm (~ 0,05 mm) [21]

Die Röntgenquelle erzeugt durch Zentralprojektion das Strahlenbild des Prüfgegenstands. Das Verhältnis der Strecken FOA (Fokus-Objekt-Abstand) und ODA (Objekt-Detektor-Abstand) legt die geometrische Vergrößerung der Abbildung fest. Der Brennfleck bewirkt nun eine sog. geometrische Unschärfe u_g , die von der Größe des Brennflecks d und der eingestellten geometrischen Vergrößerung M abhängig ist (**Abbildung 3-3**) [8].

Der Vergrößerungsfaktor M berechnet sich folglich aus dem Verhältnis Fokus-Detektor-Abstand (**FDA**) zu Fokus-Objekt-Abstand (**FOA**):

geometrischer oder direkter Vergrößerungsfaktor $M = FDA / FOA$ (Glg. 3-4)

- Der Vergrößerungsfaktor M geht somit gegen „Eins“, wenn sich das Objekt direkt auf dem Detektor befindet (entspricht der radiografischen Abbildungssituation).
- Der Vergrößerungsfaktor M wird umso größer, je näher das Objekt vor die Röntgenquelle rückt.
- Der Vergrößerungsfaktor ist gleich „2“, wenn sich das Objekt in der Mitte zwischen Fokus und Detektor befindet [8].

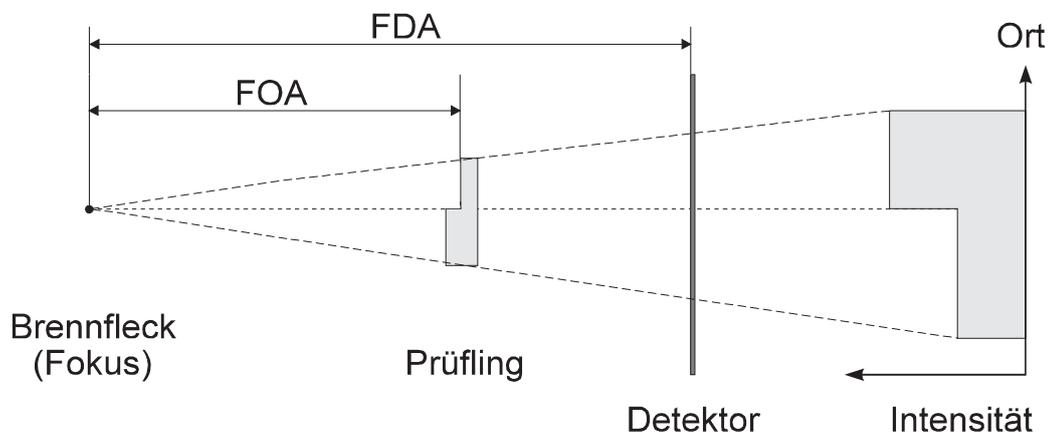


Abb. 3-4: ideale Abbildung [8].

Die geometrische Unschärfe berechnet sich wie folgt (d = Größe des Brennflecks):

$$u_g = d - (FDA - FOA) / FOA \quad (\text{Glg. 3-5})$$

oder

$$u_g = d - (FDA / FOA - 1) \quad (\text{Glg. 3-6})$$

Setzt man die geometrische Vergrößerung $M = FDA / FOA$ ein, erhält man:

$$u_g = d - (M - 1) \quad (\text{Glg. 3-7})$$

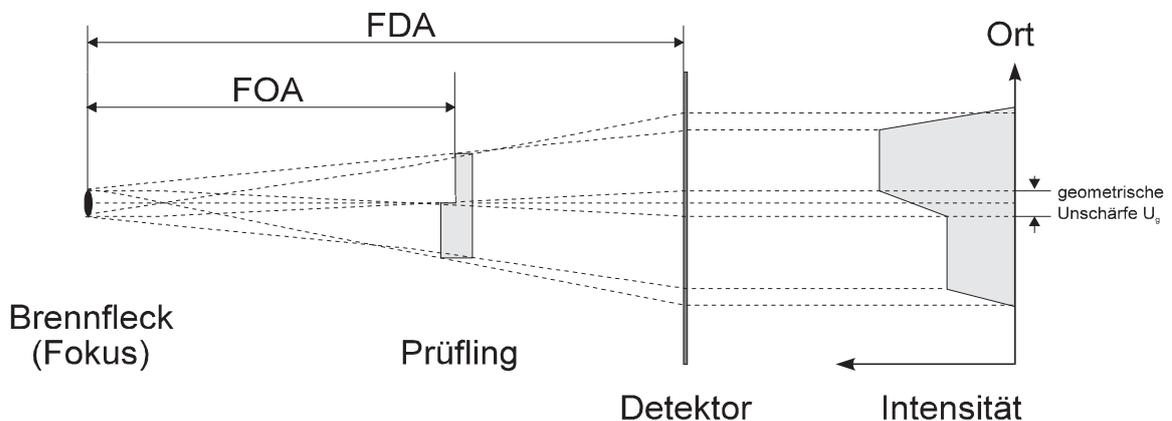


Abb. 3-5: Zentralprojektion und reale Abbildungsbedingungen [8].

Im Intensitätsprofil wirkt sich das Auftreten geometrischer Unschärfe derart aus, dass eine Kante oder scharfe Struktur nur noch unscharf und nicht als Intensitätssprung abgebildet wird. Für ein kleines Objektdetail bedeutet dies, dass der durch die „**Verschmierung**“ bedingte Kontrastverlust dazu führen kann, dass das Detail „**im Rauschen untergeht**“ und damit im Durchleuchtungsbild nicht mehr nachweisbar ist [8].

Die vom Brennfleck verursachte geometrische Unschärfe führt also zu einer begrenzten Auflösung des gesamten Radioskopiesystems unabhängig vom verwendeten Detektor. Dieser Effekt wird umso deutlicher, je

- größer der Brennfleck ist
- größer die geometrische Vergrößerung M ist.

Ist die Fokusgröße und der Abstand zwischen Prüfobjekt und Detektor vorgegeben, so könnte die geometrische Unschärfe, rein rechnerisch, durch Vergrößerung des Abstandes zwischen Röhre und Detektor verbessert werden. Dies ist meistens nicht sinnvoll, da eine Vergrößerung des FDA zu einer Verringerung der geometrischen Vergrößerung (bei Festhaltung ODA) führt. Weiters kommt es dadurch zu einer schlechteren Detailerkennbarkeit [8].

Läuft ein Strahlenbündel auseinander, so sind zwar die Impulsbeträge, nicht aber die Impulsvektoren gleich. Die räumliche Energiedichte und die Teilchenzahldichte verringern sich mit zunehmendem Abstand vom Strahler. Ein häufiger Fall ist das Strahlungsfeld einer isotrop in den Raum abstrahlenden Quelle, wie bei einem radioaktiven Punktstrahler oder punktförmigen Photonenquellen (Röntgenfokus, Bremstargets). Aus geometrischen Gründen nehmen die Intensität, die Teilchenzahl und die Energiedichte quadratisch mit dem Abstand ab. Dieser Sachverhalt wird als "**Abstands-Quadrat-Gesetz**" bezeichnet. Dies ist von hoher Bedeutung für den praktischen Strahlenschutz.

Das **Abstands-Quadrat-Gesetz** besagt, dass eine Verdopplung des FDA dazu führt, dass nur noch ein Viertel der Intensität, bezogen auf ein Flächenelement, auf den Detektor gelangt (**Abbildung 3-6**). Dieser Intensitätsverlust müsste ähnlich der Radiografie durch eine längere Integrationsdauer mit der digitalen Bildverarbeitung ausgeglichen werden, um zu einem hohen Signal-Rausch-Verhältnis im Durchleuchtungsbild zu kommen [8].

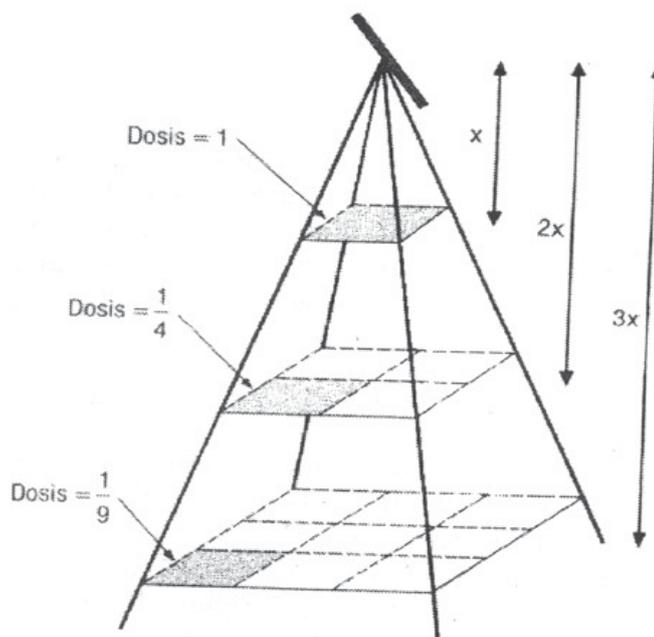


Abb. 3-6: Abstands-Quadrat-Gesetz [14].

3.3 Volumengenerierung

3.3.1 Entstehung eines CT-Bildes

Die grundlegende Idee der Computertomographie ist, das Objekt aus unterschiedlichen Projektionswinkeln abzutasten und durch anschließende Rekonstruktion das Bild zu erhalten.

Es gibt zwei Rekonstruktionsverfahren:

- die iterative Rekonstruktion und
- die Rekonstruktion basierend auf Integraltransformationen (Radon-Transformation).

Die iterative Rekonstruktion war historisch wichtig und wurde in den Anfängen der CT benutzt. Heutzutage wird sie kaum noch verwendet [1].

3.3.2 Zusammenhang zwischen Objektschicht und CT-Bild

Zu der grundlegend wichtigen Charakterisierung der räumlichen Beziehung zwischen Objektschicht und CT-Bild wird ein raumfestes dreidimensionales Koordinatensystem (X, Y, Z) eingeführt: Die X - Y -Ebene entspricht dabei der Mittelebene der Objektschicht – sie wird **Abtastebene** (vergleiche 2D-CT) genannt – (Y -Achse vertikal), die Z -Achse fällt dann mit der Längsachse zusammen [3]. Als Objektschicht wird eine Schicht angenommen mit

- einer quadratischen Grundfläche $L \times L$ (Objektquerschnitt plus Luftumgebung) und mit
- einer Dicke S .

Man geht davon aus, dass diese quadratische Objektschicht rasterförmig in einzelne Volumenelemente („voxels“) $V_{i,k}$ ($1 \leq i, k \leq n$) zerlegt wird, sodass jedes Volumenelement die Grundfläche $(L/n)^2$ und die Höhe S besitzt. Dabei bedeutet i die betreffende Zeile und k die betreffende Spalte der Matrix. Die Gesamtheit dieser Volumenelemente $V_{i,k}$ lässt sich als quadratische Matrix ansehen, die im Koordinatensystem (X, Y, Z) positioniert ist und die „Objektmatrix“ genannt wird. Die Daten, die der Mess- und Bildrekonstruktionsprozess bezüglich jedes einzelnen Volumenelements $V_{i,k}$ erzeugt, werden in Speicherelementen abgelegt, die ebenfalls als quadratische Matrix angeordnet sein sollen, $S_{i,k}$ ($1 \leq i, k \leq n$) und die „Speichermatrix“ genannt wird. Das resultierende CT-Bild erscheint auf einem quadratischen

Monitor (Bildschirm), der aus einer Matrix mit den Bildelementen („pixels“) $B_{i,k}$ ($1 \leq i, k \leq n$) zugeordnet ist [3].

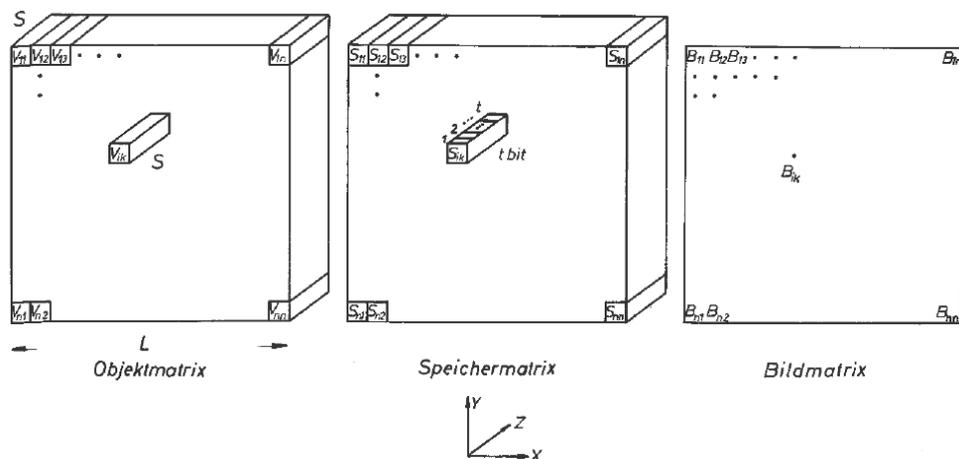


Abb. 3-7: Schematische Zuordnung zwischen Objektmatrix, Speichermatrix und Bildmatrix. Jeden Volumenelement $V_{i,k}$ (i-te Zeile, k-te Spalte der Matrix) wird eindeutig ein Speicherelement $S_{i,k}$ und ein Bildelement $B_{i,k}$ zugeordnet [3].

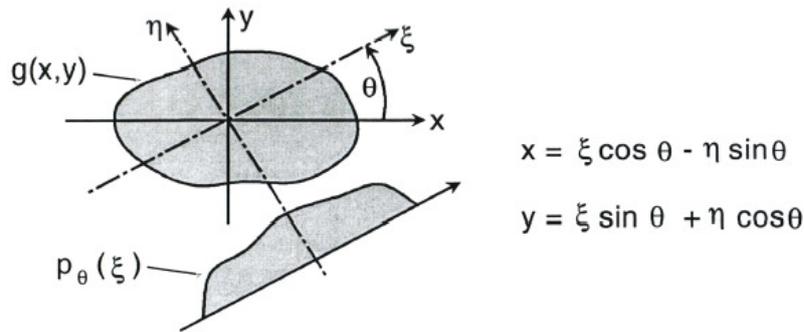
3.3.3 Radon-Transformation

1917 wurde von J. Radon die Arbeit mit dem Titel „Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integrale längs gewisser Mannigfaltigkeiten“ veröffentlicht, und erst über 50 Jahre später hat sie in der CT ihre Anwendung durch G. N. Hounsfield gefunden [19].

Die Idee ist, eine beliebig integrierbare Funktion $g(x,y)$ durch alle geraden Linienintegrale über das Definitionsgebiet von g zu beschreiben. Wegen redundanter Information benötigt man für die Rekonstruktion nicht alle Linienintegrale. Die Gesamtheit aller Projektionen

$$p_{\theta}(\xi) := \int_{-\infty}^{\infty} d\eta g(x, y) \quad (\text{Glg. 3-8})$$

wird als **Radontransformierte** bezeichnet. Hier bezeichnen η und ξ die Koordinaten des (um θ) gedrehten Systems [19].



$$x = \xi \cos \theta - \eta \sin \theta$$

$$y = \xi \sin \theta + \eta \cos \theta$$

Abb. 3-8: Projektion einer zweidimensionalen Funktion [22].

Ein quantitatives Beispiel ist die Projektion der Funktion $f(x,y)$, die in einem kreisförmigen Gebiet (Radius R_0) den Wert a besitzt und ansonsten Null ist. Die Projektion zum Winkel $\theta = 0^\circ$ ergibt

$$p_0(x) = 2a\sqrt{R_0^2 - x^2} \text{ für } |x| \leq R_0 \quad \text{(Glg. 3-9)}$$

und verschwindet für andere Werte. Die Projektion $p_0(x)$ stellt somit eine Ellipsen-Hälfte dar [19].

3.3.4 Fourier-Scheiben-Theorem

Da durch alle Radiogramme bzw. Sinogramme die Radontransformierte der Objektfunktion $\mu(x,y)$ bekannt ist, gilt es einen Weg für die Inversion dieser Transformation zu finden. Dieses Problem kann mit Hilfe des sogenannten Fourier-Scheiben-Theorems gelöst werden [19].

Erklärung Radio- und Sinogramm:

Als Radiogramm wird eine Projektionsaufnahme eines durchstrahlten Objektes bezeichnet. Ein Bildpunkt wird unterschiedlich hell oder dunkel abgebildet aufgrund dessen wie sich das zu untersuchende Objekt zusammensetzt. Dies ist abhängig vom Material, seiner Dichte bzw. Dicke. Die Helligkeit ergibt sich aus dem Absorptionskoeffizienten. Dieser gibt an wie stark ein Objekt die Strahlung absorbiert. Der Zwischenschritt vom Radiogramm zum Tomogramm ist das Sinogramm [23]. Ein Sinogramm ist die Stapelung von Radiogrammen einer Bildzeile über eine 180 Grad Drehung des bestrahlten Objektes.

Während der Drehung wandert ein jeder Bildpunkt eine sichtbare Sinuskurve entlang, daher kommt der Name Sinogramm. Mithilfe des mathematischen Verfahrens der gefilterten Rückprojektion berechnet sich aus den Sinogrammen aller Bildzeilen ein Tomogramm. Ein Sinogramm enthält daher die Informationen für eine Ebene im Tomogramm [23].

Das Fourier-Scheiben-Theorem besagt:

Die bei einem Schnitt durch die zweidimensionale Fourier-Transformierte $G(k_x, k_y)$ von $g(x, y)$ unter dem Winkel θ sich ergebende Funktion $G_\theta(k)$ ist gleich der eindimensionalen Fourier-Transformierten der Projektion $p_\theta(\xi)$: $P_\theta(k) = G_\theta(k)$ [19].

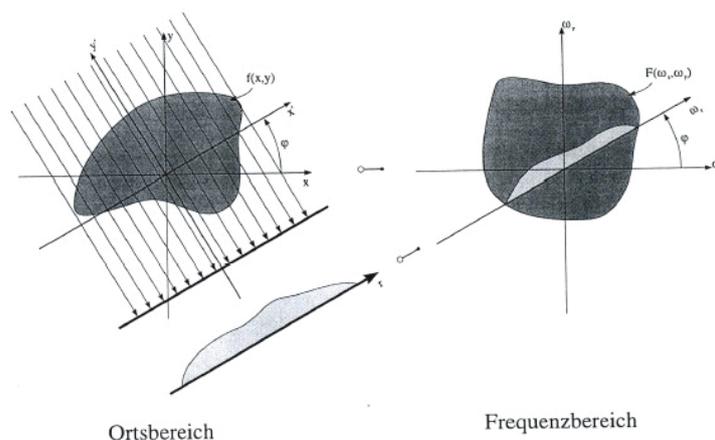


Abb. 3-9: Veranschaulichung des Fourier-Scheiben-Theorems [24].

Die Rekonstruktion des Bildes kann also wie folgt durchgeführt werden: Durch eindimensionale Fourier-Transformation aller gemessenen Projektionen kann die zweidimensionale Fouriertransformierte $G(k, \theta)$ von $g(x, y)$ zusammengesetzt werden. Die gesuchte Bildfunktion $g(x, y)$ erhält man durch die inverse Fourier-Transformation von $G(k, \theta)$ [19].

3.3.5 Gefilterte Rückprojektion

Die Radontransformation beziehungsweise das Fourier-Scheiben-Theorem kann auch so gedeutet werden, dass das Spektrum $P(k, \theta)$ mit der Filterfunktion $|k|$ gefiltert worden ist. Denn für die Bildfunktion

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} dk_x dk_y G(k_x, k_y) e^{i2\pi(xk_x + yk_y)} \tag{Glg. 3-10}$$

kann man zeigen, dass

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi d\Theta \left\{ \int_{-\infty}^{\infty} dk P(k, \Theta) |k| e^{i2\pi k \xi} \right\}$$

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi d\Theta \{ p(\xi, \Theta) * F^{-1}\{|k|\} \} \quad \text{(Glg. 3-11)}$$

gilt. Der Faltungskern $F^{-1}\{|k|\}$ ist unabhängig vom Projektionswinkel, das heißt alle Projektionen werden mit dem gleichen Kern gefaltet. Das eröffnet die Möglichkeit, statt des „richtigen“ Kerns eine modifizierte Filterfunktion zu verwenden, welche die hohen und mittleren Ortsfrequenzen unterschiedlich stark anhebt. Verwendet werden glättende und hochauflösende Filter beziehungsweise Faltungskerne [19].

Originalprofil * Faltungskern = gefiltertes Profil

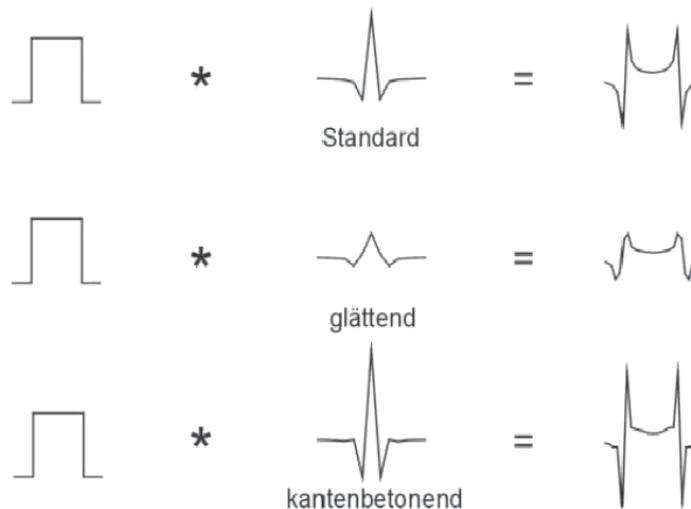


Abb. 3-10: Über die Wahl des Faltungskerns kann die Bildcharakteristik beeinflusst werden, wobei mit steigender Auflösung (Kantenbetonung) auch jeweils das Bildpunktrauschen ansteigt [1].

Die gefilterte Rückprojektion muss für die Praxis diskretisiert werden. Ein Vorteil der gefilterten Rückprojektion besteht darin, dass direkt nach dem Erfassen der ersten Projektion schon mit der Faltung und Rückprojektion begonnen werden kann. Abschließend noch ein Beispiel wie sich eine Filterung auf ein punktförmiges Objekt auswirken kann, siehe **Abbildung 3-11** [19].

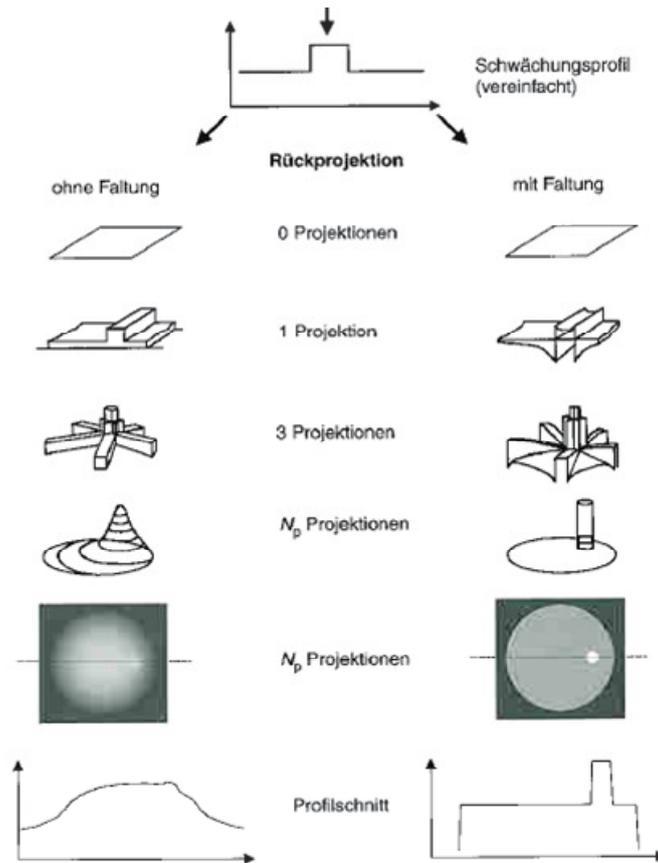


Abb. 3-11: Bildrekonstruktion in der CT durch Faltung und Rückprojektion. Direkte Rückprojektion der Schwächungsprofile bedingt eine Verunschärfung. Die Faltung der Schwächungsprofile vor der Rückprojektion, im Wesentlichen eine Hochpassfilterung, hebt diese Verunschärfung wieder auf [1].

3.3.6 Iterative Rekonstruktion

Bei dem iterativen Rekonstruktionsverfahren wird in schrittweiser (=iterativer) Annäherung eine Aktivitätsverteilung im Objekt ermittelt, die mit den gemessenen Projektionsdaten in Übereinstimmung ist.

Es wird ein einfaches Objektmodell betrachtet (**Abbildung 3-12**), um die iterative Rekonstruktion zu verdeutlichen.

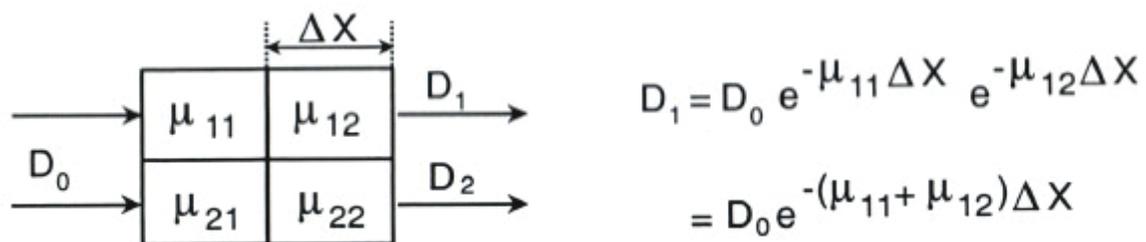


Abb. 3-12: Einfaches Objektmodell der iterativen Rekonstruktion [22].

Die Schwächung der Röntgenstrahlung erfolgt nach dem Schwächungsgesetz, für D_1 erhält man:

$$D_1 = D_0 e^{-(\mu_{11} + \mu_{12})\Delta x} \text{ oder } \frac{1}{\Delta x} \ln(D_0 / D_1) = \mu_{11} + \mu_{12} \quad (\text{Glg. 3-12})$$

Die einfallende Dosis D_0 ist bekannt, die Dicke Δx eines Pixels ebenso. Gemessen wird D_1 , also erhält man mit dem Messwert die Summe der auf dem Projektionsstrahl liegenden linearen Schwächungskoeffizienten, oder allgemeiner die Projektion der zweidimensionalen Verteilung der linearen Schwächungskoeffizienten μ_{ij} . Aus den gemessenen Projektionswerten D_i soll die Verteilung der Schwächungskoeffizienten μ_{ij} berechnet werden [19].

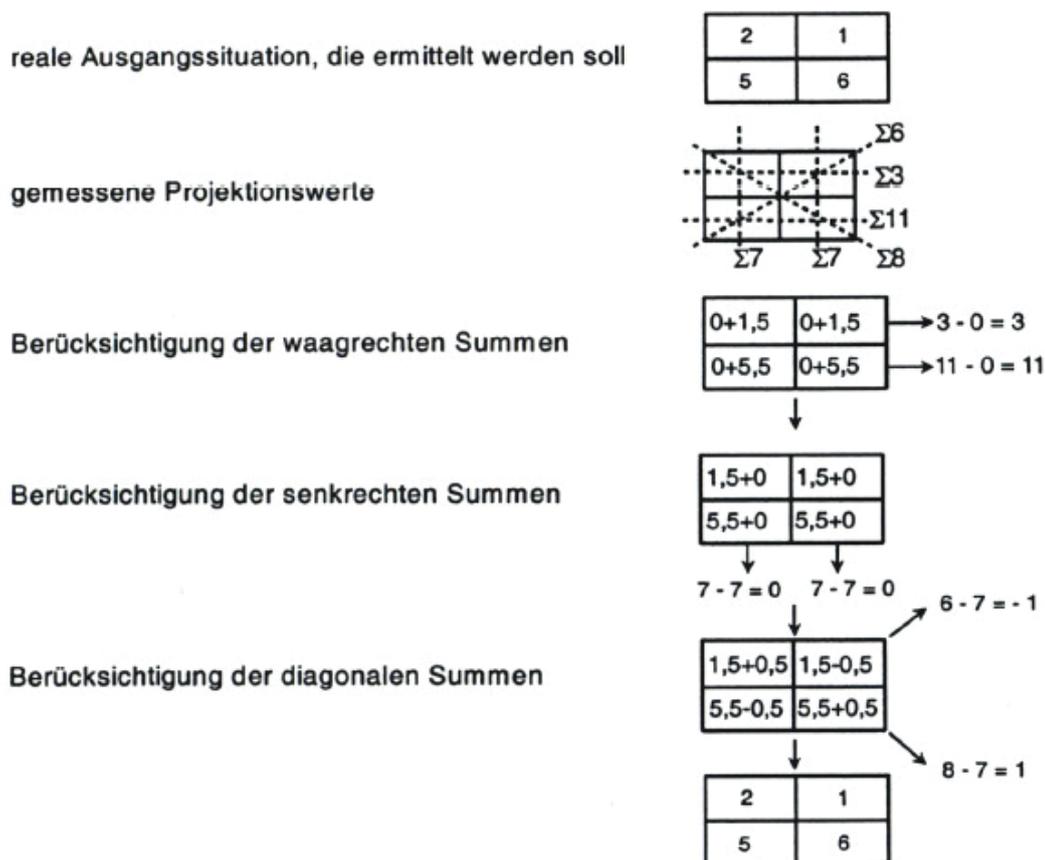


Abb. 3-13: Schema der iterativen Rekonstruktion [22].

Ausgehend von einer beliebigen Anfangsverteilung werden die Pixel in einer Projektionsrichtung so korrigiert, dass sich die Messwerte ergeben. Dieser Vorgang wird iterativ für alle gemessenen Projektionsrichtungen wiederholt (**Abbildung 3-13**) [19]. Der Nachteil bei der iterativen Rekonstruktion ist der enorme Zeitaufwand. Es werden jedoch keine inhärenten Artefakte erzeugt.

Das Verfahren der iterativen Rekonstruktion findet heutzutage bei der PET/SPECT Anwendung. Es wird bei der Röntgencomputertomographie kaum noch verwendet.

3.3.7 Signal/Rausch-Verhältnis (SNR)

Das Signal/Rausch-Verhältnis wird folgendermaßen definiert:

Es ist ein Maß für den Einfluss des Rauschens auf das eigentliche Nutzsignal. Es ist als Verhältnis von Intensitätsmittelwert I_0 zur Rauschamplitude σ definiert. Die Rauschamplitude wird ins Verhältnis zum Intensitätsmittelwert gesetzt. Ist das Signal/Rausch-Verhältnis groß, also der Intensitätsmittelwert I_0 groß gegenüber dem Rauschen so erhält man eine gute Bildqualität. Umgekehrt erhält man eine geringere Bildqualität.

Da das SNR intensitätsabhängig ist, wird dieses umso größer – also besser – je größer die Intensität der Röntgenstrahlung wird [8].

3.3.8 Bildrauschen

Der Hauptteil des Bildrauschens ist auf das Quantenrauschen zurückzuführen. Da die Strahlung aus einer endlichen Anzahl von Quanten besteht, schwankt die Anzahl der gemessenen Quanten normalverteilt um einen Mittelwert. Durch ausreichend hohe Dosierung kann man die Effekte des Quantenrauschens minimieren und durch statistische Auswertungen kann die Streuung in gewissem Maße herausgefiltert werden [25].

Einen weiteren Teil des Bildrauschens trägt die Röntgenröhre selbst bei, da deren Quanten meist nicht exakt monochromatisch sind. Die Eigenschaft der Materie, Strahlung in Abhängigkeit von der Frequenz abzulenken und zu absorbieren, wurde bereits angesprochen. Dem entgegenwirken kann man mit einer Verringerung der räumlichen Auflösung, einer Erhöhung der Strahlendosis und in gewissem Umfang auch mit der Verwendung von härteren Strahlen. Da alle Punkte nicht ohne weiteres verändert werden können, muss im Einzelfall abgewogen werden, welcher Parameter am schwersten wiegt. Ist eine hohe Auflösung notwendig, muss diese mit einer höheren Strahlendosis erkauft werden. Eine Monochromatisierung durch entsprechende Filter begrenzt zwar das Rauschen, doch wird sogleich die Signalintensität erheblich reduziert, was das Signal/Rausch-Verhältnis wieder verschlechtert [25].

Eine weitere Ursache des Bildrauschens ist die Streustrahlung. Bei der Transmission durch das Objekt kann ein Photon mit der Elektronenhülle von Atomen in Wechselwirkung treten. Effekte wie Ablenkung, Comptoneffekt und Paarbildung (nur bei Wechselwirkung mit dem Atomkern) können Photonen erzeugen (siehe Kapitel 2.3.2), die nicht zum gemessenen Strahl gehören und so das Bild verrauschen. Übliche Gegenmaßnahmen sind Kollimatoren, also Filter, die nur Photonen aus einer bevorzugten Richtung passieren lassen [25].

Das Rauschen im Volumenmodell ist minimal wenn folgende Bedingungen eingehalten werden:

- Detektorabstand Δs klein
- hohe Anzahl von Projektionen
- hohe Signalintensität pro Messpunkt
- Fläche unter den quadrierten Filterfunktionen klein [21].

Um das Rauschen in den rekonstruierten Bildern beurteilen und quantitativ erfassen zu können, muss der Datenakquisitionsweg zurückverfolgt werden. Die Bilder ergeben sich aus der Überlagerung gefilterter Daten. Die physikalische Quelle des Rauschens ist der Messprozess von Röntgenquanten, der am Anfang der Signalverarbeitungskette steht [2].

Dieser Zufallsprozess wird durch additives Rauschen modelliert. Die Quantenrauschleistung steigt linear mit der Intensität an. Das Quantenrauschen zeigt, dass die Energie in kleinen Portionen, den Röntgenquanten, an den Detektor abgegeben wird. Demgegenüber ist das Detektorrauschen ein thermisches Rauschen der Elektronen im Detektor, das unabhängig von der Belichtung und vor allem auch ohne Belichtung messbar ist [2].

3.3.9 2D – Artefakte

Die Verletzung der Bedingungen für die Bildrekonstruktion führt zu Artefakten. Artefakte sind künstliche Strukturen im Bild, für die es in dem abgebildeten Objekt keine Entsprechung gibt [2]. Mögliche Artefakte sind:

Aufhärtungsartefakte (beam hardening, cupping): Die Strahlhärtung (beam hardening) tritt aufgrund der energetischen Eigenschaften der Röntgenquelle auf. Die Stärke der Absorption eines Photons hängt von dessen Energie ab. Je niedriger die Energie ist, desto stärker werden die Photonen beim Durchgang von Materie absorbiert [26].

Im Idealfall ist eine Röntgenquelle für die Tomographie monoenergetisch. Sämtliche emittierten Photonen besitzen dieselbe Energie und damit dieselben Absorptionseigenschaften. Normalerweise sind Röntgenquellen allerdings polyenergetisch, es gibt auch niederenergetische Photonen, welche überproportional stärker absorbiert werden. Nach dem Materiedurchgang verbleiben im Strahl nur noch die höherenergetischen (härteren) Photonen. Der Strahl wurde aufgehärtet. Diese Strahlaufhärtung erzeugt in den berechneten Slices (sog. Schichten) Artefakte, die sich als Helligkeitsunterschiede bemerkbar machen. Es werden Bereiche gleicher Absorption unterschiedlich dargestellt, je nach Stärke der Aufhärtung. Die Intensität der Artefakte hängt von mehreren Faktoren ab [26]:

- Der Breite des Spektrums der von der Röntgenquelle erzeugten Strahlung. Je schmaler das Spektrum, desto geringer der Effekt.
- Der Weg, der durch die Materie zurückgelegt werden muss. Je länger der Weg, desto mehr Photonen werden absorbiert, der Effekt ist stärker.
- Die Absorptionsrate des durchstrahlten Mediums. Je höher die Absorption, desto stärker der Effekt [26].

„Cupping“-Effekt: In größerer Objektiefe kommt es bei Volumenelemente desselben Materials zu geringeren Schwächungskoeffizienten. Bei der Abbildung eines runden homogenen Objektes absinkende Dichtewerte zum Zentrum hin.

Partialvolumenartefakte entstehen durch nicht homogene Voxel. Läuft ein Teil des Strahls durch einen Bereich mit Röntgenschwächungskoeffizienten μ_1 , und ein anderer Teil des Strahls durch einen Bereich μ_2 , treffen diese beiden Teilstrahlen auf den gleichen Detektor, so registriert dieser die Intensität (siehe Kapitel 2.3.2)

$$I = I_0 e^{-\mu_1 \Delta x} e^{-\mu_2 \Delta x} \quad \text{(Glg. 3-13)}$$

Mögliche Folgen sind eine nichtlineare Mittelung über die Schichtdicke, Verfälschung von dünnen Objekten, die schräg durch die Schicht verlaufen [2].

Ringartefakte: Bei Verwendung mehrerer Detektoren besteht die Möglichkeit der unzureichenden Kalibrierung. Gleiche Abschwächungen werden von unterschiedlichen Detektoren unterschiedlich gemessen. Das Resultat sind konzentrische Ringe um den

Bildmittelpunkt. Das Rekalibrieren kann nur erreicht werden, wenn für möglichst viele Abschwächungen eine Probemessung mit einem Testphantom gemacht wird, damit die Detektoren jeweils aufeinander abgeglichen werden können [2].

Durch verschiedenste Ursachen können auf dem Bildschirm konzentrisch angeordnete kreisförmige abwechselnd dunkler und heller erscheinende Ringe erscheinen, die im CT abwechselnd strahlendichtere und strahlentransparentere ringförmige Bereiche vortäuschen. Es können auch nur konzentrische Kreissegmente mit gleichem Zentrum sichtbar sein. In der Ultraschalldiagnostik wird bei ringförmigen Artefakten auch von *aura signs* gesprochen [27].

Verschiedenste Mechanismen verursachen Ringartefakte, denen ein *gain error*, als fehlerhafte oder von der Norm abweichende Empfindlichkeit einzelner Sensoren gemeinsam ist. Ein defekter einzelner Sensor führt automatisch zu einem deutlich erkennbaren Ringartefakt [27].

Die unterlassene Kalibrierung, die in regelmäßigen Abständen erfolgen muss, kann zu weniger deutlich sichtbaren Ringartefakten meist komplexer Art führen. In diesem Falle sind gain errors (oder gain drifts als Empfindlichkeitsunterschiede einzelner Sensoren) vorhanden und nicht ausreichend durch Kalibrierung an einem Testphantom (oder Luft) kompensiert. Änderungen der Linearität von einzelnen Sensoren mit der Zeit, Empfindlichkeitsänderungen einzelner Sensoren durch Alterung, Temperatureinflüsse, eine hohe Empfindlichkeit und eine höchstmögliche räumliche Auflösung erhöhen die Wahrscheinlichkeit dieser technisch bedingten Artefakte [27].

Aliasing: Aliasing-Artefakte treten durch die Überlagerung von niedrigen mit hohen Frequenzen auf. Durch die Überlagerung mit der Abtastrate kommt es zu einer Interferenz, die die tatsächlichen Werte verfälscht (Moiré-Muster). Dies ist ein bekanntes Problem, das mit einer höheren Abtastrate, also einer höheren Auflösung und einem anschließenden Tiefpassfilter reduziert werden kann [2].

Streustrahlungsartefakte: Während die Streustrahlung für alle Projektionswinkel in etwa gleich groß ist, gilt dies für das Nutzsignal nicht. In Projektionsrichtungen, in denen stark absorbierende Objekte hintereinander liegen, kann das Nutzsignal so schwach werden, dass die Streustrahlung das Signal dominiert. Bei der gefilterten Rückprojektion kommt es dann aus dieser Projektionsrichtung zu Inkonsistenzen, die zu streifenartigen Artefakten führen [2].

3.3.10 3D – Artefakte

Im Zusammenhang mit der so genannten sekundären Rekonstruktion dreidimensionaler Bilder aus computertomographischen Schichtenstapeln aber auch mit der Implementation der neueren Akquisitionstechniken wie Spiral-CT, Kegelstrahlrekonstruktion und deren Verbindung, die Spiral- bzw. helikale Kegelstrahlrekonstruktion aus der 2D-CT, kann eine Vielzahl von neuen Artefakten auftreten, die hier nur kurz angesprochen werden soll [2].

Teil- oder Partialvolumenartefakte, die ihre Ursache in der endlichen Detektorbreite haben, treten innerhalb einer axialen Schicht auf. Man spricht hier von transversalen Teilvolumenartefakten. Zusätzlich sind Artefakte aufgrund der endlichen Schichtdicken auch in z-Richtung, also der Tischvorschubrichtung zu erwarten [2].

Treppenbildung bei Schichtenstapeln, existieren im abzubildenden Objekt schnelle Änderungen von kontrastreichen Objektgrenzen, so können sich in der dreidimensionalen Rekonstruktion Bänder aneinander reihen, die dem Objekt eine treppenartige Erscheinung geben. Die Stufen sind Artefakte, die durch die Mittelung der Objektkante innerhalb des Empfindlichkeitsprofils der axialen Schicht entstehen [2].

Bewegungsartefakte, in der dreidimensionalen, sekundären Rekonstruktion kommt nun hinzu, dass Objekte, die durch mehrere axiale Schichten abgebildet werden müssen, in aufeinanderfolgenden Schichten in ihrer Größe und Lage nicht mehr objektgetreu zusammenpassen [2].

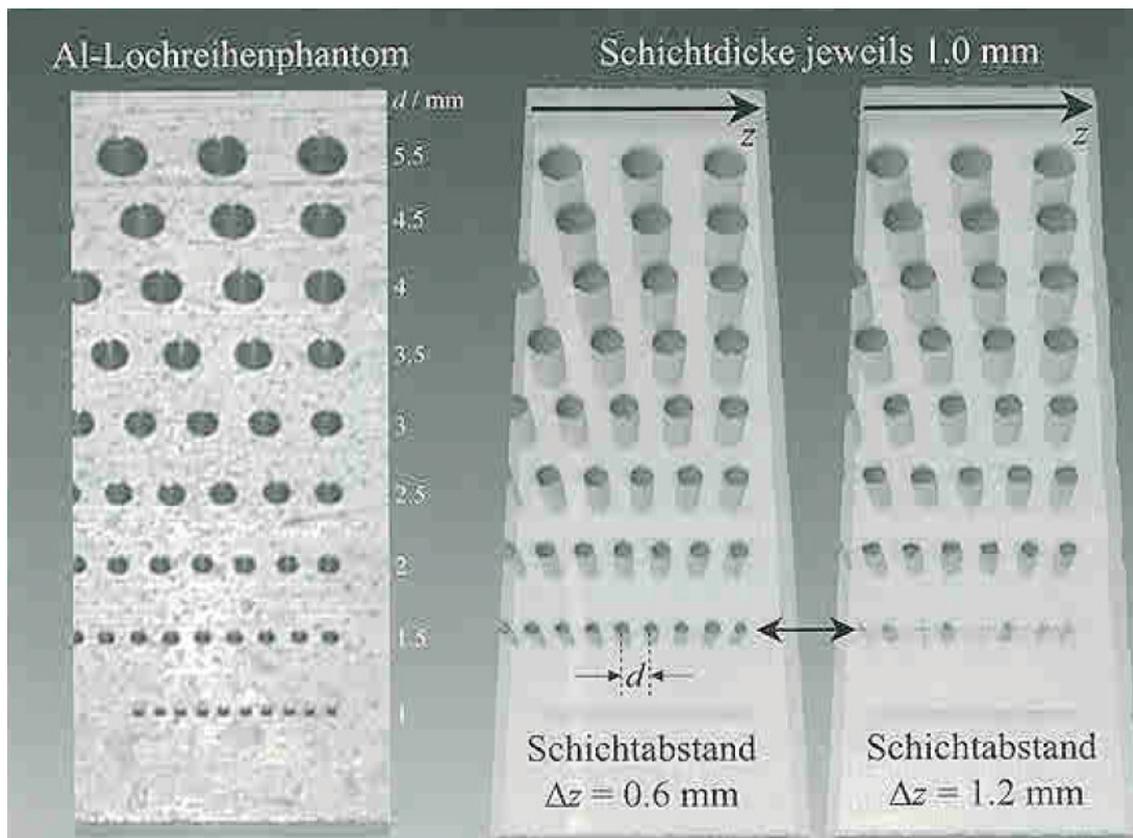


Abb. 3-14: Vermessung eines Bohrlochrasters (Al-Phantom links) mit einer Schichtdicke von jeweils 1 mm. Akquiriert man alle 0,6 mm (Mitte) bzw. alle 1,2 mm (rechts) eine Schicht und führt eine sekundäre dreidimensionale Rekonstruktion durch, so erkennt man bei dem horizontalen Lochraster von $d = 1,5$ mm (Durchmesser = Abstand) Schwebungsartefakte [2].

Abtastartefakte bei der sekundären Rekonstruktion: Pro Schichtdicke müssen mindestens zwei Schichten gemessen werden, da ansonsten bei der sekundären Rekonstruktion zu Aliasingartefakten kommen kann. **Abbildung 3-14** zeigt diesen Schwebungseffekt anhand einer sekundären Rekonstruktion eines Bohrlochrasterphantoms [2].

4 QUALITATIVE BEURTEILUNG VON GUSSTEILEN

Zur Beurteilung der Qualität von Gussteilen gibt es unterschiedliche Prüfmöglichkeiten. Die Prüfmethode sollte in Verbindung mit der Festlegung von Beurteilungskriterien unter Berücksichtigung der Bauteilanforderungen zwischen Hersteller und Abnehmer erfolgen [28]. Man unterscheidet folgende Arten von Porositäten:

Schwindungsporosität (Lunker): Schwindungsporen haben ihren Ursprung in den thermophysikalischen Eigenschaften der Gusswerkstoffe bei der Erstarrung und Erstarrungsschrumpfung. Es ist nicht möglich lunkerfreie Gussteile ohne Speisung herzustellen. Kann man Lunker und Poren mit dem normalsichtigen Auge erkennen, spricht man von Makroporosität andernfalls handelt es sich um Mikroporosität.

Gasporosität: Gasporosität kann aufgrund thermodynamischer oder strömungsmechanischer Ursachen entstehen. Meistens treten beide Formen, Lunker und Gasporosität, gemeinsam auf.

Sonstige Fehlstellen: Neben der Porosität gibt es noch weitere Fehlstellen, welche die Qualität eines Gussstückes beeinflussen können. Diese sind Oxideinschlüsse, nichtmetallische Einschlüsse, Kaltfließstellen, Aufschweißungen, Ziehriefen, Grate und Brandrisse [28].

Zum Nachweis von Porositäten und sonstigen Fehlstellen finden zerstörungsfreie und zerstörende Prüfverfahren Anwendung. Es gibt in der Werkstoffprüfung hinsichtlich der Bewertung von Porosität, Oxideinschlüsse und nichtmetallische Einschlüsse drei Verfahren, welche zurzeit Anwendung finden:

- die Metallographie,
- die Radiographie / Radioskopie und
- die Computertomographie.

Im Wesentlichen wird in der Gießereiindustrie und bei den Abnehmern als Prüfverfahren die Röntgenprüfung mit Bildverstärker – in Abhängigkeit von Größe, Bauteilgeometrie und Lage - eingesetzt. Fehler, wie inhomogene Einschlüsse oder Mikrolunker können in der Regel nicht nachgewiesen werden. Eine Unterscheidung innerer Fehler nach den Ursachen wie Luft- und Gaseinschlüssen, Lunker, Risse ist kaum möglich. In der Entwicklungsphase neuer Bauteile ist es wichtig, Probleme bei der späteren Serienfertigung abhängig von der Konstruktion, der

vorgesehenen Legierung und den Fertigungsverfahren zu erkennen und zu vermeiden [29]. Die maximale Auflösung der in den Gießereien verwendeter Röntgenanlagen beträgt ca. 0,5 mm [28]. Die kleinsten nachweisbaren Details in Durchstrahlungsrichtung hängen von dem erzielbaren Kontrast ab. Diese werden mit ca. 1 % der Bauteilwanddicke angegeben (Drahterkennbarkeit) [30]. Ein großer Nachteil liegt in der zweidimensionalen Darstellung, somit kann die genaue Größe und vor allem die Ausbildung der Fehler nicht nachgewiesen werden. Der Einsatz einer CT mit hoher Auflösung soll die dreidimensionale Darstellung innerer Fehler mit hoher Fehlererkennbarkeit ermöglichen. Da die CT berührungslos arbeitet, kann die Prüfung an allen Stellen des Bauteils durchgeführt werden. Dadurch können Eigenschaften der Bauteile garantiert werden, die wegen der bis dato angewandten Prüfmethoden nicht gewährleistet werden konnten [29]. In den folgenden Kapiteln wird auf die oben genannten Untersuchungsmethoden, hinsichtlich der Detektion von Poren, qualitativer und quantitativer Gefügeanalyse, näher eingegangen.

4.1 Zerstörungsfreie Prüfverfahren

4.1.1 Computertomographie

Die dreidimensionale (Röntgen-) Computertomographie (Abkürzung 3D-CT), stellt im industriellen Bereich ein relativ neues, zerstörungsfreies und berührungsloses Verfahren zur dreidimensionalen Darstellung der äußeren Kontur und inneren Strukturen von Objekten dar. Die 3D-CT bietet viele Vorteile gegenüber den konventionellen Prüfverfahren, wie der Radioskopie/Radiografie oder der metallographischen Schliffuntersuchung. Bei der Radioskopie treten Überlagerungen hintereinander liegender Strukturen auf. Bei der 3D-CT ist dies nicht der Fall. Die Strukturen können hinsichtlich Lage, Form, Größe und Verteilung dem Prüfobjekt zugeordnet werden. Hier entfällt im Vergleich zur metallographischen Schliffuntersuchung die aufwendige Schliffpräparation. Die Struktur wird nicht nur in der angeschnittenen Ebene sichtbar, sondern kann in allen drei Raumrichtungen dargestellt werden [17].

4.1.2 Radiografie / Radioskopie

Bei der Durchstrahlungsprüfung (Röntgenprüfung) handelt es sich um eine zerstörungsfreie Prüfung. Das Auflösungsvermögen des Prüfverfahrens ist, wie die CT, abhängig von den zu prüfenden Wanddicken, dem Durchstrahlungsweg und –winkel sowie der Gussteilgeometrie.

Bei der Röntgenprüfung wird eine zweidimensionale Projektion des Gussteils erzeugt. Hieraus resultieren Probleme bei der Lokalisierung und Identifikation von Poren [28].

Die wesentlichen Unterschiede zwischen der Radiografie und der Radioskopie liegen in den unterschiedlichen Detektoreigenschaften und Betrachtungsbedingungen. Besonders bei den Röntgenbildverstärker-Fernsehsystemen tritt das Rauschen erheblich in Erscheinung, bei der Radiografie hat dies nur eine geringe Bedeutung. Die Belichtungszeit bei der Verwendung eines Bildverstärkers beträgt wie durch die Fernsehnorm vorgegebenen 40 ms. Bei der Radiografie wird teilweise minutenlang belichtet und somit das Quantenrauschen der Röntgenstrahlung reduziert [8].

Bei der Radioskopie führt die kurze Belichtungszeit zu einer deutlichen „Körnigkeit“ im Live-Bild. Durch Summation einer Anzahl von Videobildern, versucht man das Rauschen an einem Standbild erheblich zu reduzieren. Die Ortsauflösung der gebräuchlichen Detektoren der Radioskopie ist deutlich geringer als jene des Films. Dies erfordert in der Radioskopie eine Abbildungsgeometrie, die eine geometrische Vergrößerung beinhaltet. Gebräuchliche Vergrößerungsfaktoren liegen bei ca. 1,5 – 2,5 in der Gussteilprüfung. Durch die geometrische Vergrößerung wird die geringere Ortsauflösung bzw. höhere innere Unschärfe im Vergleich zum Film kompensiert [8]. Erhebliche Unterschiede liegen auch in der Flexibilität der Prüfperspektive, während in der Radiografie auf Grund der Anordnung des Films direkt hinter dem Prüfling nur eine festeingestellte, starre Prüfperspektive möglich ist, existieren in der Radioskopie, nahezu keine Einschränkungen.

Radiografie

Detektor Film:

hohe Ortsauflösung
hohe Kontrastauflösung
geringes Rauschen
(Reduzierung durch
lange Belichtungszeiten)

Abbildungsgeometrie 1:1

geometr. Vergrößerung ca. 1
Einfluss des opt. Brennflecks:
gering bei Einhaltung der
Mindestabstände

Prüfperspektive: starr

Radioskopie

Detektor Röntgenbildverstärker:

mittlere Ortsauflösung
hohe Kontrastauflösung
starkes Rauschen
(Reduzierung durch
digitale Bildverarbeitung)

Abbildungsgeometrie 1:1,5 und höher

geometr. Vergrößerung größer 1
Einfluss des opt. Brennflecks:
groß bei starker Vergrößerung

Prüfperspektive: flexibel

Trotz der geringeren Ortsauflösung bei radioskopischen Detektoren im Vergleich zum Röntgenfilm ist es möglich, mindestens eine filmäquivalente Abbildungsqualität zu erreichen.

Voraussetzung ist die Optimierung des Strahlenbildes durch Ausnutzung der flexiblen Möglichkeiten von Radioskopiesystemen, insbesondere der geometrischen Vergrößerung und der Rauschreduktion durch die Verfahren der digitalen Bildverarbeitung [8].

4.1.3 Dichteprüfung

Bei der Dichteprüfung handelt es sich um eine zerstörungsfreie Prüfung. Dieses Verfahren ermöglicht nur eine Aussage über den Anteil von Volumenporosität im gesamten Bauteil. Die Prüfung wird nach dem „Archimedischen Prinzip“ durchgeführt [28].

Das Archimedische Prinzip wurde vor über 2000 Jahren vom altgriechischen Gelehrten Archimedes entdeckt. Es lautet: Die Auftriebskraft eines Körpers in einem Medium ist genau so groß wie die Gewichtskraft des vom Körper verdrängten Mediums.

Ein Gegenstand scheint in Wasser leichter zu sein, jedoch bleibt die Masse des Körpers unverändert. Dieser Eindruck entsteht, da die resultierende Kraft um die Auftriebskraft, die der Gewichtskraft entgegenwirkt, verringert wird [31].

Ursache für die Auftriebskraft ist der Druckunterschied zwischen der Ober- und der Unterseite eines eingetauchten Körpers. Die Kräfte, welche auf die Seitenflächen wirken, spielen keine Rolle, da sich diese gegenseitig aufheben. Das heißt, es wirkt auf die unteren Teile der Oberfläche eines eingetauchten Körpers eine größere Kraft aus, als auf die oberen Teile der Oberfläche. Es herrscht folglich ein Druckunterschied. Da jedes physikalische System stets bestrebt ist, einen Druckausgleich zu erzielen, wird sich der Körper so lange aufwärts bewegen, bis sich alle auf ihn einwirkenden Kräfte ausgleichen [31].

5 VERSUCHSVORBEREITUNG UND –DURCHFÜHRUNG

5.1 Versuchsvorbereitung

Zur Bestimmung der Auflösungsgrenzen bei der Computertomographie wurden Vorversuche mittels einer Computertomographieanlage (Microfocusröhre) der Firma Phoenix X-Ray am Österreichischen Gießereinstitut, mit verschiedenen Massedicken aus zwei unterschiedlichen Materialien – der Aluminiumlegierung AlSi10Mg und Gusseisen mit Kugelgraphit (GJS) - durchgeführt. Dabei wurde der maximal durchstrahlbare Durchmesser, unter maximaler Leistung der Computertomographieanlage (320 W) ohne zusätzliche Verwendung von Filter bestimmt. Die Durchstrahlbarkeit ist gegeben, wenn mindestens 1 % der Grauwerte (= ca. 650 von 65535) vom Flächendetektor detektiert werden (**Abbildung 5-1**).

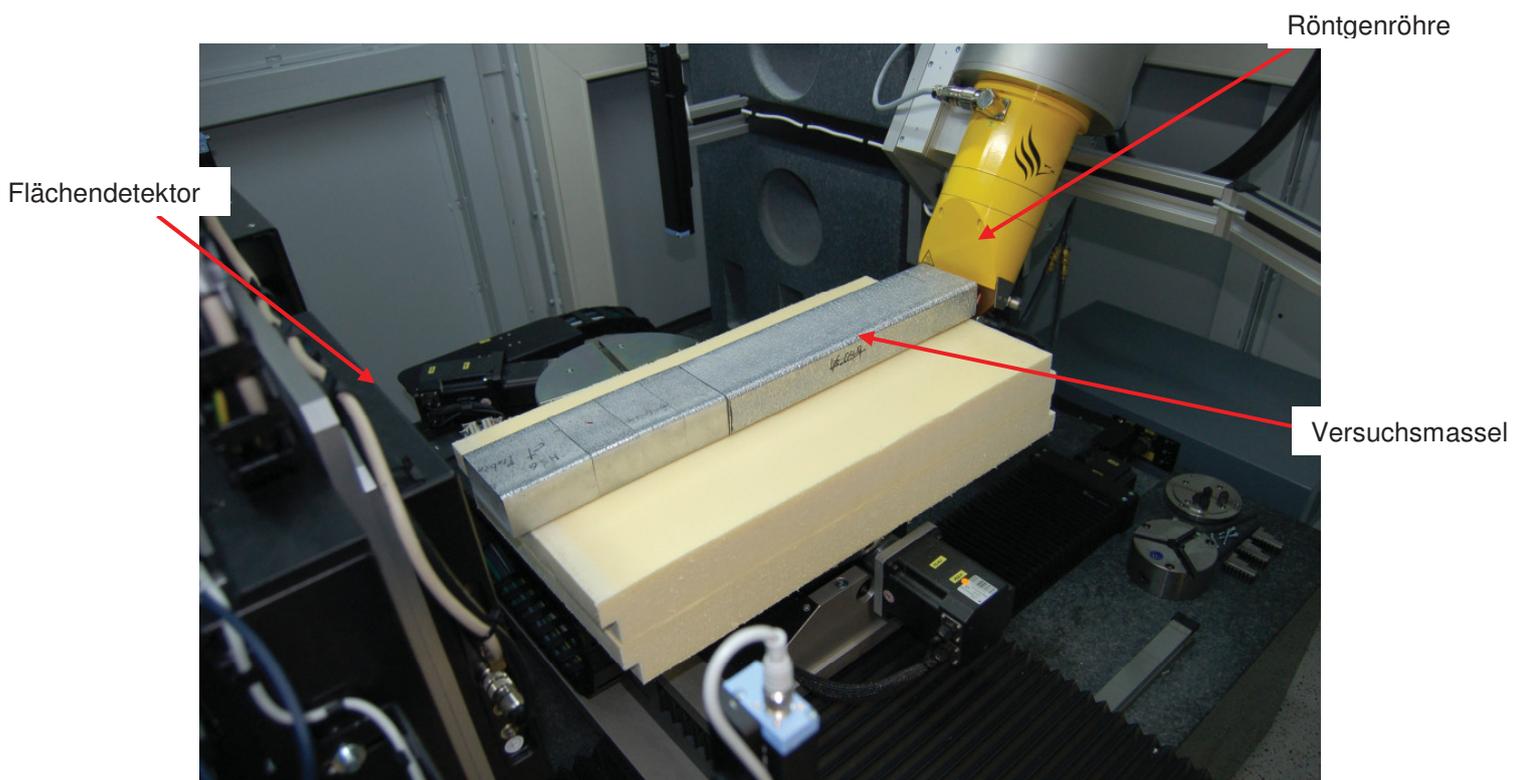


Abb. 5-1: Versuchsaufbau – Bestimmung der maximalen Durchstrahlbarkeit einer Aluminiumlegierung AlSi10Mg bei maximaler Leistung der Röntgenröhre (320 W).

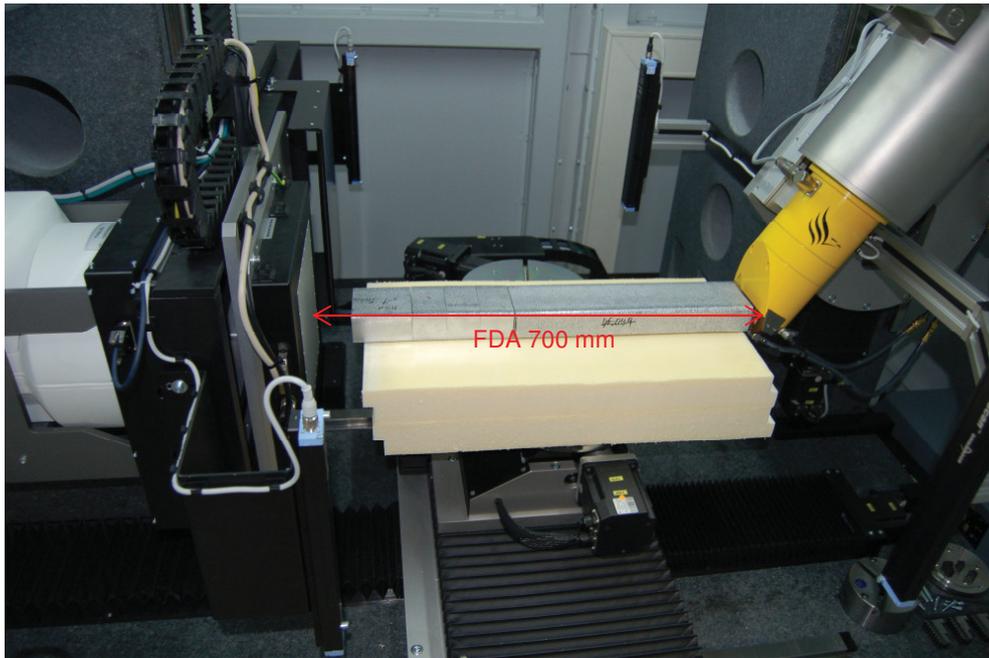


Abb. 5-2: Versuchsaufbau – Bestimmung der maximalen Durchstrahlbarkeit einer Aluminiumlegierung AlSi10Mg bei maximaler Leistung der Röntgenröhre (320 W) – FDA 700 mm.

Anhand dieser Ergebnisse war es möglich, eine Funktion für den Grauwert in Abhängigkeit von der Belichtungszeit, Materialdicke und Materialeigenschaften aufzustellen.

$$GW = f(t, d, Z)$$

Bei der Bestimmung der Kontrastauflösung an einem Aluminium- und einem Graugussstufenkeil gilt eine Stufe als erkennbar, wenn der Grauwert der nächsten Stufe einen Wert kleiner 2-mal der Standardabweichung aufweist. Im Fall des unten dargestellten Durchstrahlungsbildes **Abbildung 5-3** (Aluminiumstufenkeil) beträgt der Grauwertmittelwert 42084 und die Standardabweichung 174 für die Stufe 10. Für die Stufe 9 müsste sich somit laut Berechnung:

$$MW_{\text{Stufe 9}}: 42084 - (2 \times 174) = 41734$$

ein Grauwertmittelwert von 41734 ergeben, um diese noch als erkennbar einzustufen. Mittels ausgewiesenem Grauerthistogramm im VGStudio MAX 1.2 erhält man für die Stufe 9 einen Grauwertmittelwert von 39355 und eine Standardabweichung von 173. Da der Grauwertmittelwert geringer als jener der Berechnung ist, gilt die Stufe 9 als erkennbar.

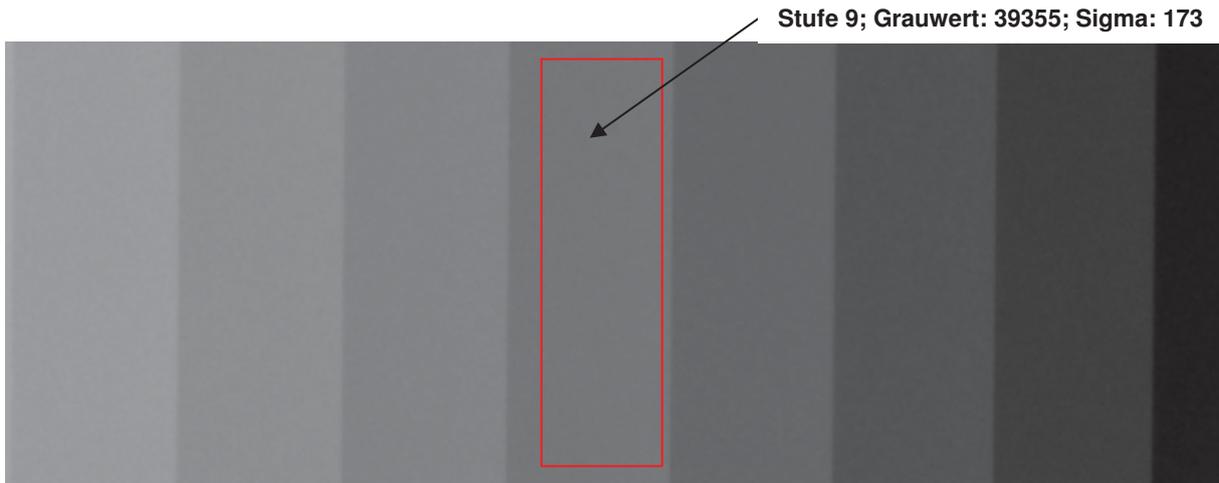


Abb. 5-3: Durchstrahlungsbild des Aluminiumstufenkeils bei Stufe 9. Der rot markierte Bereich wurde für die Ermittlung des Grauwertistogramms, dem Minimal-, Maximal- und Mittelwert und der Standardabweichung herangezogen.

Zusätzlich angefügtes Aluminium mit einer Dicke von 40 mm

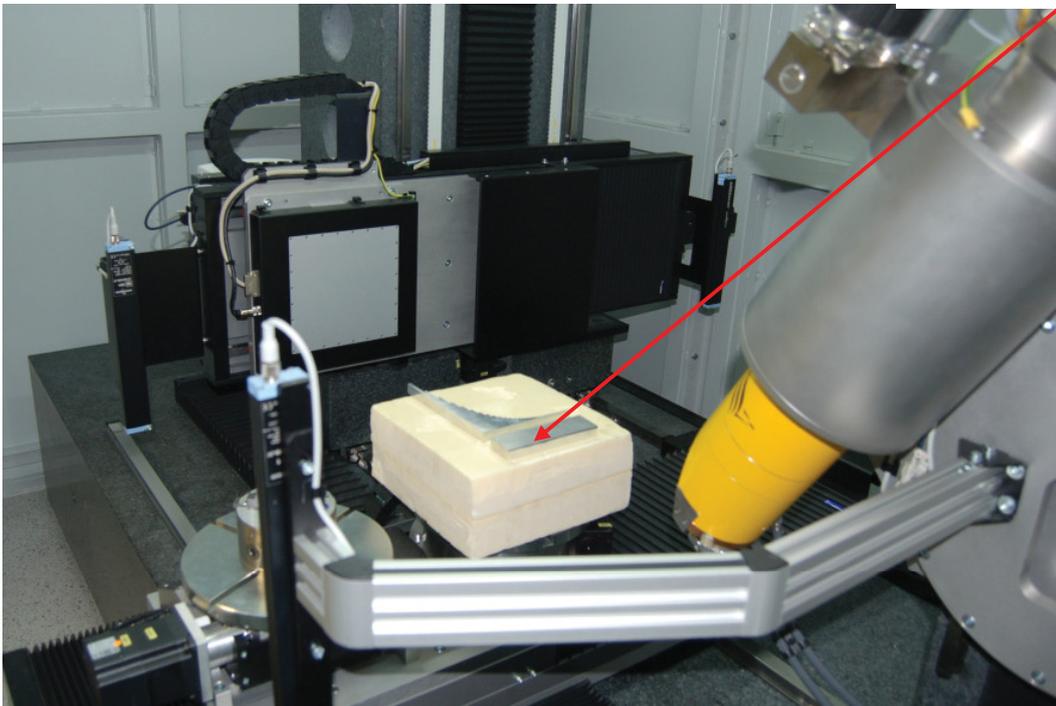


Abb. 5-4: Versuchsaufbau zur Bestimmung der Detailerkennbarkeit mittels Aluminiumstufenkeil und zusätzlich angefügtes Aluminiumblatt (40 mm) – Versuchsreihe 5.

In den weiteren Versuchsreihen mit einem Aluminium- und einem Graugussstufenkeil wurde das Verhalten verschiedener Filtermaterialien (Cu, Sn, Pb und Al) bei unterschiedlichen Röhrenspannungen und unterschiedlichem Röhrenstrom untersucht. Durch das Einbringen von Vorfiltern (siehe dazu Kapitel 2.4.3.1 – Filterung von Röntgenstrahlen) in den Strahlengang, zwischen Strahlenquelle und Prüfobjekt, ergibt sich die Möglichkeit, die Strahlenqualität (Durchdringungsfähigkeit und Intensitätsverhältnisse) zu beeinflussen. Dies wird als Aufhärtung der Strahlung bzw. des Spektrums bezeichnet. Bei den weiteren Versuchen wurden unter Anpas-

sung von jeweils entweder Röhrenstrom oder -spannung die maximal durchstrahlbare Dicke in Abhängigkeit der Filterung ermittelt. Dabei wurden die ersten 10 Stufen anfangs ohne Filter durchstrahlt. Die Einstellungen wurden so festgelegt, dass der kleinste Grauwert 2400 und der maximale Grauwert der Umgebung 62000 betragen, um den Detektor nicht zu überstrahlen. Danach wurden verschiedene Filtermaterialien (Sn, Cu, Pb und Al) getestet. Hinter dem Stufenkeil wurden unterschiedliche Dicken Aluminium oder Grauguss angefügt, um eine Abhängigkeit der Dicke mit der Stufenhöhe zu erhalten. Bei diesen Versuchen wurden entweder der Röhrenstrom oder die Röhrenspannung in dem Ausmaß variiert, dass der Grauwert der Luft nicht mehr als 62000 aufwies. Außerdem wurde bei allen Versuchen darauf geachtet, dass der kleinste Grauwert nicht weniger als 2300 betrug.

5.2 Versuchsdurchführung

Für die Ermittlung der Aufnahmegrenzen bei der Computertomographie und der Beurteilung der Filterwirkung verschiedener Filtermaterialien wurden 6 verschiedene Versuchsreihen (VR1 – VR6) durchgeführt. Mit Hilfe von Durchstrahlungsprüfungen an der Aluminiumlegierung Al-Si10Mg und an Gusseisen mit Kugelgraphit GJS bei maximaler Leistung (320 W) der CT (VR1 und VR2), wurde die maximal durchstrahlbare Dicke ermittelt. Danach wurden Vorversuche mit Hilfe des Aluminium- bzw. Graugussstufenkeils hinsichtlich des Einsatzes verschiedener Filtermaterialien (VR 3 und VR 4) durchgeführt. In den Versuchsreihen VR 5 und VR 6 versuchte man über gezielte Änderung der Materialdicken und Einsatz unterschiedlichster Filter, Auswirkungen auf die Detailerkennbarkeit bei Aluminium treffen zu können.

Nach der Bestimmung des maximal durchstrahlbaren Durchmessers, wurde die Kontrastauflösung anhand eines Aluminium- und Graugussstufenkeils ermittelt (**Abbildung 5-5** und **5-6**). Der Aluminiumstufenkeil ist ein Testphantom, welcher eine Tiefe von 15 mm aufweist, aus 30 Stufen mit je 5 mm Höhe besteht und eine Breite von 0,5 bis 200 mm besitzt. Der selbst entworfene und am ÖGI gefertigte Graugussstufenkeil hat eine Tiefe von 10 mm, besteht aus 15 Stufen mit jeweils 10 mm Höhe und hat eine Breite von 2 mm bis 16,5 mm.

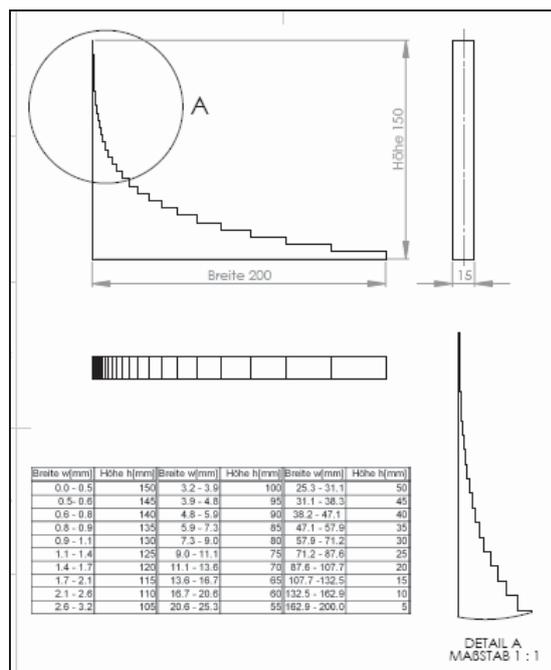


Abb. 5-5: Werkstattzeichnung des Aluminiumstufenkeils.

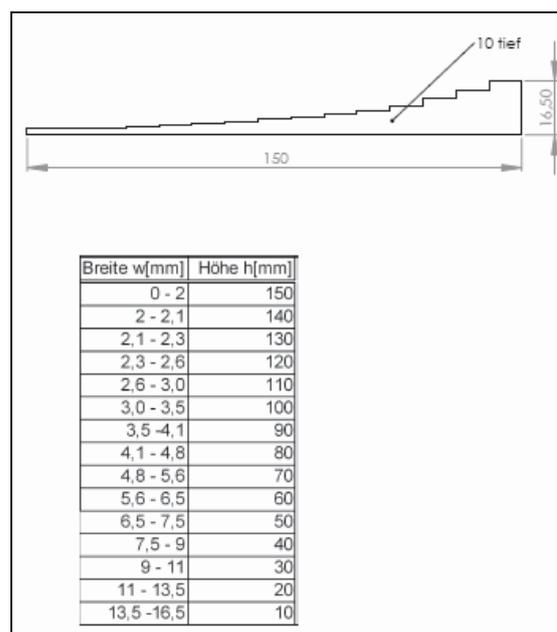


Abb. 5-6: Werkstattzeichnung des Graugussstufenkeils.

Der Stufenkeil wurde, wie in **Abbildung 5-4** dargestellt, in den Strahlengang gelegt. Um einen Vergleich mit der Umgebungsluft zu erhalten, wurden die Abbildungsbedingungen (Fokus-Stufenkeil-Abstand und Fokus-Detektor-Abstand) so gewählt, dass 1/3 der Detektorfläche mit Schaumstoff als Objektträger, 1/3 mit dem Aluminium- bzw. Graugussstufenkeil und 1/3 mit Umgebungsluft abgebildet waren. Weiters mussten Röhrenstrom und -spannung so abgestimmt werden, dass der Detektor nicht überstrahlt wird, jedoch mindestens die ersten 10 von 30 Stufen beim Aluminiumstufenkeil bzw. die ersten 10 von 15 Stufen beim Graugussstufenkeil sichtbar waren. Zuerst wurde der Aluminiumstufenkeil ohne Filter durchstrahlt, um die passenden Einstellungen hinsichtlich Strom und Spannung zu testen. Die Belichtungszeit betrug 400 ms, da diese in der Praxis häufig Anwendung findet. In den nachfolgenden Kapiteln werden die unterschiedlichen Versuchsreihen näher erläutert.

5.2.1 Durchstrahlungsprüfung Aluminiummassel – VR 1

Für die Versuche zur Eruiierung der maximalen Durchstrahlbarkeit bei maximaler Leistung (320 W) der Computertomographieanlage wurde ein Massel aus der Aluminiumlegierung Al-Si10Mg, welches in verschieden dicke Scheiben zerschnitten wurde, verwendet. Es wurde der Abstand zwischen Fokus und Massels mit 14,5 mm (minimal möglich wären 4,5 mm) gewählt und ein Fokus-Detektor-Abstand (FDA) von 700 mm eingestellt. Die Beschleunigungsspan-

nung U_B betrug 240 kV und der verwendete Röhrenstrom I 1333 μA , um die maximale Leistung von 320 Watt zu erreichen.

Folgende Probendicken wurden für die Durchstrahlungsprüfung herangezogen:

- 380 mm
- 430 mm
- 480 mm
- 530 mm
- 617 mm
- 670 mm

Im Versuch wurden Belichtungszeiten von 400 ms (Standard), 800 ms, 1600 ms und 3200 ms verwendet, um einen Zusammenhang der Probendicke mit der Belichtungszeit ableiten zu können. Weiters war es wichtig die gesamte Detektorfläche abzudecken, um bei der verwendeten maximalen Leistung (320 W) den Detektor nicht zu überstrahlen.

Um die aufgenommenen Durchstrahlungsbilder in VGStudio MAX 1.2 auswerten zu können, mussten diese als tiff-Bilder gespeichert werden. Mit „Import – Image stack“ wurden die einzelnen Bilder in VGStudio MAX 1.2 eingelesen. Um einen repräsentativen Vergleich – bei der Durchstrahlungsprüfung – für unterschiedliche Durchmesser und Belichtungszeiten zu erhalten, wurde immer derselbe Bereich (siehe **Abbildung 5-7** – rot markiert) für die Ermittlung der Histogramme verwendet.

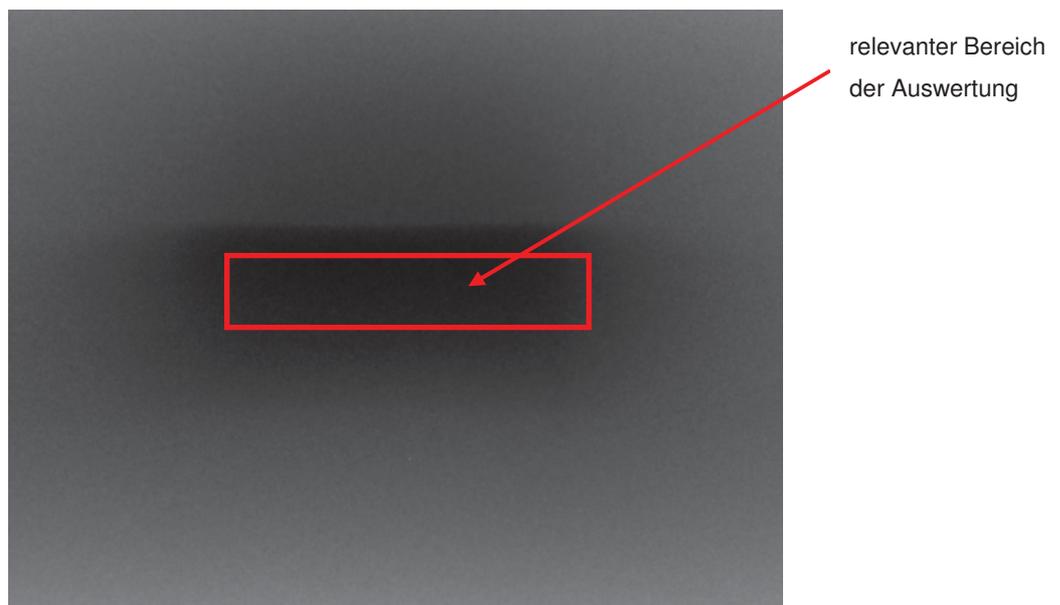


Abb. 5-7: Durchstrahlungsbild des Aluminiummassel bei einer Belichtungszeit von 400 ms, 617 mm Dicke und maximaler Röhrenleistung (320 W). Für die Auswertung wurde der rot markierte Bereich herangezogen.

Die Daten der einzelnen Histogramme (inkl. Auswertung der Standardabweichung, des Maximal-, Minimal- und Mittelwert) wurden als csv-Dateien gespeichert. Dadurch war es möglich diese in Microsoft - Excel 2003 zu bearbeiten und für verschiedene Probendicken und unterschiedliche Belichtungszeiten in einem Diagramm zusammenfassend darzustellen. Der Verlauf der Grauwertmittelwerte der einzelnen Probendicken über der Belichtungszeit und der Verlauf der Grauwertmittelwerte über die Probendicke in Abhängigkeit der Belichtungszeiten wurden ebenfalls in Diagrammen dargestellt.

5.2.2 Durchstrahlungsprüfung Graugussmassel – VR 2

Die Eruiierung der maximalen Durchstrahlbarkeit von Grauguss bei maximaler Leistung (320 W) der Computertomographieanlage fand in der zweiten Versuchsreihe statt. Es wurden dieselben Einstellungen wie bei der Aluminiumlegierung in VR 1 gewählt. Die zu durchstrahlbaren Probendicken wurden aufgrund der höheren Dichte von Grauguss folgendermaßen dimensioniert:

- 20 mm
- 30 mm
- 49 mm
- 68 mm
- 109 mm
- 153 mm

Wie an der Probendimensionierung zu erkennen ist, sind die Proben für die Durchstrahlungsprüfung von Grauguss nur ca. $\frac{1}{4}$ so dick wie die der Aluminiumproben. Die Auswertung der Ergebnisse erfolgte analog zu VR 1.

5.2.3 Aluminiumstufenkeil – Vorversuche – VR 3

In der dritten Versuchsreihe wurden Vorversuche hinsichtlich der Durchstrahlung ohne Filter bei dünneren Wandstärken und einer Belichtungszeit von 400 ms durchgeführt. Dabei wurde ein FDA von 700 mm und der Abstand Fokus – Stufenkeil mit 124,5 mm gewählt, somit wurde die Hälfte des Detektors mit dem Aluminiumstufenkeil abgebildet. Um diesen nicht zu überstrahlen betrug der verwendete Röhrenstrom 190 μ A und die eingestellte Röhrenspannung 90 kV, sodass der erzielte Grauwert der Luft kleiner 63000 war. Nach Aufnahme des Stufenkeils ohne zusätzliche Filterung, wurde dieser mit Aluminiumblättchen der Dicken 1, 2, 3, 4 und 5 mm hinterlegt. Anfangs wurden für jede zusätzliche Dicke alle 30 Stufen aufgenommen und ausgewertet. Danach wurde unter Verwendung eines Cu-Filters mit 0,1 mm Dicke der Aluminiumstufenkeil einmal ohne und danach mit 2 mm Alublatt aufgenommen.

5.2.4 Graugussstufenkeil – Vorversuche – VR 4

Beim Graugussstufenkeil in Versuchsreihe 4 wurde ebenfalls die Belichtungszeit mit 400 ms gewählt. Die Ermittlung der weiteren Einstellungen erfolgte nach dem gleichen Prinzip wie beim Aluminiumstufenkeil. Der Abstand Fokus – Stufenkeil musste auf die Hälfte - 60 mm – verringert werden aufgrund der Höhe des Stufenkeils. Der FDA mit 700 mm wurde beibehalten. Die Röhrenspannung wurde auf 105 kV und der Röhrenstrom auf 725 μ A erhöht, um ein angemessenes Durchstrahlungsbild zu erhalten. Zuerst wurde der Graugussstufenkeil ohne zusätzlich angefügte Graugussblättchen aufgenommen, danach wurden 2 und 3 mm dahinter angefügt. Im Anschluss daran wurden jeweils ein Cu-, ein Pb- und ein Al-Filter zur Durchstrahlung des Graugussstufenkeils verwendet, ohne zusätzliches Graugussblättchen. Weiters wurde ein zusätzlicher Versuch mit einem Pb-Filter durchgeführt, wobei die Röhrenspannung auf 120 kV und der Röhrenstrom auf 785 μ A erhöht wurde. Es wurde, wie beim Aluminiumstufenkeil, alle 15 Stufen abgebildet und analog zu der vorhergehenden Versuchsreihe ausgewertet.

5.2.5 Aluminiumstufenkeil mit Filter – VR 5

Anhand der der Ergebnisse der Vorversuche (VR3 und VR4), wurde ein Versuchskonzept, für die Ermittlung der passenden Filter bei unterschiedlich dünnen Wandstärken erstellt. In Versuchsreihe 5 wurden immer die ersten 10 Stufen des Aluminiumstufenkeils, welche die feinsten Wandstärkenabstufungen aufweisen, durchstrahlt und ausgewertet. Wie in **Kapitel 5.1** erläutert, wurden die Einstellungen so gewählt, dass 1/3 der Fläche des Detektors mit Schaumstoff als Objektträger, 1/3 mit dem Aluminiumstufenkeil und 1/3 mit Luft abgebildet waren. Damit ergaben sich nach dem Anfügen von 40 mm Aluminium, einer Belichtungszeit von 400 ms und der Voraussetzung den Detektor nicht zu überstrahlen (Luftgrauwert maximal 63000) folgende Einstellungen:

FDA: 700 mm
U: 90 kV I: 198 μ A

Die Durchstrahlungsbilder, der ersten 10 Stufen, für unterschiedliche Filterung und Zugeben von 20 und 40 mm dickem Aluminiummaterial wurden aufgenommen. Dabei wurden entweder Röhrenstrom oder Röhrenspannung variiert. Um die maximal anfügbare Dicke zu ermitteln, wurde bei den vorgegebenen Einstellung (siehe **Tabelle 5-1**) solange Aluminiummaterial zu den 40 mm angefügt, bis der kleinste Grauwert von 2200 erreicht war. Die Auswertung der Stufen erfolgte analog zu den vorhergehenden Versuchsreihen.

Filter	Strom [μ A]	Spannung [kV]	Wandstärken [mm]	Stufenanzahl
ohne	90	198	20, 40	8
Pb – 0,1 mm	90	540	20, 40 ,42	10
Cu – 0,5 mm	90	650	20, 40 ,43.5	10
Sn – 0,5 mm	90	1333	20, 40	10
Pb – 0,1 mm	127	198	20, 40, 50	10
Cu – 0,5 mm	130	198	20, 40, 52	10
Sn – 0,5 mm	186	198	20, 40, 67	10

Tab. 5.1: Verwendete Strom- und Spannungseinstellungen bei den jeweiligen Filtern. Angabe der zusätzlich angefügten Materialdicken (Wandstärken) und Anzahl der aufgenommenen Stufen – VR 5.

5.2.6 Aluminiumstufenkeil mit Filter – VR 6

In Versuchsreihe 6 wurde die gleiche Vorgangsweise wie in VR 5 gewählt. Jedoch wurde Aluminiummaterial im Bereich von 10, 15 und 20 mm angefügt und dabei jeweils der Röhrenstrom oder die Röhrenspannung (siehe **Tabelle 5-2**) angepasst. Der Abstand Fokus – Stufenkeil wurde auf 135 mm vergrößert, die Röhrenspannung auf 220 kV erhöht und der Strom auf 84 μ A verringert. Wie bei den vorhergehenden Versuchsreihen wurde der FDA mit 700 mm gewählt und eine Belichtungszeit von 400 ms eingestellt. Die Auswertung erfolgte analog zu Versuchsreihe 5.

Filter	Strom [μ A]	Spannung [kV]	Wandstärken [mm]	Stufenanzahl
ohne	84	220	10	12
Pb – 0,1 mm	84	791	10, 15, 20	12
Cu – 0,5 mm	84	980	10, 15, 20	12
Sn – 0,5 mm	84	1333	10, 15, 20	12
Pb – 0,1 mm	124	220	10, 15, 20	12
Cu – 0,5 mm	132	220	10, 15, 20	12
Sn – 0,5 mm	182	220	10, 15, 20	12

Tab. 5-2: Verwendete Strom- und Spannungseinstellungen bei den jeweiligen Filtern. Angabe der zusätzlich angefügten Materialdicken (Wandstärken) und Anzahl der aufgenommenen Stufen – VR 6.

6 ERGEBNISSE

6.1 Durchstrahlungsprüfung Aluminiummassel – VR 1

In der ersten Versuchsreihe wurden die maximalen Durchstrahlungsdicken von Aluminium bei maximaler Röhrenleistung eruiert. **Abbildung 6.1-1** zeigt den Verlauf der Grauwertmittelwerte für unterschiedliche Probendicken und Belichtungszeiten. Bei einer Belichtungszeit von 400 ms befinden sich alle Probendicken in einem Grauwertbereich von 500 bis 2000. Der Grauwertbereich erhöht sich bei einer Belichtungszeit von 800 ms auf 4800 bis 6700 und deckt somit einen annähernd doppelt so großen Grauwertbereich ab. Wird die Belichtungszeit auf 1600 ms bzw. 3200 ms erhöht, so vergrößert sich der abgebildete Grauwertbereich. **Abbildung 6.1-1** zeigt den nahezu linearen Verlauf der Grauwerte mit Erhöhung der Belichtungszeit.

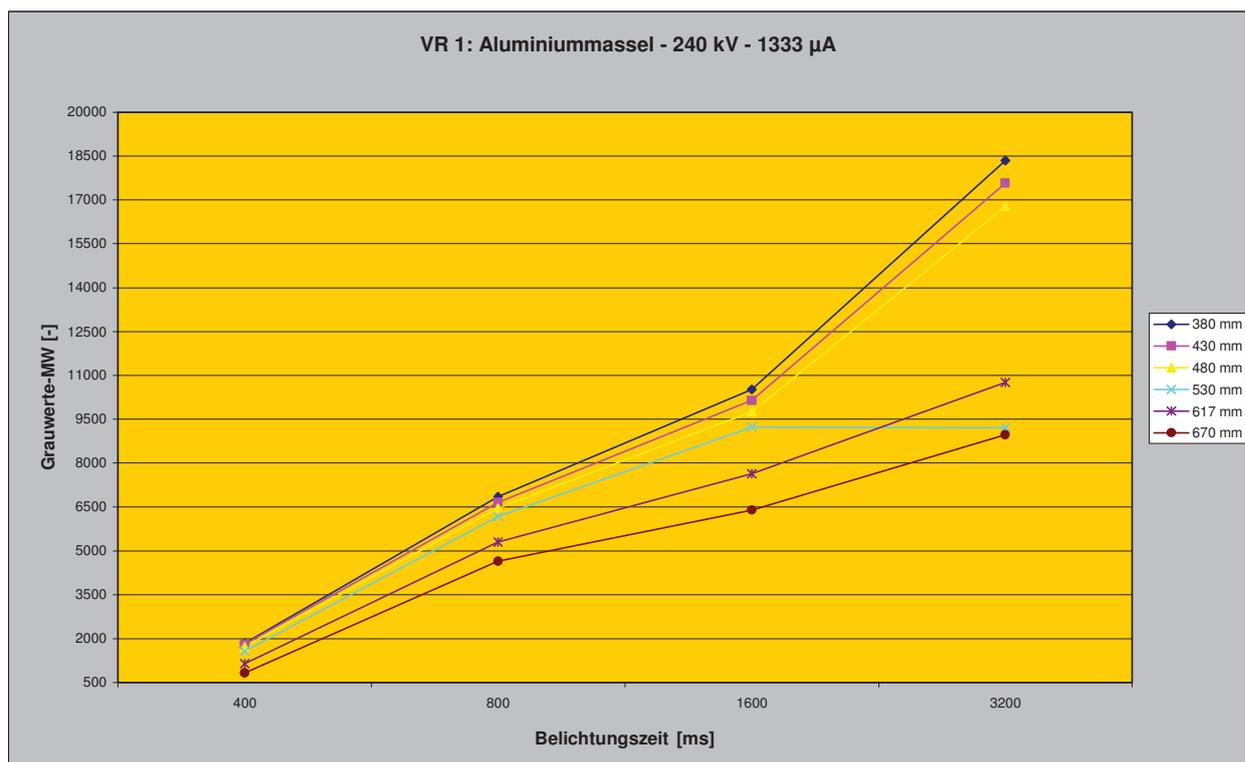


Abb. 6.1-1: Verlauf der Grauwertmittelwerte über der Belichtungszeit in Abhängigkeit der Probendicke bei maximaler Röhrenleistung von 320 W ohne zusätzliche Filterung.

Die Durchführung der Versuche bei maximaler Röhrenleistung mit unterschiedlichen Belichtungszeiten und Probendicken nahm einen längeren Zeitraum in Anspruch, wodurch es zu einer großen Beanspruchung des Filaments der Röntgenröhre kam. Daher musste nach der Durchstrahlung bei einer Belichtungszeit von 3200 ms und einer Probendicke von 530 mm,

dieses getauscht werden. Wie sich in der Auswertung der betreffenden Aufnahme zeigte, ist aus diesem Grund der Grauwertmittelwert geringer, als es dem sonstigen Verhalten für diese Einstellungen entsprechen würde.

Die Intensität der Strahlung nachdem Durchgang durch die Probe (I) kann aus **Glg. 6.1-1**, wie schon in Kapitel 2.3.2 erläutert, aus der Ausgangsintensität I_0 abgeschätzt werden. Es ist bei deren Anwendung zu beachten, dass sich der Schwächungskoeffizient μ aus dem Streu- und Adsorptionskoeffizienten zusammensetzt, sowie von der Energie bzw. Energieverteilung der eingesetzten Strahlung abhängig ist. Aus **Glg. 6.1-1** lässt sich der Grauwert in Abhängigkeit der Probendicke d und der Belichtungszeit t_{Bel} , wie in **Glg. 6.1-2** angegeben, errechnen. Dabei gibt K eine Proportionalitätskonstante an. Wird diese Gleichung für eine bestimmte Probendicke nach **Glg. 6.1-3** aufgelöst, so ergibt sich eine Geradengleichung mit den beiden Variablen A_i und K_i , als Achsabschnitt und Steigung, in Abhängigkeit der Belichtungszeit.

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d} \quad (\text{Glg. 6.1-1})$$

$$GW = K \cdot \int_0^{t_{Bel}} I(d) dt \quad (\text{Glg. 6.1-2})$$

$$GW = A_i + K_i \cdot t_{Bel} \quad (\text{Glg. 6.1-3})$$

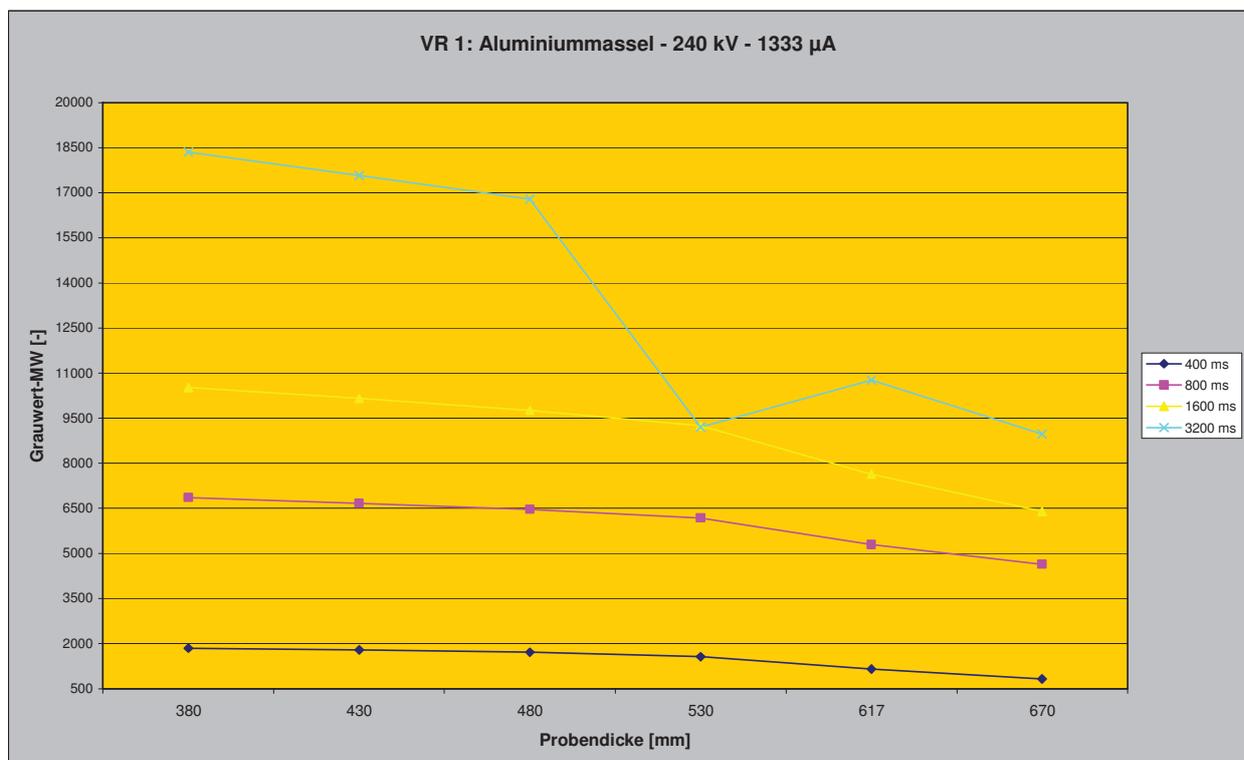


Abb. 6.1-2: Verlauf der Grauwertmittelwerte über der Probendicke in Abhängigkeit der Belichtungszeit bei maximaler Röhrenleistung von 320 W ohne zusätzliche Filterung.

Abbildung 6.1-2 zeigt im Gegensatz zu **Abbildung 6.1-1** den Verlauf der Grauwertmittelwerte über den einzelnen Probendicken in Abhängigkeit der Belichtungszeit. Es entsteht dasselbe Bild wie in **Abbildung 6.1-1**, die Grauwertmittelwerte weisen im untersuchten Bereich einen annähernd linearen Verlauf über der Probendicke auf.

Die Aufnahmen der durchstrahlten Probendicken wurden als Histogramme dargestellt. In **Abbildung 6.1-3** wurden die Histogramme für unterschiedliche Belichtungszeiten, bei einer Probendicke von 380 mm dargestellt.

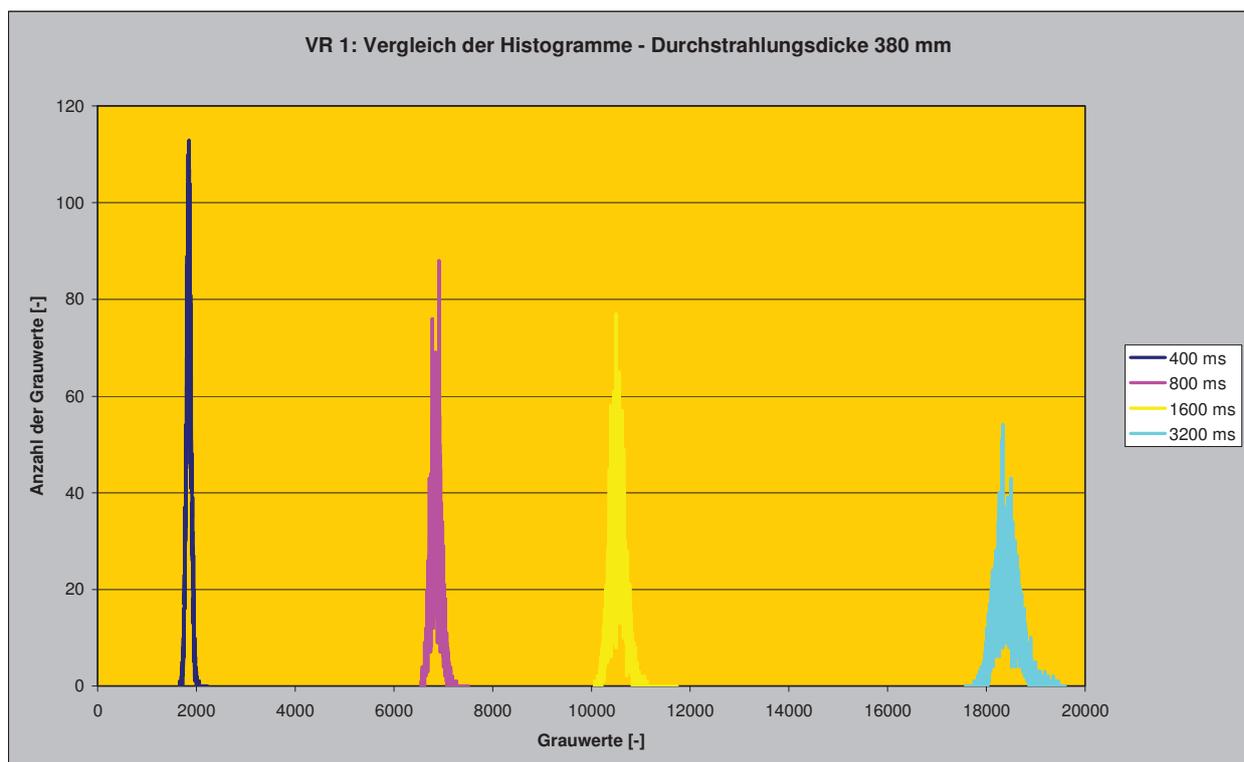


Abb. 6.1-3: Grauwertverteilung für die jeweilige Belichtungszeit bei einer Probendicke von 380 mm bei maximaler Röhrenleistung von 320 W, im Grauwertbereich von 0 bis 20000.

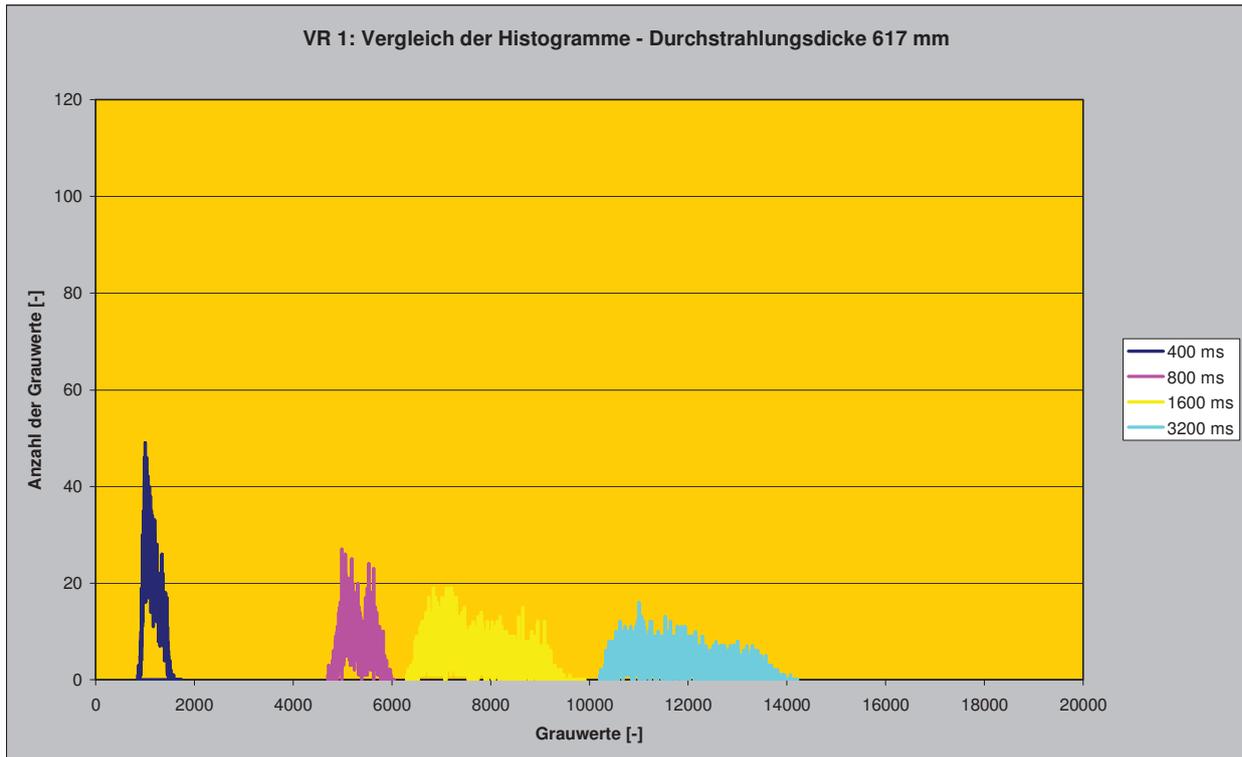


Abb. 6.1-4: Grauwertverteilung für die jeweilige Belichtungszeit bei einer Probendicke von 617 mm bei maximaler Röhrenleistung von 320 W, im Grauwertbereich von 0 bis 16000.

Beim Vergleich der Histogramme der Proben einer Dicke von 380 mm mit jenen einer Dicke von 617 mm, ist deutlich zu erkennen, dass die Breite der einzelnen Grauwertbereiche deutlich zunehmen. Für 400 ms erstreckt sich der Grauwertbereich bei einer durchstrahlten Wandstärke von 380 mm auf einen Grauwertbereich von 1500 bis 2000, hingegen verdoppelt er sich für eine Materialdicke von 617 mm auf einen Grauwertbereich von 1000 bis 2000. **Abbildung 6.1-5** zeigt deutlich die mit zunehmender Materialdicke zunehmende Streuung in den Aufnahmen.

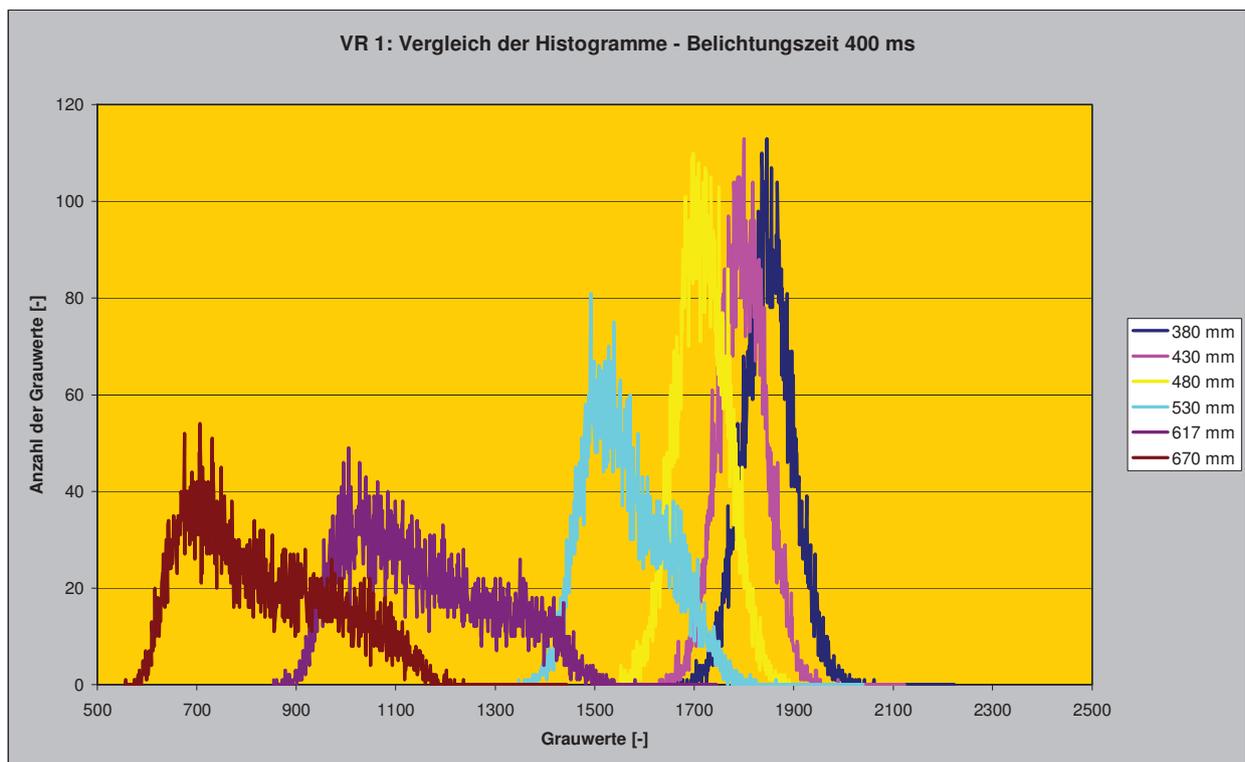


Abb. 6.1-5: Grauwertvergleich der durchstrahlten Dicken bei einer Belichtungszeit von 400 ms und maximaler Röhrenleistung von 320 W, im Grauwertbereich von 500 bis 2300.

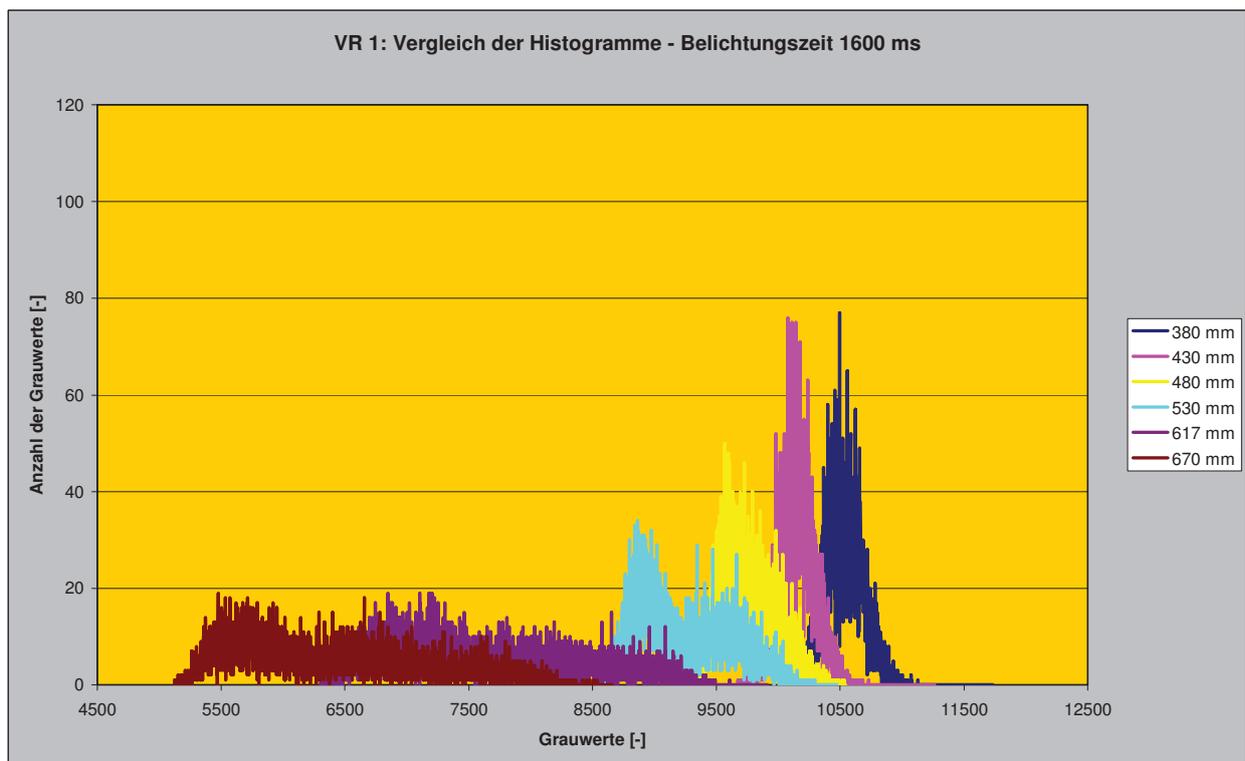


Abb. 6.1-6: Grauwertvergleich der durchstrahlten Dicken bei einer Belichtungszeit von 1600 ms und maximaler Röhrenleistung der CT von 320 W, im Grauwertbereich 5000 bis 12000.

Die Erhöhung der Belichtungszeit auf 1600 ms, wie in **Abbildung 6.1-6**, bewirkt nicht nur eine Erhöhung der mittleren Grauwerte, sondern führt auch zu einer Verbreiterung derselben. Es wird bei den großen Wandstärken hauptsächlich Streustrahlung detektiert.

6.2 Durchstrahlungsprüfung Graugussmassel – VR 2

Ein weiterer Versuch wurde hinsichtlich der maximalen Durchstrahlungsdicke von Gusseisen mit Kugelgraphit (GJS) bei maximaler Röhrenleistung, ohne Filterung durchgeführt. Dabei wurde der Röhre-Objekt-Abstand, wie bei den Aluminiumproben, mit 10 mm und der Fokus-Detektor-Abstand mit 700 mm gewählt. Die Auswertung der Ergebnisse erfolgte wie in VR 1, jedoch verringerte sich die durchstrahlbare Dicke beim verwendeten Graugussmaterial auf ca. $\frac{1}{4}$ der Dicke des Aluminiums. Wie aus **Abbildung 6.2-1** ersichtlich, zeigen Materialdicken bis 30 mm einen Grauwertanstieg mit zunehmender Belichtungszeit. Bei einer Belichtungszeit von 3200 ms und einer Materialdicke von 30 mm wird der Detektor überstrahlt. Das ist bei der 20 mm Probe schon ab einer Belichtungszeit von 800 ms der Fall. Ab einer Probendicke von 68 mm ist es durch eine Verlängerung der Belichtungszeit nicht mehr möglich, wesentlich höhere Grauwerte zu erzielen. Des Weiteren weisen die Proben ab einer Dicke von 68 mm nahezu dieselben Grauwerte auf, was darauf zurückzuführen ist, dass es sich nur mehr um detektierte Streustrahlung handelt.

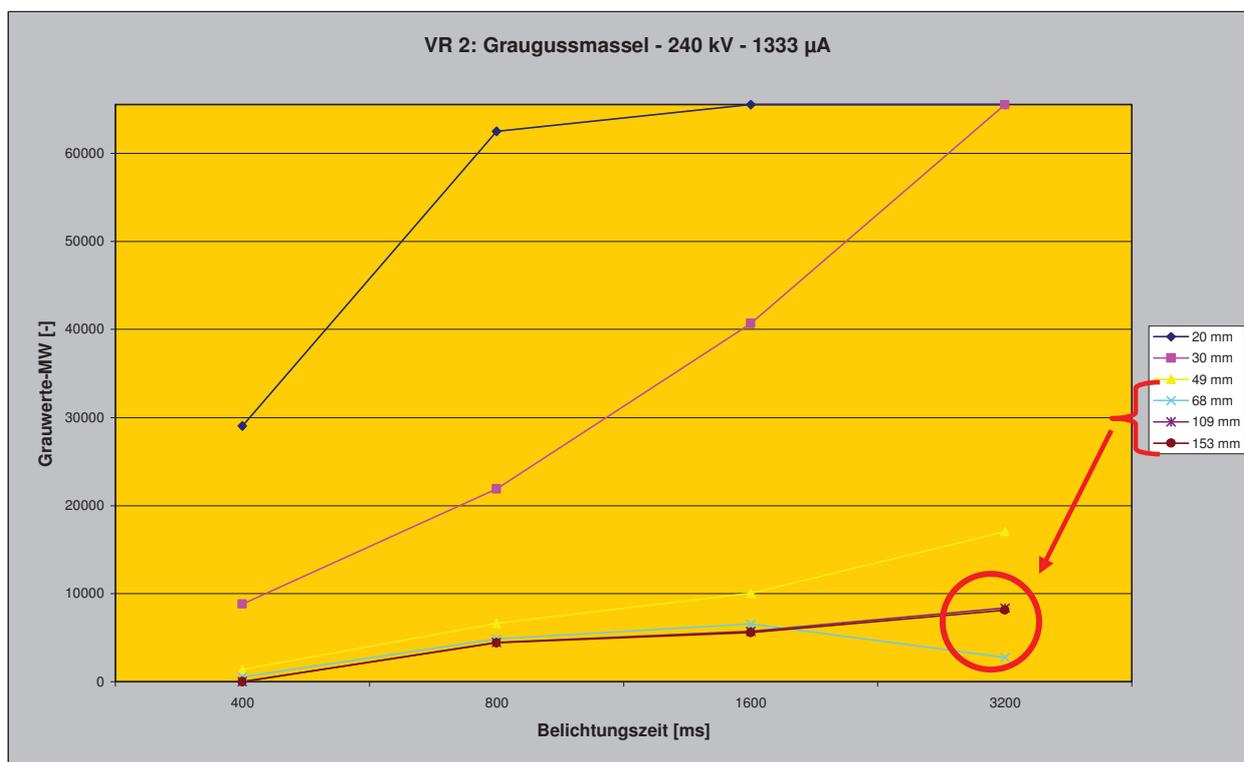


Abb. 6.2-1: Verlauf der Grauwertmittelwerte über der Belichtungszeit in Abhängigkeit der Probendicke bei maximaler Röhrenleistung von 320 W ohne zusätzliche Filterung.

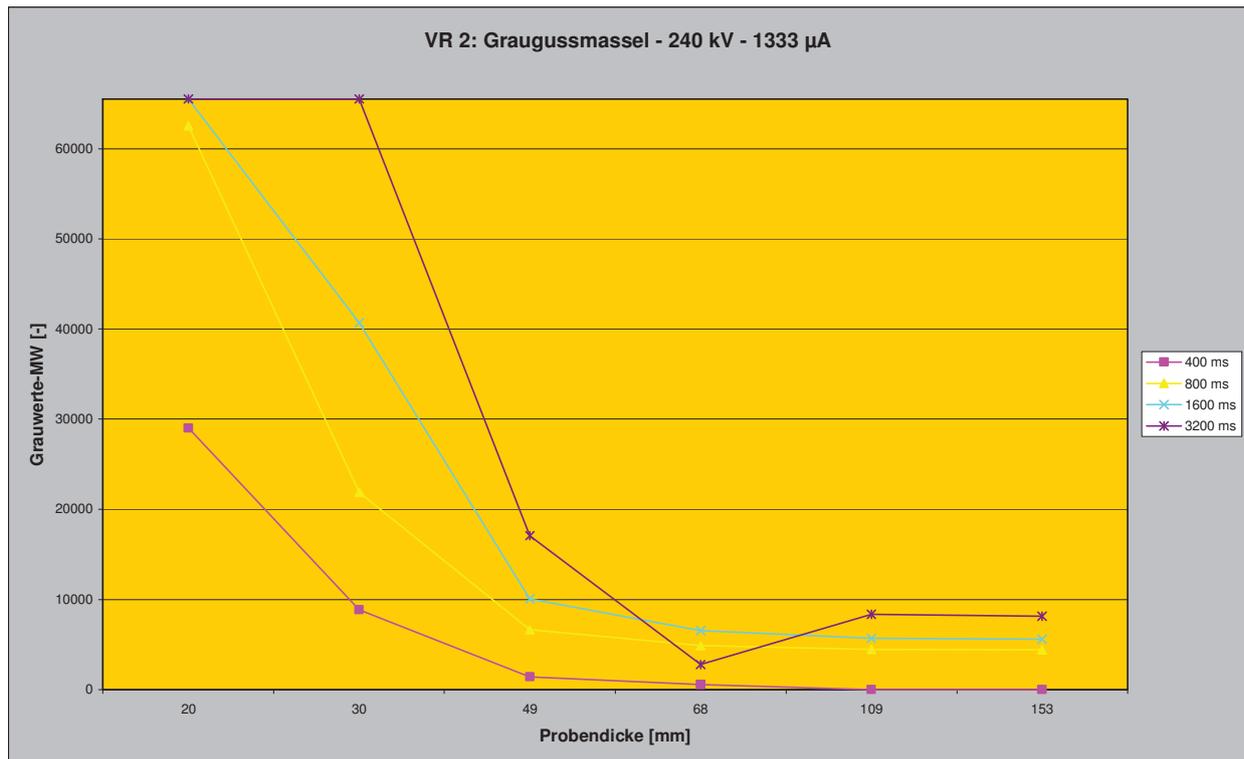


Abb. 6.2-2: Verlauf der Grauwertmittelwerte über der Probendicke in Abhängigkeit der Belichtungszeit bei maximaler Röhrenleistung von 320 W ohne zusätzliche Filterung.

Die Abnahme der Grauwerte mit Zunahme der Probendicke und unterschiedlicher Belichtungszeit ist in **Abbildung 6.2-2** deutlich zu erkennen.

Der Abfall des Grauwertes bei einer Belichtungszeit von 3200 ms und einer Probendicke von 68 mm ist auf die starke Beanspruchung des Filaments zurückzuführen. Weiters war bei der maximalen Röhrenleistung keine konstante Versuchsdurchführung möglich, da es durch die längere Belastung der Röhre immer wieder zu einem Zusammenbrechen der Röhrenspannung kam. Da die Auswertung bzw. der Abgleich mit den anderen Proben nicht sofort nach der Aufnahme erfolgte, wurde dieser Abfall des Grauwertes nicht bemerkt.

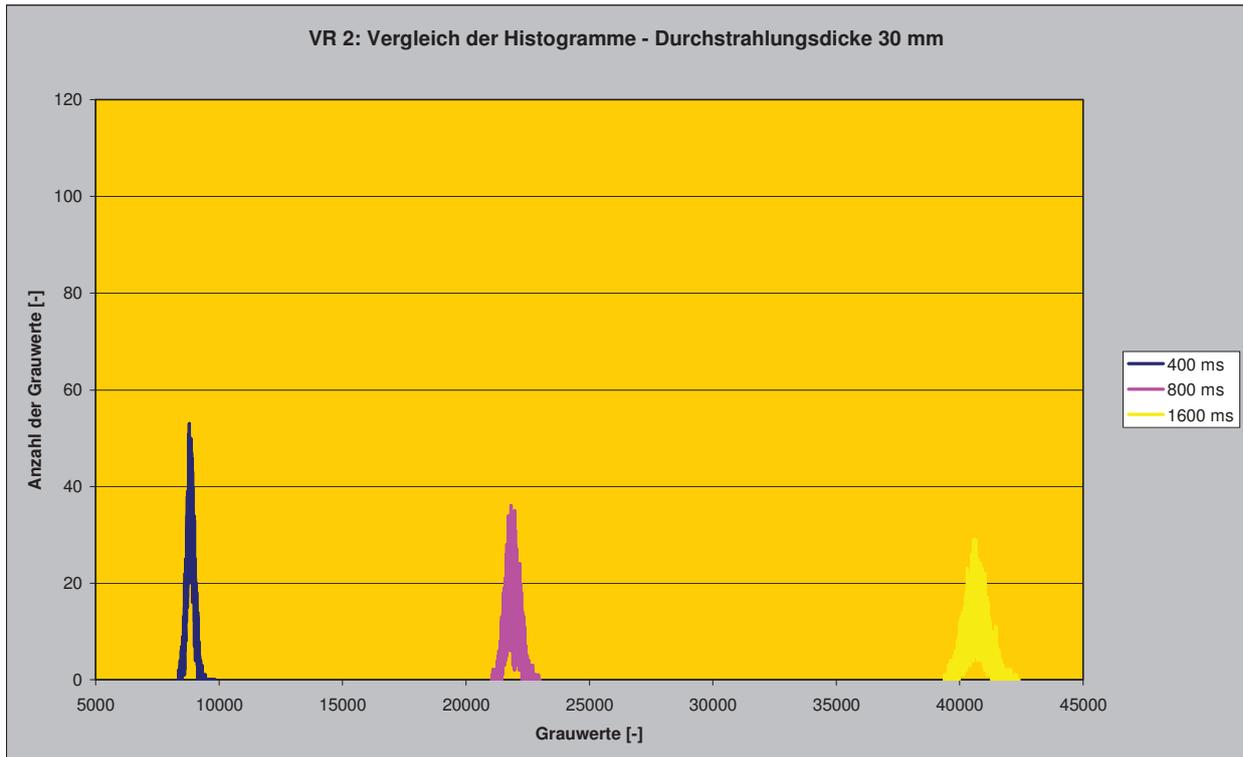


Abb. 6.2-3: Grauwertverteilung für die jeweiligen Belichtungszeiten bei einer Probendicke von 30 mm bei maximaler Röhrenleistung von 320 W, im Grauwertbereich von 5000 bis 45000.

Für eine Probendicke von 30 mm (**Abbildung 6.2-3**) wurden 3 Grauwertistogramme für Belichtungszeiten von 400, 800 und 1600 ms verglichen. Diese befinden sich in einem Grauwertbereich von 5000 bis 45000. Wie zu erwarten, nimmt die Breite der einzelnen Grauwertspektren bei unterschiedlichen Belichtungszeiten zu höheren Zeiten hin deutlich zu. Bei einer Belichtungszeit von 3200 ms wird der Detektor überstrahlt.

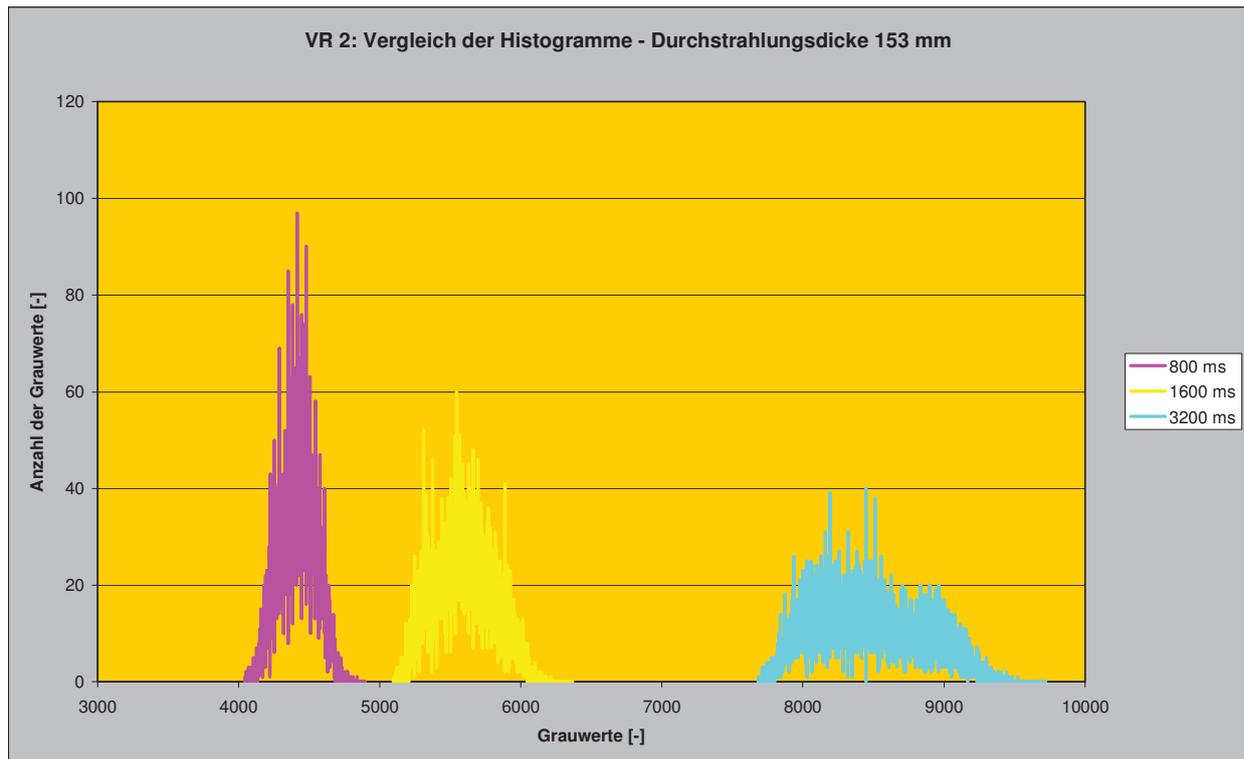


Abb. 6.2-4: Grauwertverteilung für die jeweiligen Belichtungszeiten bei einer Probendicke von 153 mm bei maximaler Röhrenleistung von 320 W, im Grauwertbereich von 3000 bis 10000.

Bei der maximalen, untersuchten Probendicke für Grauguss von ca. 153 mm musste eine Belichtungszeit von 800 ms gewählt werden um Grauwerte von größer 4000 zu detektieren. Anhand der Histogramme in **Abbildung 6.2-4** ist zu erkennen, dass bei dieser Probendicke im Vergleich zu **Abbildung 6.2-3** ein wesentlich breiteres Grauwertspektrum detektiert wird. Das ist darauf zurückzuführen, dass es sich hauptsächlich um detektierte Streustrahlung handelt.

6.3 Aluminiumstufenkeil – Vorversuch – VR 3

In Versuchsreihe 3 wurde der Aluminiumstufenkeil (siehe Werkstattzeichnung in **Abbildung 5-5**), wie in **Abbildung 5-7** dargestellt, in den Strahlengang eingebracht. Die geometrischen Einstellungen (FDA und Abstand Röhre - Stufenkeil) wurden so gewählt, dass auf 1/3 der Detektorfläche die Schaumstoffauflage, auf 1/3 der Aluminiumstufenkeil und am letzten Drittel des Detektors die Umgebungsluft abgebildet wurde. Zuerst wurde der Stufenkeil ohne Filter durchstrahlt, um so die passenden Parametereinstellungen festzulegen. Röhrenstrom und -spannung mussten so abgestimmt werden, dass der Detektor nicht überstrahlt wird, jedoch mindestens die ersten 10 Stufen erkennbar waren. Derart wurden die folgenden Einstellungen getroffen:

Röhrenstrom:	190 μ A	Röhre - Stufenkeil:	120 mm
Röhrenspannung:	90 kV	FDA:	700 mm

Anschließend wurden Aluminiumblättchen 15 mm x 150 mm mit 1, 2, 3, 4 und 5 mm Dicke hinter dem Stufenkeil angefügt. In dieser VR wurden alle 30 Stufen des Stufenkeils aufgenommen, um die Wandstärkenunterschiede bei unterschiedlichen Materialdicken miteinander vergleichen zu können. Die Belichtungszeit wurde mit 400 ms gewählt, da diese in der Praxis häufig Anwendung findet. Im Hinblick auf die weiteren Versuche, bezüglich der Filterwirkung, wurde auch ein Cu-Filter mit 0,1 mm Dicke in den Strahlengang vor dem Stufenkeil eingebracht. Es wurden alle die Einstellungen von Röhrenstrom, -spannung und geometrischen Abbildungsbedingungen konstant gehalten.

Die Auswertung der Grauwertmittelwerte erfolgte nach demselben Schema, wie in den ersten beiden Versuchsreihen. Der wesentliche Unterschied zu diesen bestand darin, dass jede Stufe einzeln aufgenommen wurde. Im Anschluss erfolgte die Auswertung für jede Stufe im selben Messfeld. Dadurch wurde sichergestellt, dass repräsentative Grauwertmittelwerte und Standardabweichungen als Vergleich erhalten wurden.

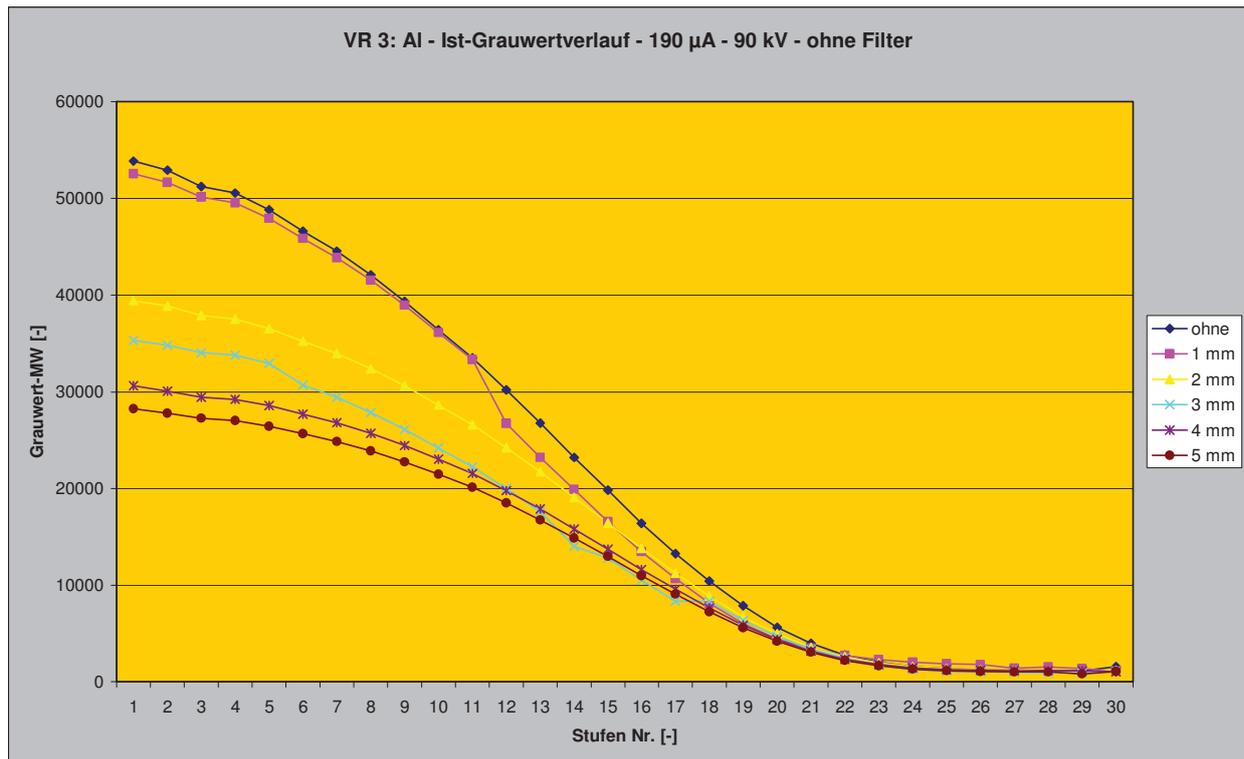


Abb. 6.3-1: Grauwertverlauf der einzelnen Stufen in Abhängigkeit von zusätzlich eingebrachten Aluminiumwandstärken bei 190 μ A und 90 kV ohne Filterung.

Das Diagramm in **Abbildung 6.3-1** zeigt den Grauwertverlauf über alle Stufen des Aluminiumstufenkeils. Der Bereich der Grauwerte liegt zwischen 28000 bis 55000. Eine Zugabe von 1 mm Aluminiumwandstärke bewirkt noch keine deutliche Verminderung der Grauwerte bis Stufe 11, danach lässt sich ein Grauwertunterschied von 1000 erkennen. Es ist zu erkennen, dass eine Zugabe von 2 mm den Grauwert um 10000 im Bereich der Stufen 1 bis 14 absenkt, wodurch der Unterschied in den Grauwerten im Vergleich zu 1 mm Materialzugabe wesentlich stärker ausfällt.

Die Steigungen der Graphen nehmen mit zunehmender, angelegter Wandstärke deutlich ab. Daraus ist zu erkennen, wie sehr die Detailerkennbarkeit in Abhängigkeit der Gesamtwandstärke abnimmt. Bei den Stufen Nr. > 20 laufen alle Kurven bei nahezu denselben Grauwerten zusammen, weshalb davon auszugehen ist, dass in diesem kaum noch bildzeichnende Strahlungsanteile vorhanden sind.

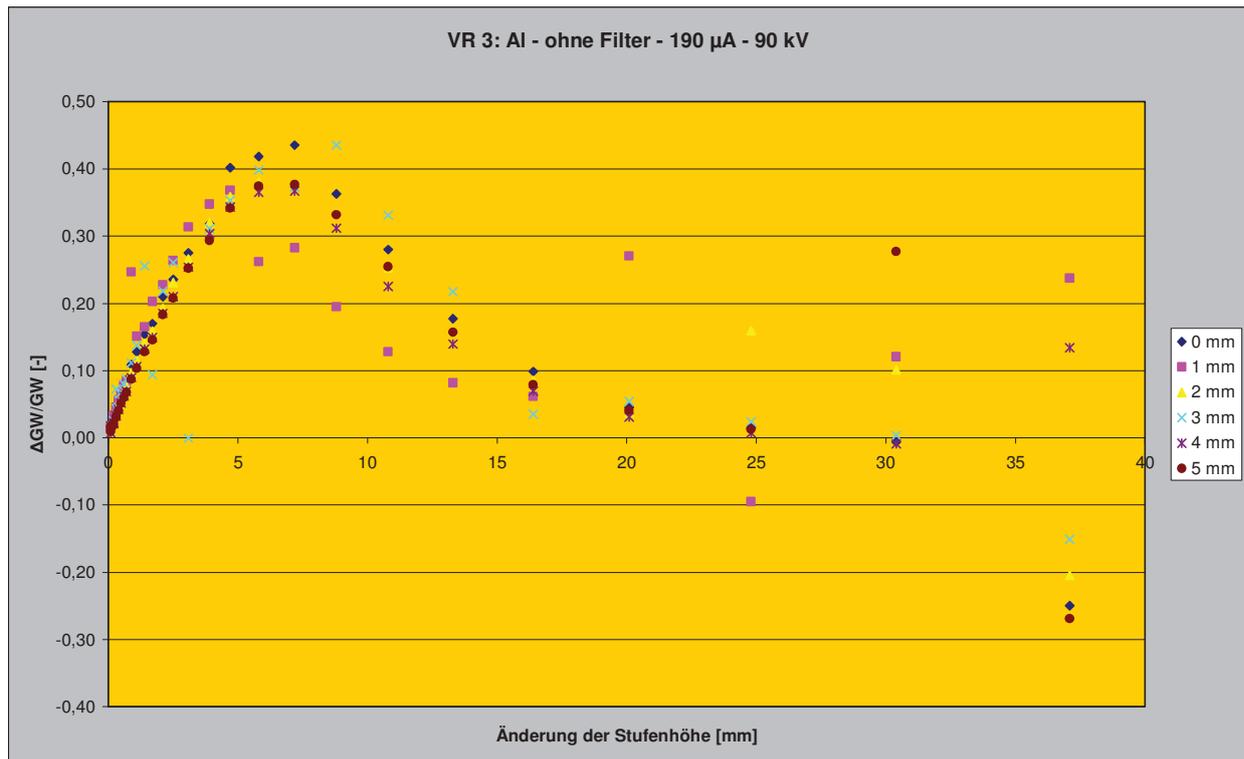


Abb. 6.3-2: Grauwertänderung in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe bei 190 μ A und 90 kV ohne Filterung und zusätzlich eingebrachten Aluminiumwandstärken.

Die in **Abbildung 6.3-2** dargestellten relativen Grauwertänderungen über der Stufenhöhenänderung in Abhängigkeit der angelegten Wandstärke zeigt einen relativ konsistenten Verlauf für alle Wandstärken. Lediglich bei 1 mm zusätzlichen Material sind größere Streuungen feststellbar. Diese sind aus den Versuchsaufzeichnung nicht zu erklären. Eine Analyse des angelegten Materials ergab ebenfalls keine Abweichungen vom übrigen verwendeten Werkstoff.

Ab einer Stufenhöhenänderung von 25 mm nehmen die Streuungen zwischen den einzelnen Wandstärken deutlich zu, was auf erhöhte Streustrahlungsanteile in der detektierten Intensität schließen lässt.

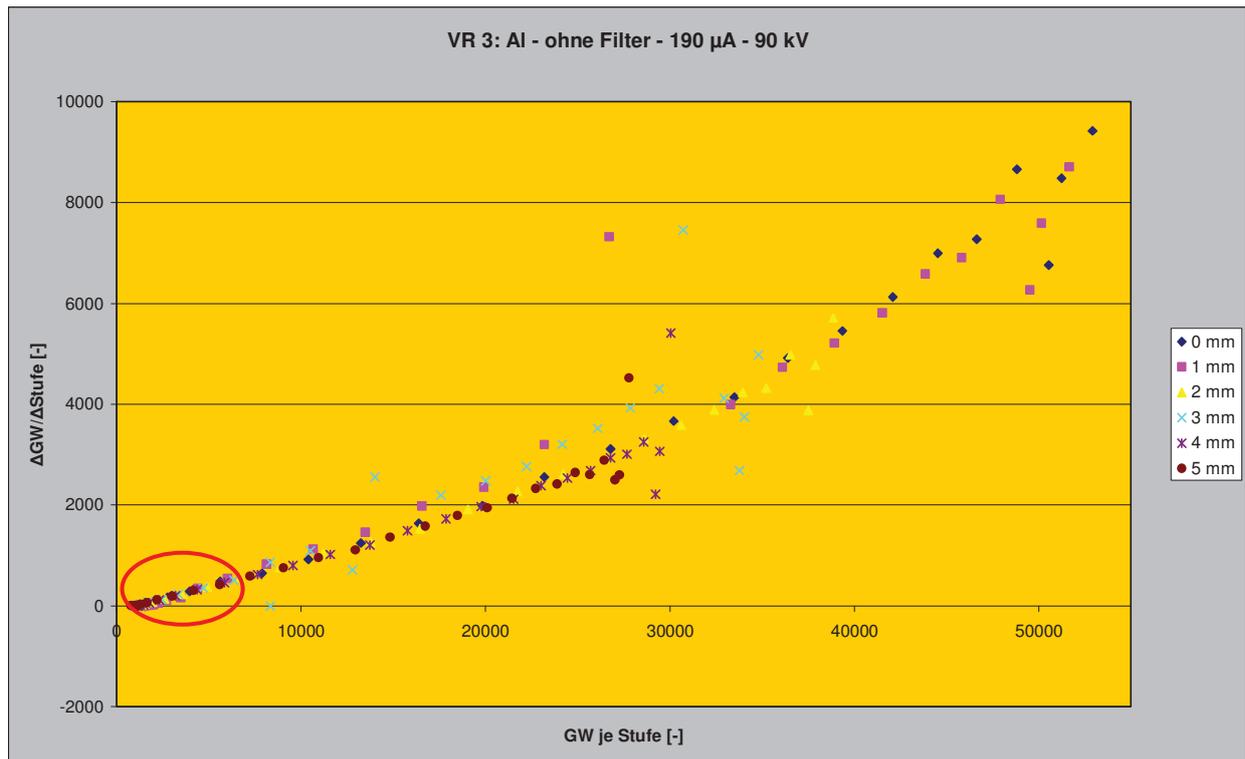


Abb. 6.3-3: Grauwertsensibilität über Grauwertmittelwerte bei 190 μA und 90 kV ohne Filterung und zusätzlich angefügten Aluminiumwandstärken.

Die Darstellung der Grauwertsensibilität über den Grauwertmittelwerten des Stufenkeils in **Abbildung 6.3-3** zeigt eine charakteristische Abnahme mit abnehmenden Grauwerten. Die ersten Stufen des Keils mit den geringsten Dickenänderungen weisen bei nahezu allen Materialstärken die größten Abweichungen von diesem Verlauf auf, da durch die geringe Stufenhöhe kleine Grauwertabweichungen zu stärkeren Änderungen der Grauwertsensibilität führen. Bei den Materialstärken 1 und 3 mm sind über größere Bereiche Abweichungen festzustellen, die auf aufnahmebedingte Änderungen hindeuten.

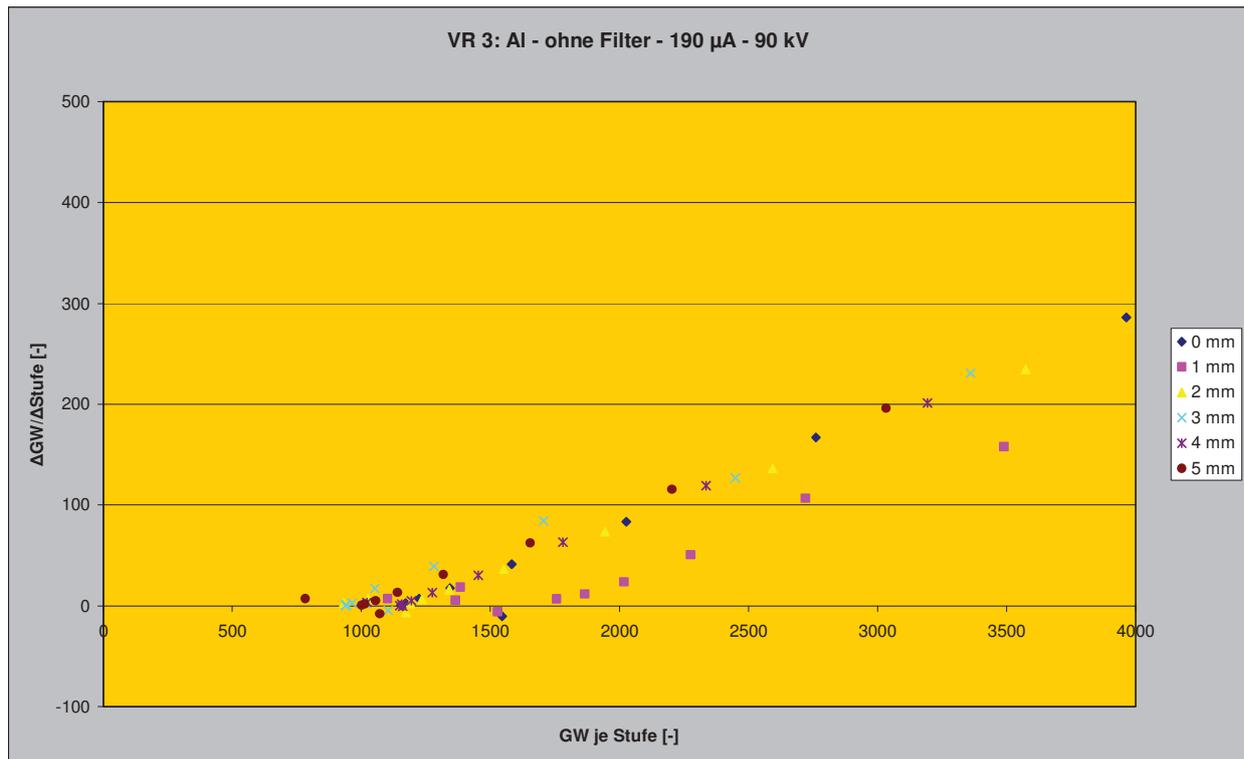


Abb. 6.3-4: Detaildarstellung des rot markierten Bereichs in **Abbildung 6.3-3** im Grauwertbereich von 0 bis 4000, ohne Filterung und zusätzlich angefügten Aluminiumwandstärken.

In der Detaildarstellung aus **Abbildung 6.3-3** in **Abbildung 6.3-4** zeigt sich ebenfalls der Unterschied im Verlauf zwischen der 1 mm Materialstärke und den anderen Wandstärken. Es ist deutlich zu sehen, dass die abnehmende Grauwertsensitivität, bei einem Grauwert von rund 1200, 0 erreicht. Das heißt, dass unter diesem Wert keine Dickenänderungen mehr erkannt werden können. Allerdings können auch bei nur wenigen darüber liegenden Grauwerten nur größere Materialunterschiede je nach Streuung der Grauwerte erkannt werden.

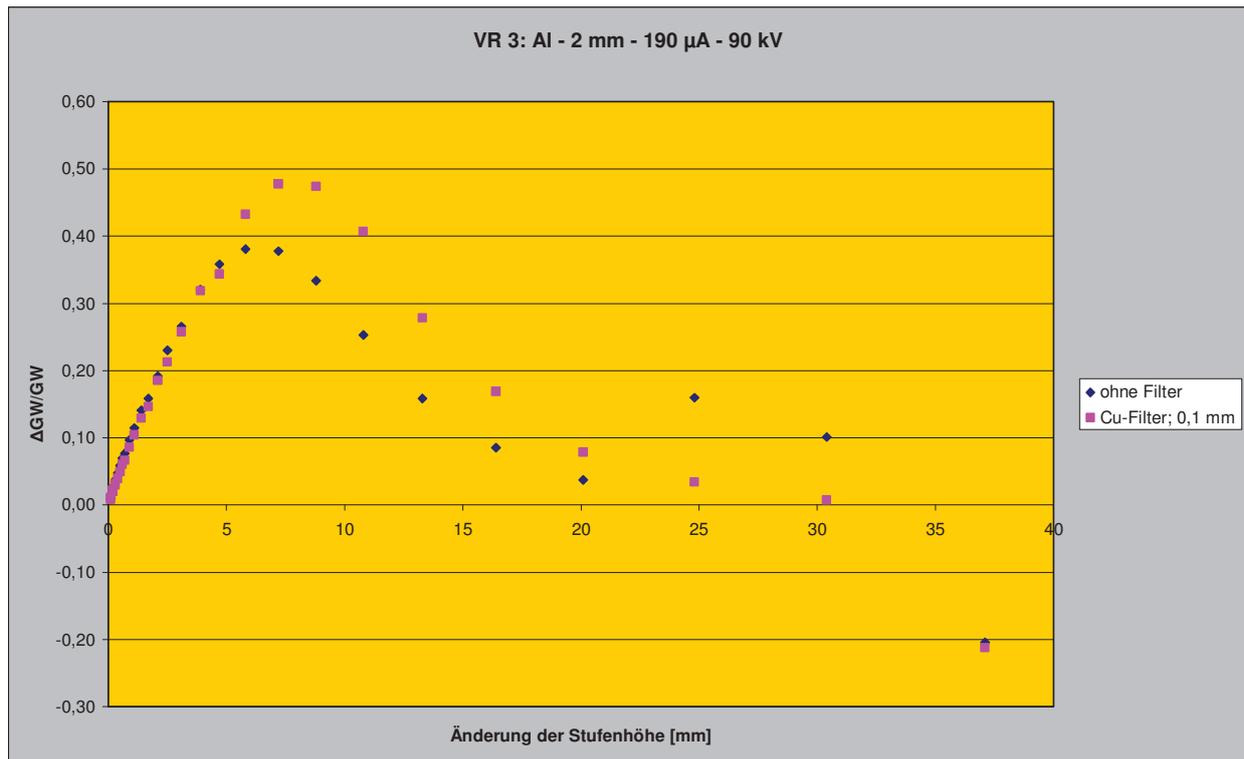


Abb. 6.3-5: Änderung der Grauwerte in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe bei 190 μA und 90 kV unter Verwendung eines Cu-Filters (0,1 mm), ohne zusätzlich eingebrachter Aluminiumwandstärke.

Im Anschluss an die ersten Versuche mit dem Aluminiumstufenkeil wurden als Vorversuch zur Filterwirkung (**Abbildung 6.3-5**) dieselben Aufnahmen ohne zusätzliche Aluminiumwandstärken, aber mit einem Kupferfilter mit 0,1 mm Dicke, zur Strahlaufhärtung bzw. Filterung der weicheren Strahlung, gemacht. Die Röhrenstrom- und -spannungseinstellungen, wie auch der Fokus-Detektor- und Röhre-Stufenkeil-Abstand wurden beibehalten. Um die Ergebnisse vergleichbar zu machen, wurde die gleiche Auswertung wie ohne Filterung herangezogen. Auch bei den Aufnahmen mit Filter ist die maximale prozentuale Änderung im Bereich von 5 bis 10 mm Stufenhöhenänderung zu finden. Durch den Filter ergibt sich ein gleichmäßigerer Verlauf und die maximale Grauwertänderung tritt knapp nach 5 mm auf, geht jedoch über 50 Prozent nicht hinaus und liegt somit oberhalb jener ohne Filter. Dies ist aus der Theorie ersichtlich, da die weichere Strahlung herausgefiltert wird, weshalb bei geringeren Materialdicken größere Grauwertänderungen zu verzeichnen sind. Der Verlauf wird schon bei 20 mm unterbrochen, was auf die geringere Durchstrahlungsleistung wegen der geringeren Gesamtintensität zurückzuführen ist.

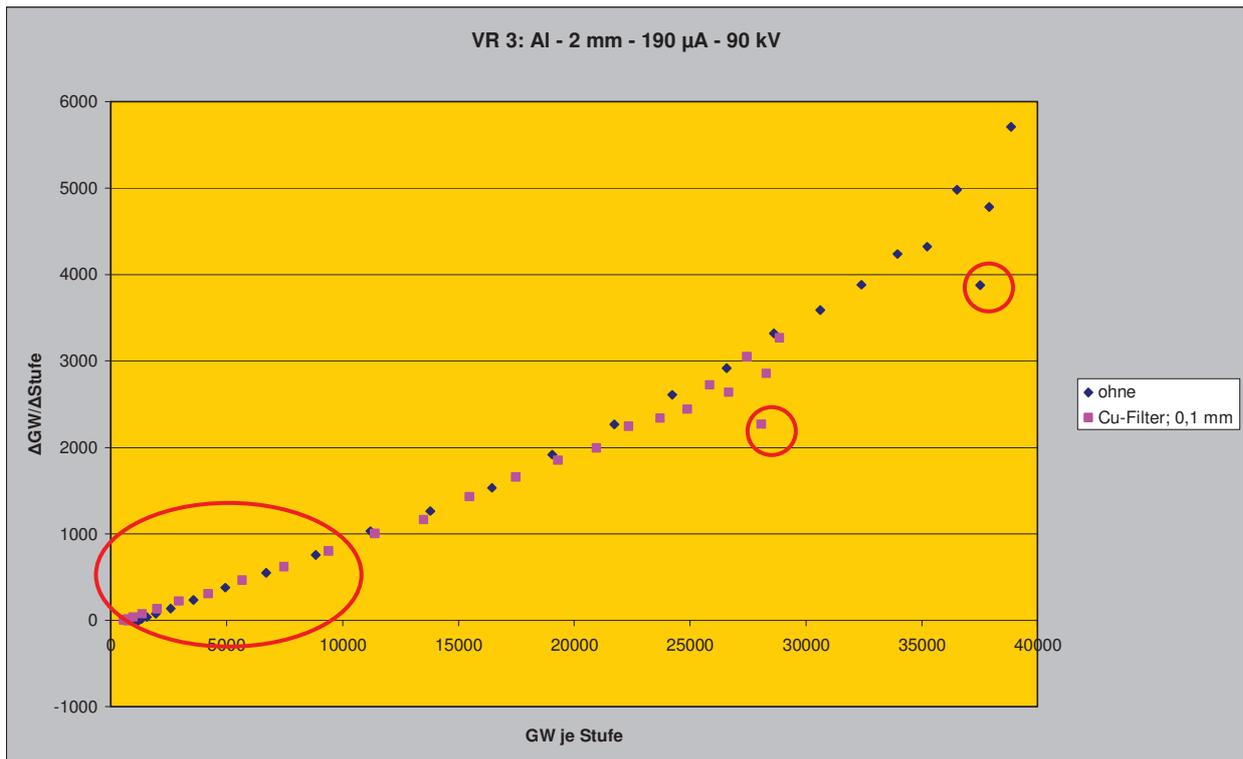


Abb. 6.3-6: Grauwertsensibilität über Grauwertmittelwerte bei 190 μ A und 90 kV unter Verwendung von keinem und einem Cu-Filter (0,1 mm) und 2 mm zusätzlich angefügter Aluminiumwandstärke.

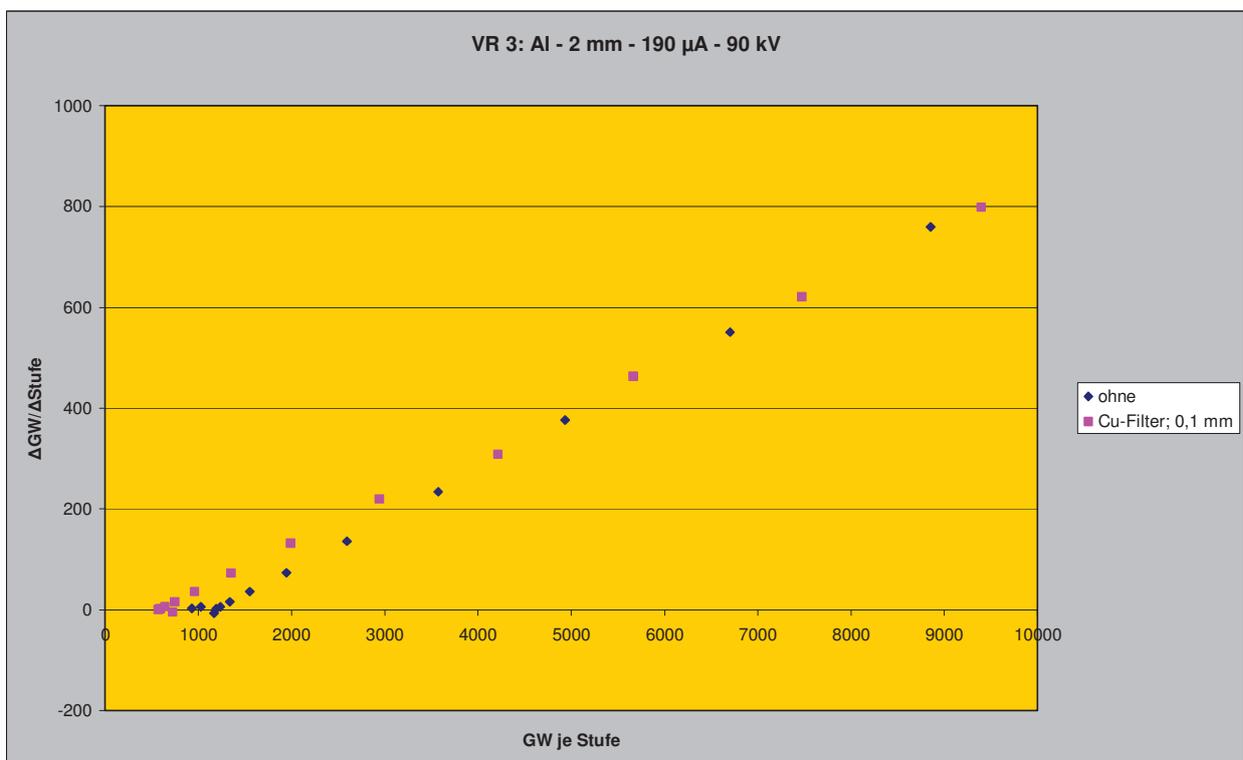


Abb. 6.3-7: Detaildarstellung des rot markierten Bereichs in **Abbildung 6.3-6** im Grauwertbereich von 0 bis 10000, Verwendung keines und eines Cu-Filters (0,1 mm), mit zusätzlich 2 mm angefügter Aluminiumwandstärke.

Die Darstellung der Grauwertsensibilität über den Grauwertmittelwerten des Stufenkeils in **Abbildung 6.3-6** zeigt eine charakteristische Abnahme mit abnehmenden Grauwerten. Die Grauwertsensibilität für 2 mm angefügter Aluminiumwandstärke ohne Filter, zeigt dasselbe Verhalten wie in **Abbildung 6.3-3**. Durch das Einbringen eines Kupferfilters wird der maximale Grauwert auf 30000 begrenzt. Die Verläufe der Grauwertsensibilität über den Grauwertmittelwert zeigen eine gute Übereinstimmung im untersuchten Bereich. Allerdings ist aus der Detaildarstellung in **Abbildung 6.3-7** ersichtlich, dass sie sich im Bereich der Grauwerte unterhalb 4000 auftrennen. Während der Verlauf auf Basis der Daten ohne Filterung die Abszisse bei ca. 1200 schneidet ist dies bei den Daten mit Filterung bei rund 800 der Fall. Daraus kann eine prinzipiell höhere Detailerkennbarkeit der großen Wandstärken mit Kupferfilterung abgeleitet werden.

6.4 Graugussstufenkeil mit Filter – VR 4

In Versuchsreihe 4 wurde ein Graugussstufenkeil (Werkstattzeichnung **Kapitel 5**), wie in **Abbildung 5-7** gezeigt, in den Strahlengang eingebracht. Die Vorgehensweise hinsichtlich der Findung der Abbildungseinstellungen wurde wie beim Aluminiumstufenkeil beibehalten. Folgende Einstellungen wurden verwendet:

Röhrenstrom:	725 μ A	Fokus - Stufenkeil:	65 mm
Röhrenspannung:	105 kV	FDA:	700 mm

Anschließend wurden Graugussplättchen 10 mm x 150 mm mit Dicken von 2 und 3 mm dahinter angefügt. Es wurden alle 15 Stufen der Stufenkeils aufgenommen, um anschließend die Grauwertverläufe mit unterschiedlich angefügten Materialdicken miteinander vergleichen zu können. Die Belichtungszeit wurde mit 400 ms gewählt. Weiters wurden zusätzlich ein Cu-Filter (0,5 mm), ein Pb-Filter (0,1 mm) und ein Al-Filter (0,5 mm) ohne zusätzliche Materialdicken getestet, wobei die Einstellungen für Röhrenstrom und -spannung beibehalten wurden.

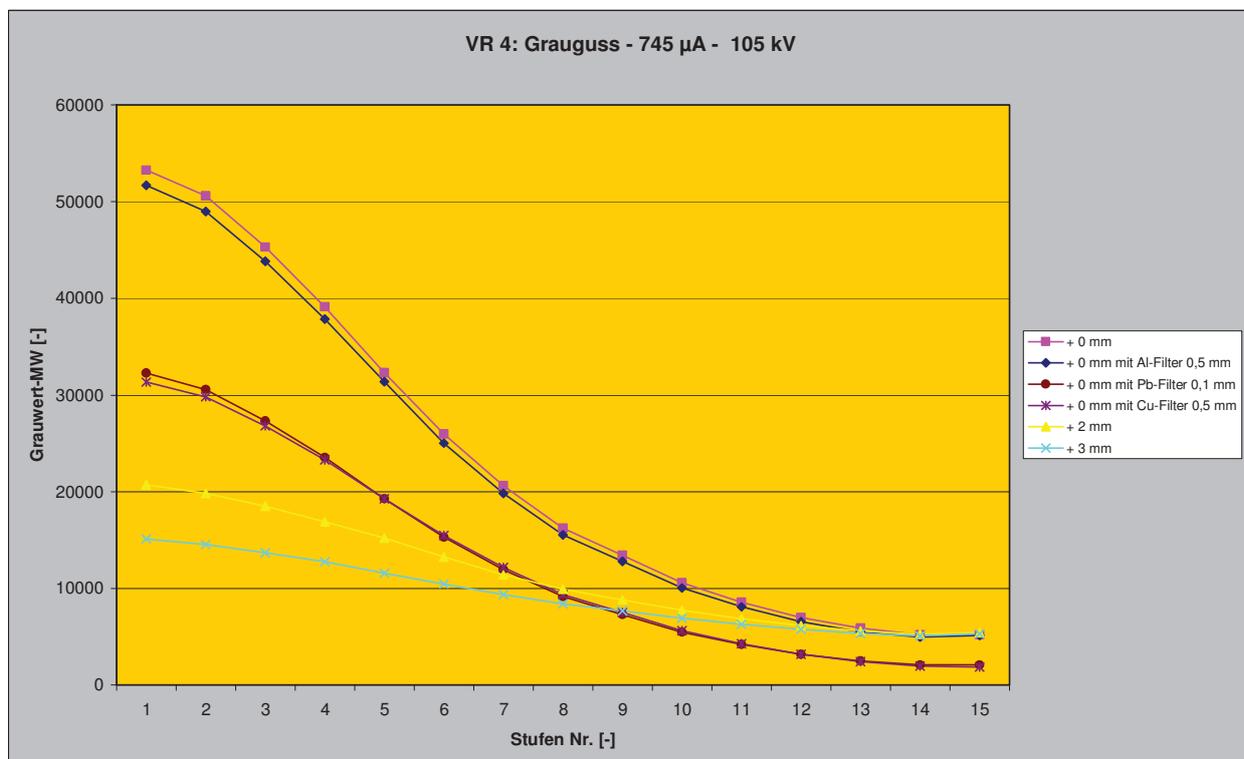


Abb. 6.4-1: Grauwertverlauf der einzelnen Stufen in Abhängigkeit von zusätzlich angefügten Graugussplättchen bei 745 μ A und 105 kV ohne Filterung und unter Verwendung von Cu-, Pb-, Al-Filter ohne zusätzlich angefügte Graugussplättchen.

Die Verwendung eines Aluminiumfilters ergibt bei einem Gusseisenphantom keine wesentliche Grauwertverschiebung im Vergleich zu den Auswertungen ohne Filter (**Abbildung 6.4-1**). Die Änderung der Strahlungsintensität ist sehr stark von der Kernladungszahl und Dichte des verwendeten Filtermaterials abhängig, welche bei Aluminium im Vergleich zu den anderen verwendeten Filtermaterialien, als gering zu bezeichnen ist. Als Folge daraus besitzt Kupfer im Bereich von 0,1 MeV einen größeren Massenabsorptionskoeffizienten (bis 10^3 g/cm²) als Aluminium. **Zur Erinnerung:**

Element	Kernladungszahl Z	Dichte ρ [g/cm ³]
Blei	82	11,3
Zinn	50	7,3
Kupfer	29	8,9
Aluminium	13	2,7

Tab. 6.4-1: Vergleich der verwendeten Filtermaterialien.

I/I_0 proportional zu Z^3

I/I_0 proportional zu ρ

Massenabsorptionskoeffizient = Linearer Absorptionskoeffizient / Dichte

Blei weist im Bereich der ersten 3 Stufen die minimal höhere Grauwertverschiebung auf, überlagert sich jedoch mit Kupfer ab Stufe 4. Es ist ein deutlicher Unterschied der Grauwertreduktion im Vergleich zum Aluminiumfilter zu erkennen. Außerdem geht aus der fast gleichen Filterwirkung von Blei und Kupfer die Abhängigkeit des linearen Schwächungskoeffizienten (1/cm) von der Dicke des Materials hervor. Blei liegt von der Kernladungszahl und der Dichte zwar deutlich über Kupfer, durch die 5fache Filterdicke von Kupfer wird für den untersuchten Anwendungsfall jedoch fast die idente Wirkung erreicht. In der Praxis wäre ein Kupferfilter vorzuziehen, da die Handhabung eines 0,5 mm Cu-Filters bezüglich der Handhabung (Knicken, Verformung) und der Toxizität von Blei leichter ist. Metallisches Blei in kompakter Form ist zwar nicht gefährlich aber durch das Berühren des Bleifilters könnten Bleistäube bzw. -rückstände in den Körper gelangen, daher ist ein ständiges Säubern der Hände nach der Verwendung eines Bleifilters notwendig.

Durch das Anfügen von 2 bzw. 3 mm Grauguss an den Stufenkeil, ohne zusätzliche Filterung (**Abbildung 6.4-1**), werden die Grauwerte auf einen Wert von 30000 reduziert. Eine Zugabe von 3 mm dicken Graugussplättchen verursacht im Bereich der ersten 5 Stufen eine Grauwertreduktion von 5000. Des Weiteren ergibt sich ein viel flacherer Verlauf der Grauwerte, welche ab Stufe 11 mit den anderen Grauwertverläufen zusammenfällt, da wie beim Aluminiumstufenkeil, kaum noch bildzeichnende Strahlungsanteile vorhanden sind.

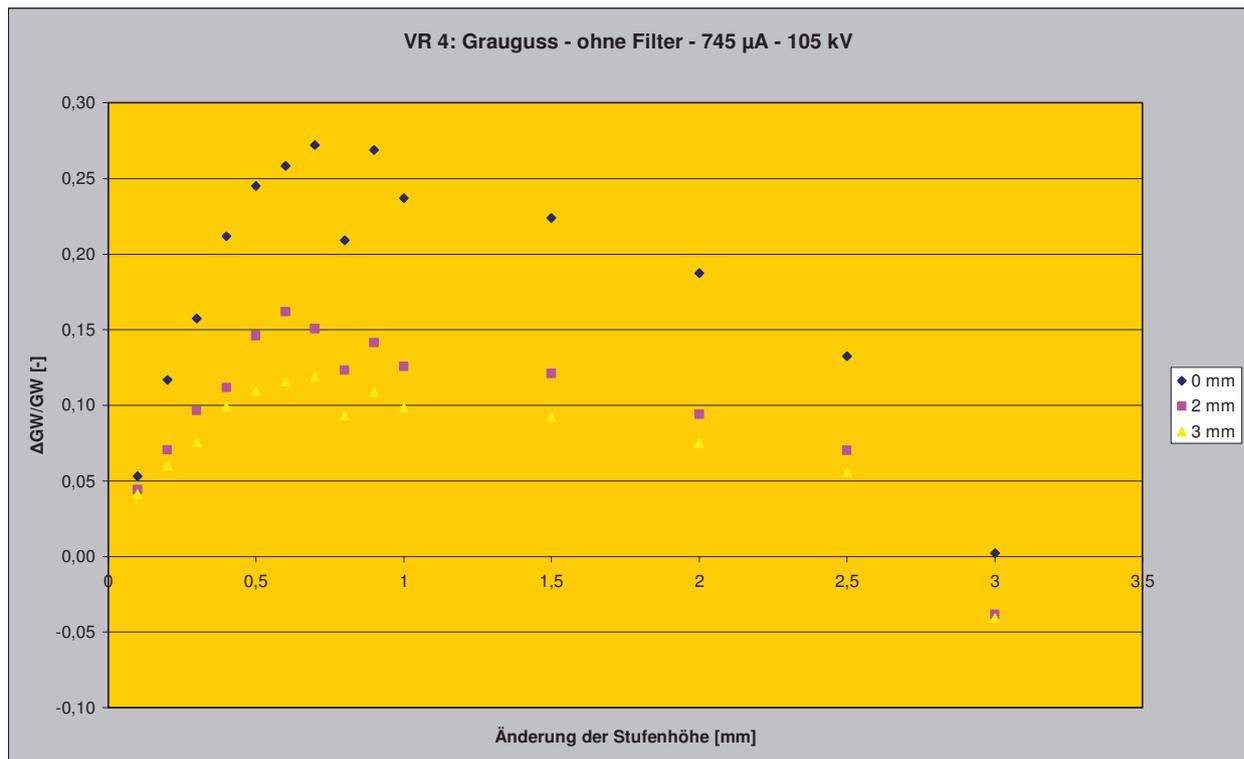


Abb. 6.4-2: Vergleich der Grauwertänderung über Änderung der Stufenhöhe ohne Filterung bei 745 μA und 105 kV und zusätzlich angefügten Graugussplättchen.

In **Abbildung 6.4-2** ist ein deutliches Maximum der prozentualen Grauwertänderung bei einer Stufenhöhenänderung von rund 0,6 mm zu erkennen. Ab dieser Stufenhöhenänderung zeigt sich ein nahezu linearer Abfall der Grauwertänderung und ab 2,5 mm Stufenhöhenänderung sind die Stufen als nicht erkennbar einzustufen.

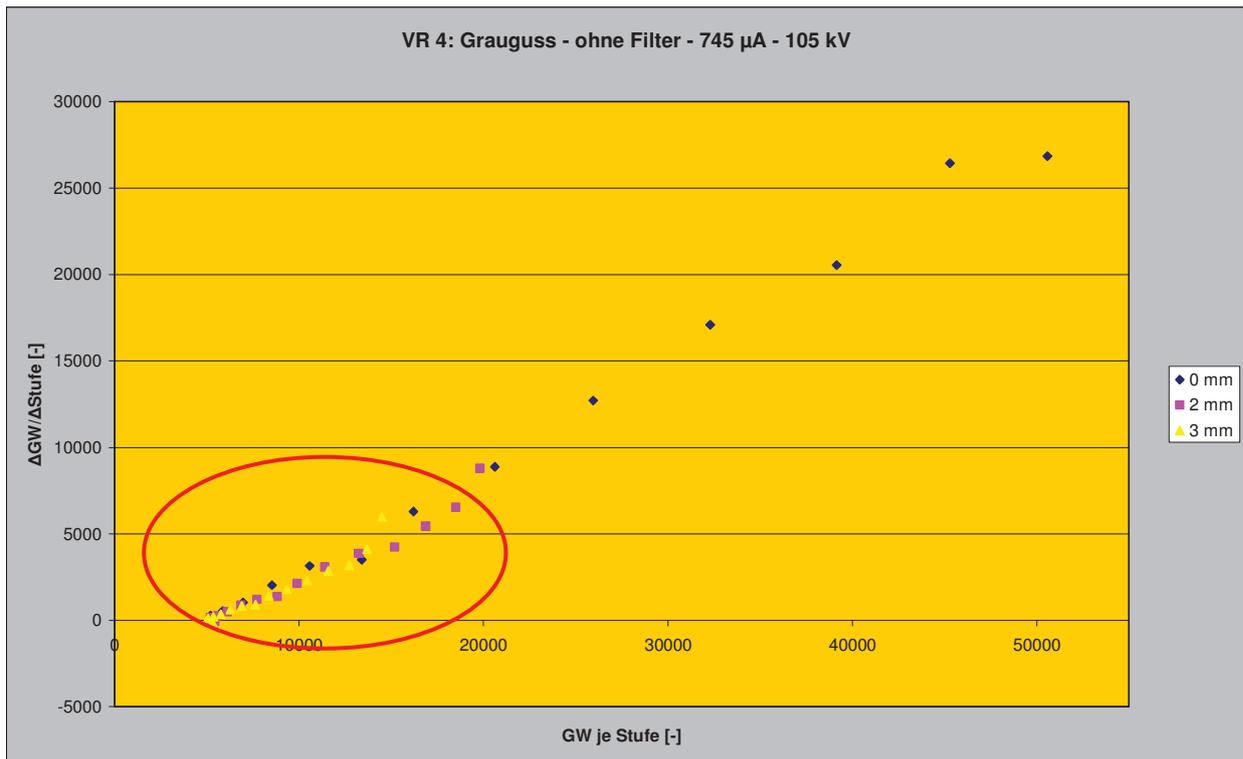


Abb. 6.4-3: Grauwertsensibilität in Abhängigkeit vom Grauwert der jeweiligen Stufe bei 745 µA und 105 kV, ohne Filterung und zusätzlich angefügten Graugussplättchen.

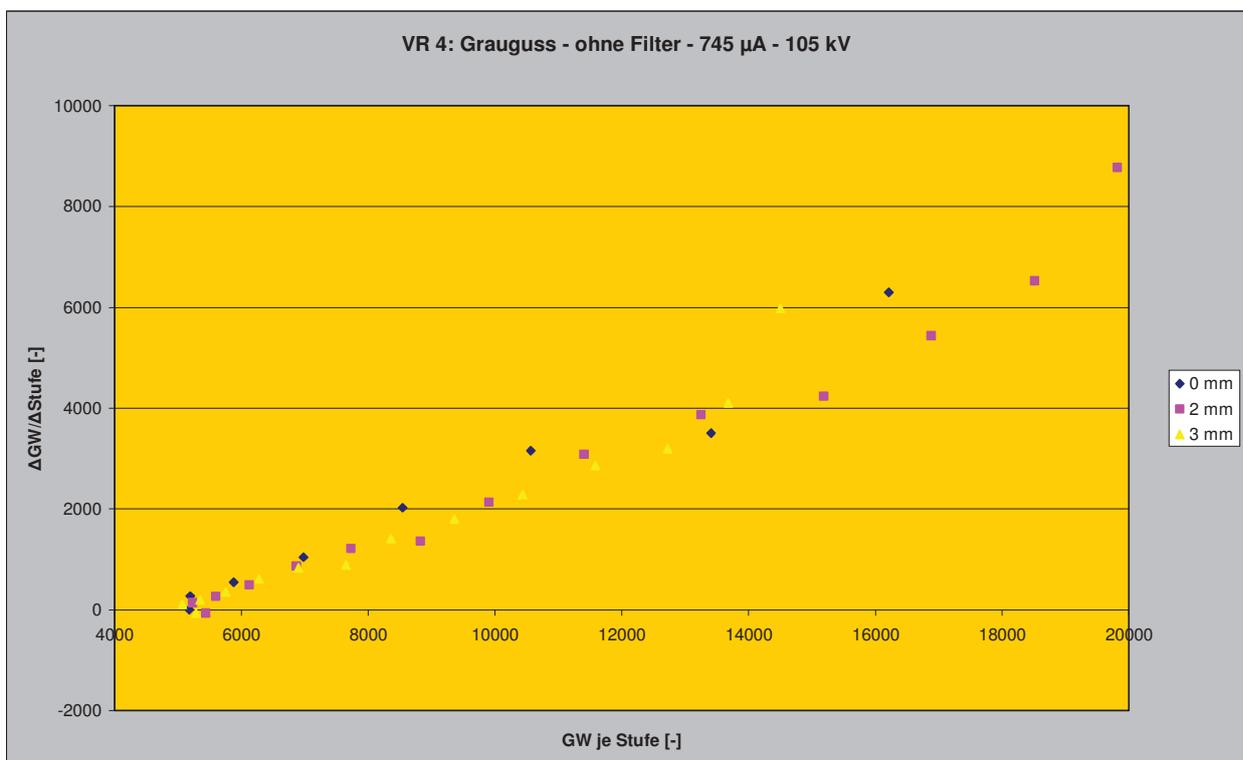


Abb. 6.4-4: Detaildarstellung des rot markierten Bereichs in **Abbildung 6.4-3** im Grauwertbereich von 5000 bis 20000, bei 745 µA und 105 kV, ohne Filterung und zusätzlich angefügten Graugussplättchen.

In **Abbildung 6.4-3** ist die Grauwertsensibilität über den Grauwertmittelwert in Abhängigkeit der an den Stufenkeil angefügten Materialdicken dargestellt. Für eine genauere Interpretation der Ergebnisse wurde der rot markierte Bereich in **Abbildung 6.4-4** detailliert dargestellt. Die Grauwertsensibilität nimmt über den gesamten, untersuchten Grauwertbereich nahezu linear zu. Bei einem Grauwert von rund 5000 nimmt sie einen Wert von 0 an, woraus folgt, dass darunter keine Grauwertänderungen bei zunehmender Materialdicke detektiert werden können. Dabei ist es nahezu unerheblich, wie viel Material im Bereich von 0 bis 3 mm an den Stufenkeil angelegt wurde.

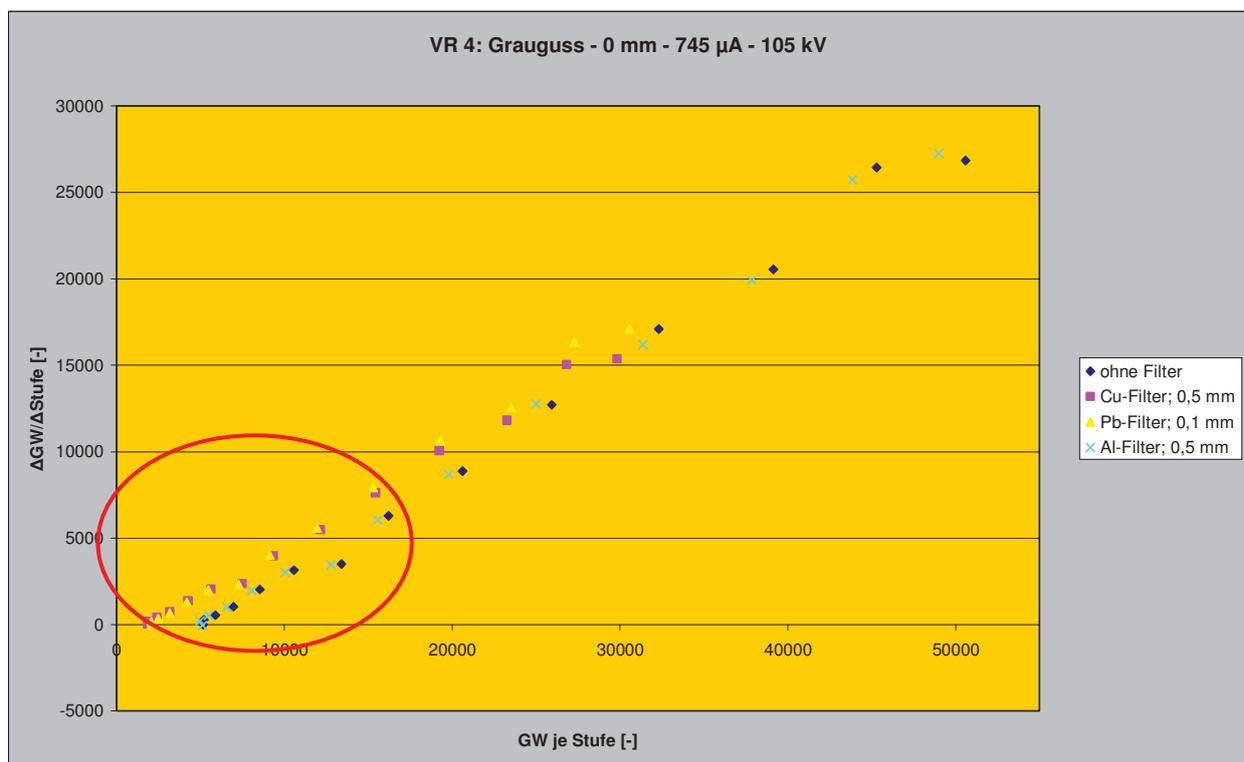


Abb. 6.4-5: Grauwertsensibilität in Abhängigkeit vom Grauwert der jeweiligen Stufe bei 745 μ A und 105 kV unter Verwendung von Filter und ohne zusätzlich angefügten Graugussplättchen.

Im zweiten Schritt (**Abbildung 6.4-5**) wurden die Parametereinstellungen beibehalten und dieselben Aufnahmen ohne zusätzlich angefügte Wandstärke mit verschiedenen Filtermaterialien angefertigt. Um die ersten 7 Stufen mit geringeren Grauwerten besser interpretieren zu können wurde der rot markierte Bereich in **Abbildung 6.4-5** als Detailaufnahme in **Abbildung 6.4-6** dargestellt.

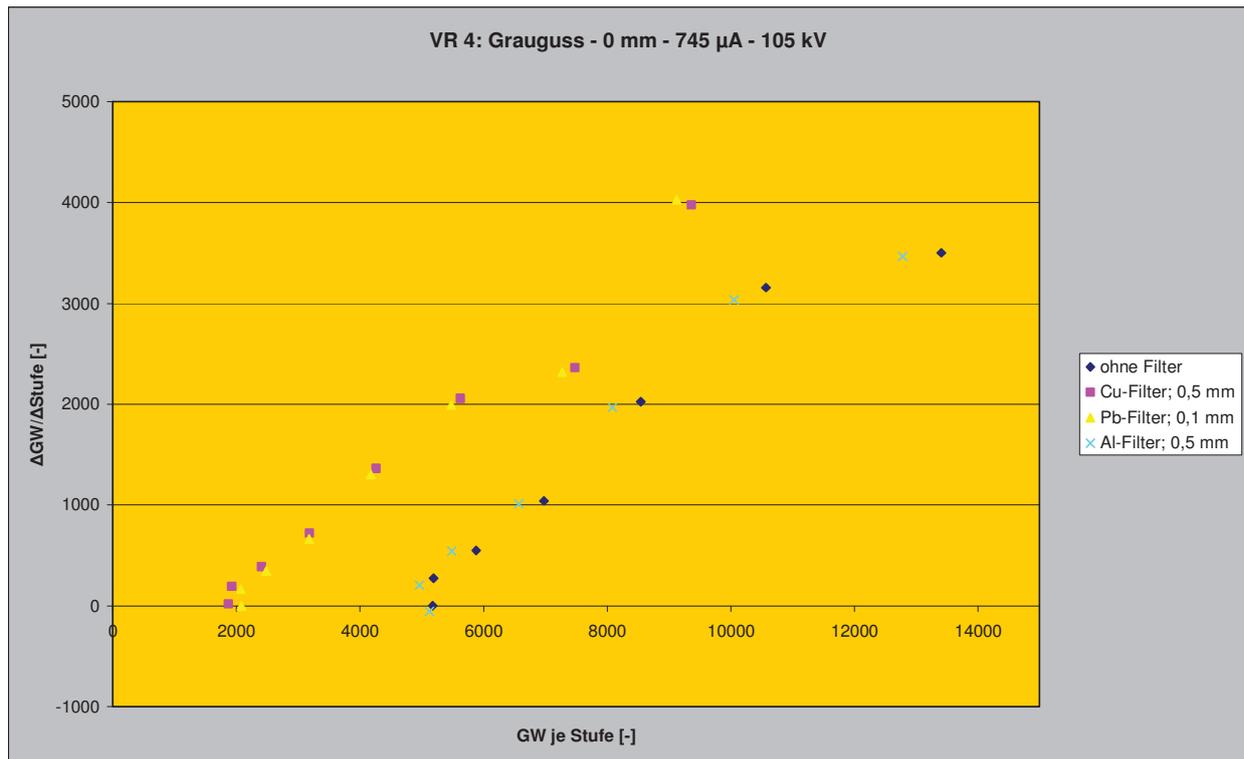


Abb. 6.4-6: Detaildarstellung des rot markierten Bereichs in **Abbildung 6.4-5** im Grauwertbereich von 2000 bis 13000, bei 745 μ A und 105 kV unter Verwendung von Filter und ohne zusätzlich angefügte Graugussplättchen.

Die Grauwertsensibilität wird durch den Aluminiumfilter im Vergleich zu den Aufnahmen ohne Filterung nicht wesentlich beeinflusst. Während der Verlauf der Grauwertsensibilität ohne Filterung bzw. mit Al-Filter die Abszisse bei ca. 5000 schneidet, ist dies bei den Daten mit Cu- und Pb-Filterung bei rund 2000 der Fall. Daraus kann eine prinzipiell höhere Erkennbarkeit der großen Wandstärken mit Cu- bzw. Pb-Filterung abgeleitet werden. Es zeigt sich, wie bei der Durchstrahlung ohne Filter, ein nahezu linearer Verlauf im Bereich der ersten 12 Stufen, wobei die Steigung annähernd gleich ist.

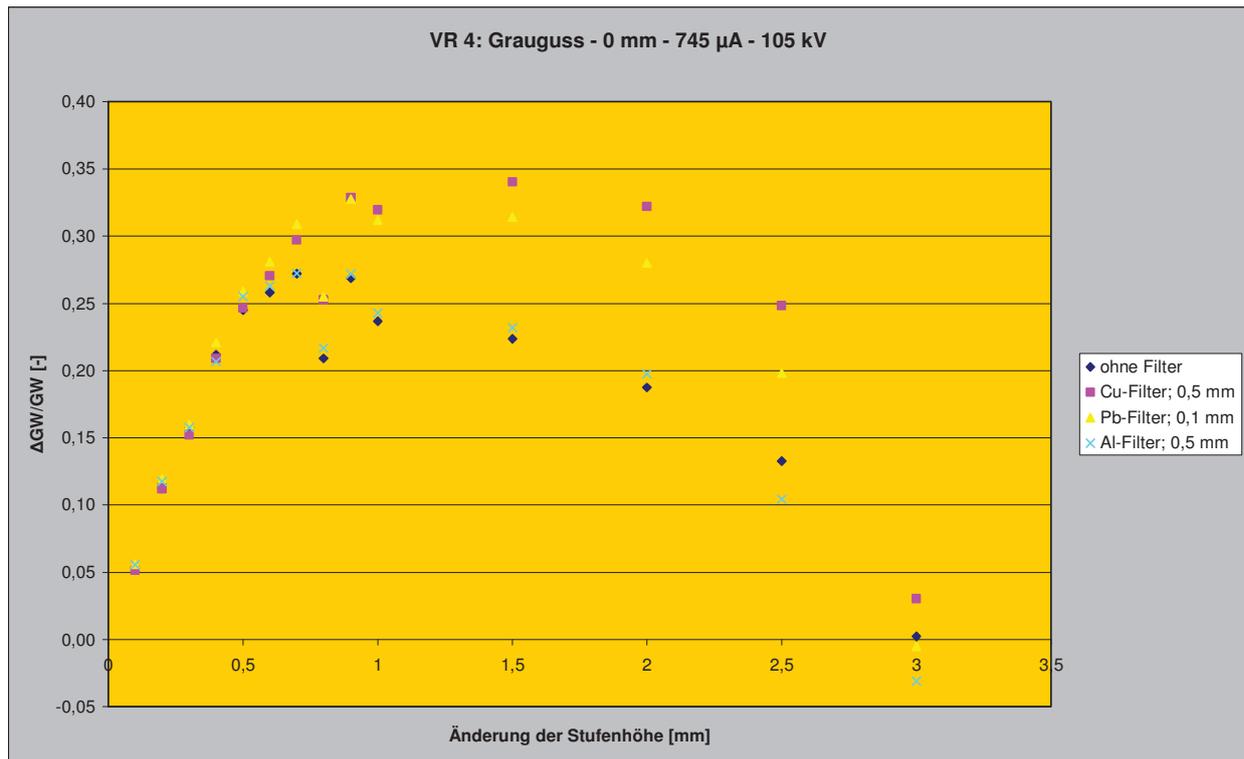


Abb. 6.4-7: Vergleich der Grauwertänderung über Änderung der Stufenhöhe bei 745 μ A und 105 kV mit Filterung und ohne zusätzlich angefügte Graugussplättchen.

Analog zu **Abbildung 6.4-1** zeigt **Abbildung 6.4-7** die relative Grauwertänderung über der Stufenhöhenänderung. Das bei Aufnahme ohne Filterung gefundene Maximum bei ca. 0,6 mm Stufenhöhe, bleibt auch bei Filterung unverändert vorhanden. Bei Anwendung der stärkeren Filter Pb und Cu erreicht es jedoch deutlich geringere Werte der relativen Grauwertänderung, was in einer schlechteren Detailerkennbarkeit in diesen Aufnahmen resultiert. Der Aluminiumfilter zeigt wiederum weniger Auswirkung auf die relativen Grauwertänderung und somit geringeren Einfluss auf die Detailerkennbarkeit an diesem Testphantom.

6.5 Aluminiumstufenkeil mit Filter – VR 5

In Versuchsreihe 5 wurden unterschiedliche Filtermaterialien unter Änderung von Röhrenstrom und -spannung und dem Anfügen von zusätzlichem Aluminium an den Stufenkeil im Bereich von Stufe 1 bis 12 untersucht. Um die passenden Parametereinstellungen festzulegen, wurde der Aluminiumstufenkeil, wie in VR 3 und VR 4, in den Strahlengang gelegt. Anschließend wurde der Fokus-Stufenkeil-Abstand mit 87 mm gewählt und der Röhrenstrom und die -spannung soweit verändert, dass bei Zugabe von 40 mm Aluminium ohne Filterung im Bild der Grauwert von 2300 nicht unterschritten wurde. Die unterschiedlichen Filtermaterialien wurden wie folgt getestet:

Zu Beginn wurde der Röhrenstrom (198 μA) beibehalten und die Röhrenspannung bei Zugabe von zusätzlichem Material soweit erhöht, dass sich ein minimaler Grauwert von mindestens 2300 bei der maximal durchstrahlbaren Wandstärke einstellte.

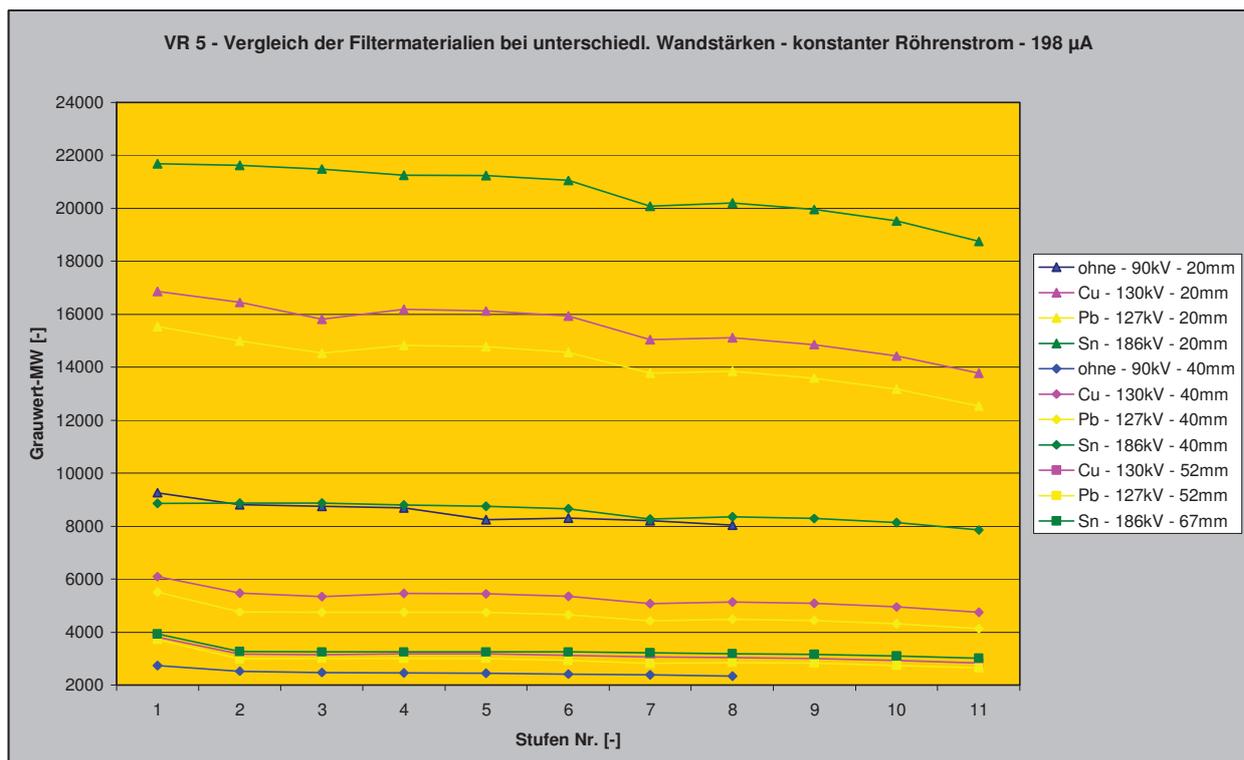


Abb. 6.5-1: Vergleich der GW-Mittelwerte über die Anzahl der Stufen bei konstantem Röhrenstrom (198 μA), veränderlicher Röhrenspannung und unterschiedlichen Wandstärken bzw. Filtermaterialien.

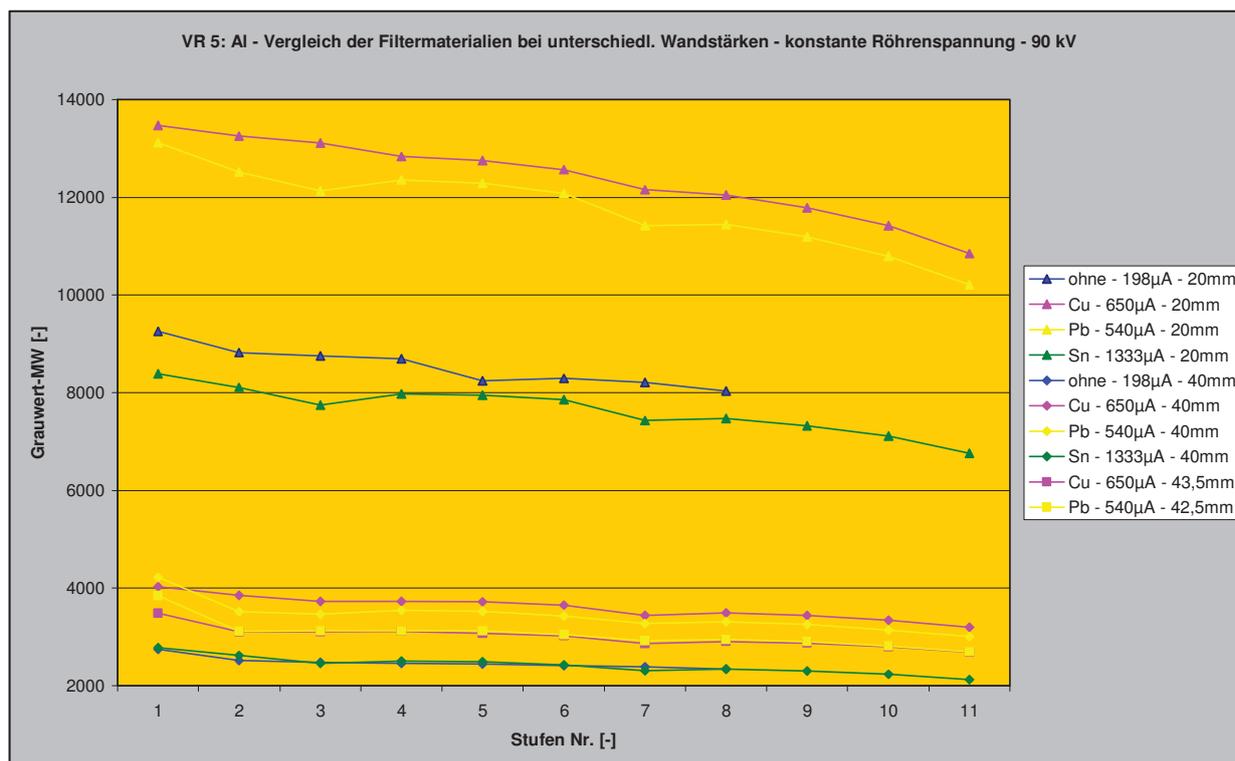


Abb. 6.5-2: Vergleich GW-Mittelwerte über die Anzahl der Stufen bei konstanter Röhrenspannung (90kV), veränderlichem Röhrenstrom und unterschiedlichen Wandstärken bzw. Filtermaterialien.

Die Erhöhung der Röhrenspannung (**Abbildung 6.5-1**) führt zu einer Verschiebung des Intensitätsmaximums zu höheren Energien und größerer Grenzenergie, sowie zu einer Änderung der Gesamtintensität. Dadurch kommt es zu einer besseren Durchdringbarkeit des Materials, was sich in höheren Grauwertmittelwerten zeigt, jedoch zu keiner besseren Kontrastauflösung. Ausnahme bildet hierbei Durch den Einsatz eines Filters kann die Durchdringungsfähigkeit zusätzlich erhöht werden. Wie aus **Abbildung 6.5-1** ersichtlich, verschieben sich im Vergleich zu **Abbildung 6.5-2** die Grauwerte zu höheren Werten hin, bei gleichzeitiger Zunahme der Steigung der einzelnen Grauwertverläufe. Blei und Kupfer weisen keinen wesentlichen Unterschied in ihrer Filterwirkung auf. Die maximal anfügbare Materialdicke lag bei ca. 52 mm. Durch die Verwendung eines Zinfilters wurde die maximal anfügbare Materialdicke auf 67 mm erhöht. Da mit 1333 µA der maximale Röhrenstrom erreicht war, wurden bei dieser Messreihe geringere Grauwertmittelwerte, als bei den anderen Versuchsreihen, erhalten. Die Veränderung des Röhrenstroms führte zu einer besseren Kontrastauflösung am Detektor, jedoch wurden keine so großen Materialdicken erreicht.

6.5.1 Filtervergleich 20 mm

Nach Anlegen von 20 mm Aluminium an den Stufenkeil, wurde ein Vergleich der einzelnen Filtermaterialien durchgeführt. Die Röhrenspannung wurde konstant auf 90 kV gehalten und der Röhrenstrom solange erhöht, bis sich ein maximaler Grauwert von 63000 einstellte, um den Detektor nicht zu überstrahlen und der minimale Grauwert von 2400 nicht unterschritten wurde.

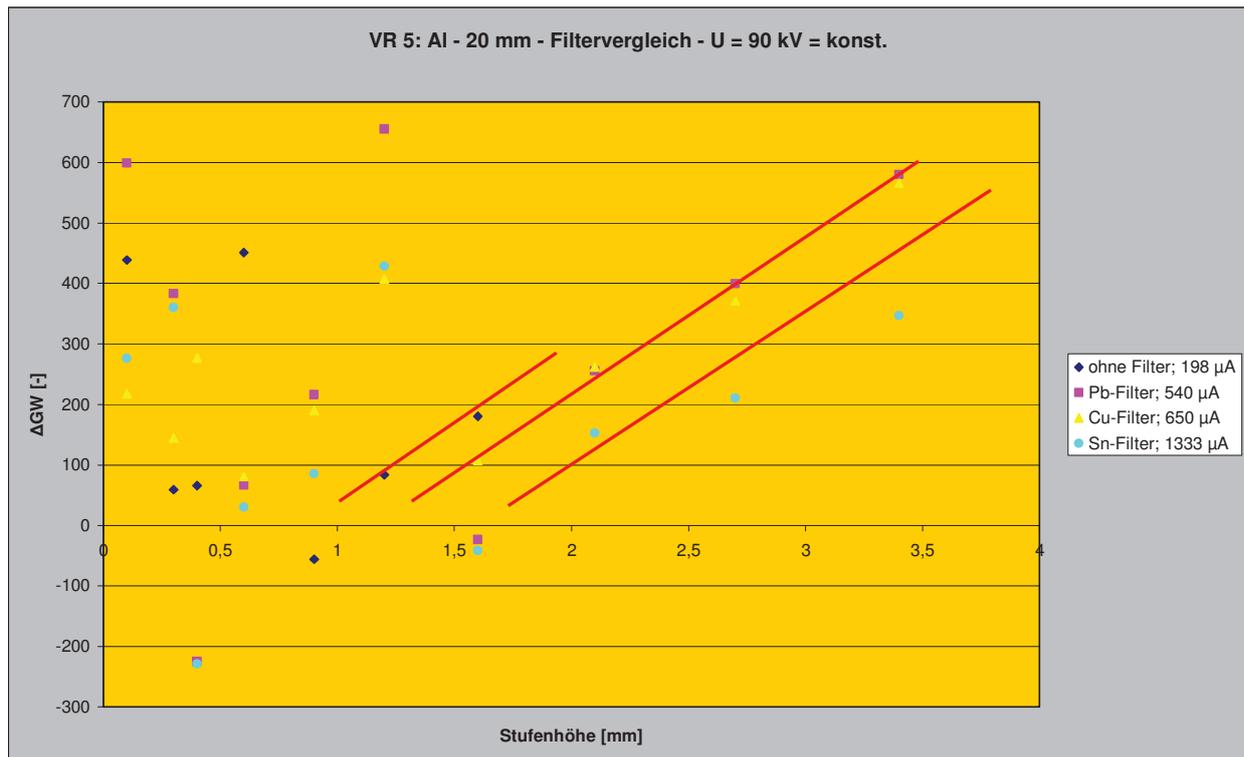


Abb. 6.5-3: Grauwertänderung in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung unterschiedlicher Filter bei konstanter Röhrenspannung (90 kV) und 20 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

Die Pb- und Cu-Filter weisen, wie in **Abbildung 6.5-3** gezeigt, eine fast idente Filterwirkung auf. Für den Cu-Filter wurde allerdings ein um 110 μ A höherer Röhrenstrom verwendet, da der verwendete Cu-Filter um 0,4 mm dicker als der verwendete Pb-Filter ist. Für den Sn-Filter musste, der an der Anlage maximal mögliche Röhrenstrom von 1333 μ A verwendet werden, da sonst keine der durchstrahlten Stufen am Bild erkennbar gewesen wäre. Diese Vorgehensweise ist in der Praxis nicht ratsam. Dies führt zu einer enormen Beanspruchung der Röntgenröhre und es ist keine konstante Durchstrahlungsleistung aufgrund von Überschlägen in der Röhre gewährleistet. Der Bereich bis ca. 1 mm Stufenhöhe weist große Streuungen der Grauwertänderungen auf. Diese nehmen jedoch ab rund 1 mm Stufenhöhe ohne Filter einen annähernd linearen Verlauf an. Für Cu- und Pb-Filter ist dies ab ca. 1,5 mm Stufenhöhe und für Sn-Filter ab ca. 1,8 mm Stufenhöhe der Fall. Zu höheren Stufen hin ist der Verlauf bei allen

untersuchten Filterungen parallel. Je nach verwendetem Filter kommt es zu einer Verschiebung der Grauwertänderungen zu größeren Stufenhöhen, wodurch die Detailerkennbarkeit zugunsten einer größeren, durchstrahlbaren Materialdicke sinkt.

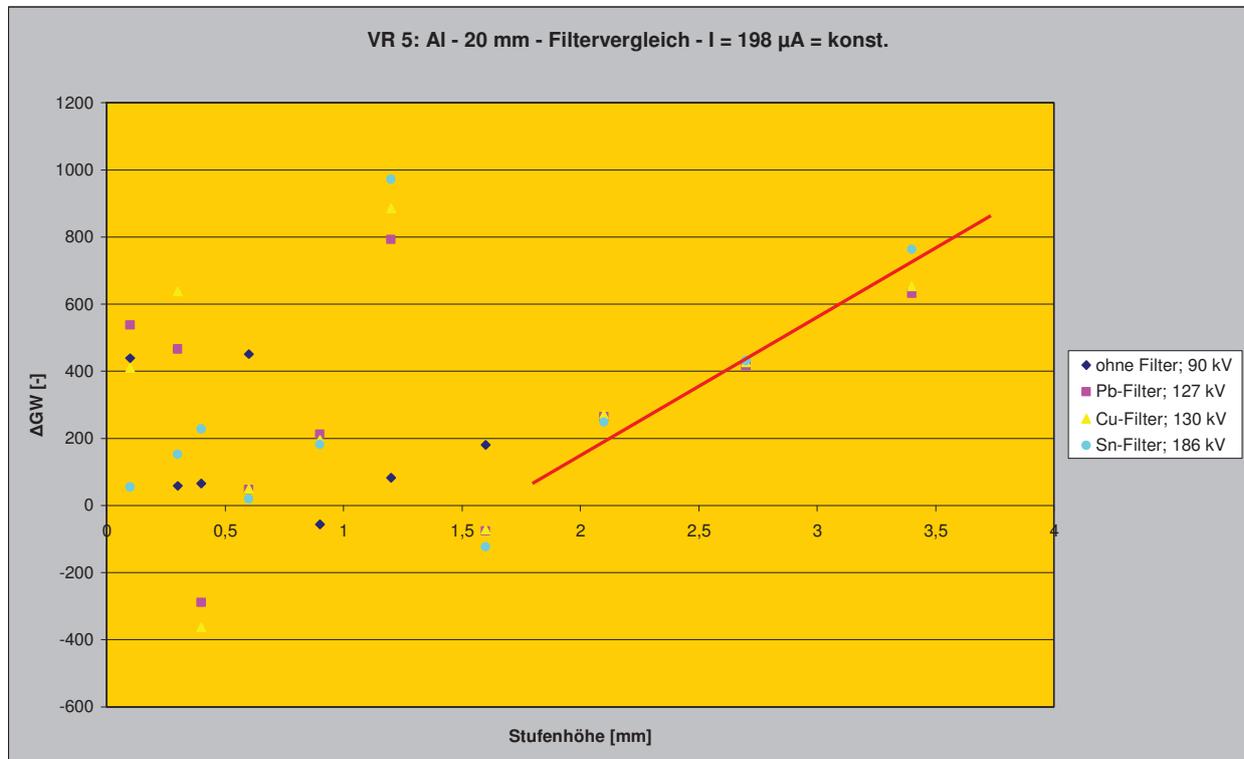


Abb. 6.5-4: Grauwertänderung in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstantem Röhrenstrom (198 μ A) und 20 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

In **Abbildung 6.5-4** ist der Verlauf der Grauwertänderung bei 20 mm zusätzlich angefügtem Aluminium, bei konstantem Röhrenstrom (198 μ A) und veränderlicher Röhrenspannung dargestellt. Die Röhrenspannung wurde jeweils an die verwendeten Filter angepasst, dadurch ergab sich, wie in **Abbildung 6.5-3**, ab ca. 1,8 mm Stufenhöhe ein annähernd linearer Verlauf der Grauwertänderung. Durch die Erhöhung der Röhrenspannung kommt es zu einer besseren Durchstrahlbarkeit und einem aus diesem Diagramm ersichtlichen steileren Verlauf der Grauwertänderung, was eine Unterscheidung der einzelnen Stufen erleichtert. Die Röhrenspannung wurde beim Bleifilter am geringsten verändert, um dieselbe Filterwirkung wie für Zinn und Kupfer zu erreichen. Die Grauwertänderungen der einzelnen Filter überlagern sich und es zeigt sich kein wesentlicher Unterschied zwischen den einzelnen Filtermaterialien auf die Filterwirkung. Auf diesen Aspekt wird in **Kapitel 6.6.3** im Vergleich noch näher eingegangen.

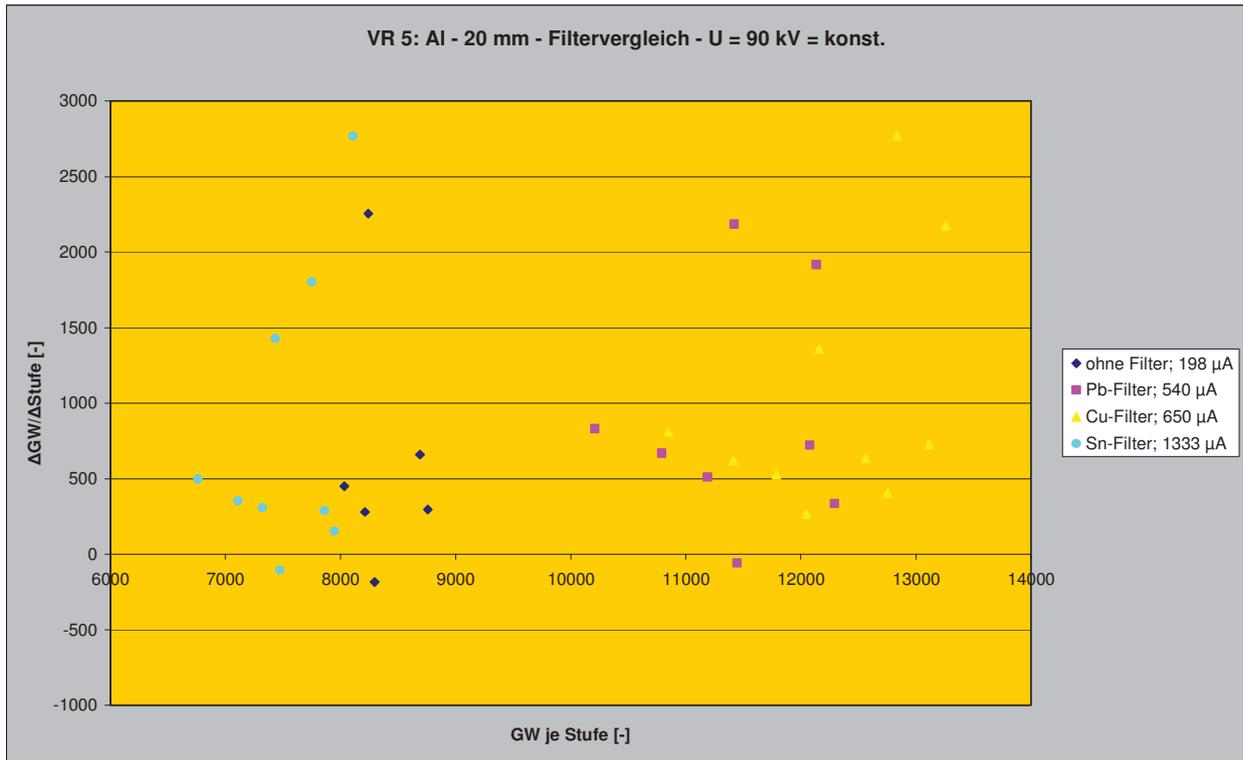


Abb. 6.5-5: Grauwertsensibilität in Abhängigkeit vom jeweiligen Grauwert der Stufe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstanter Röhrenspannung (90 kV) und 20 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

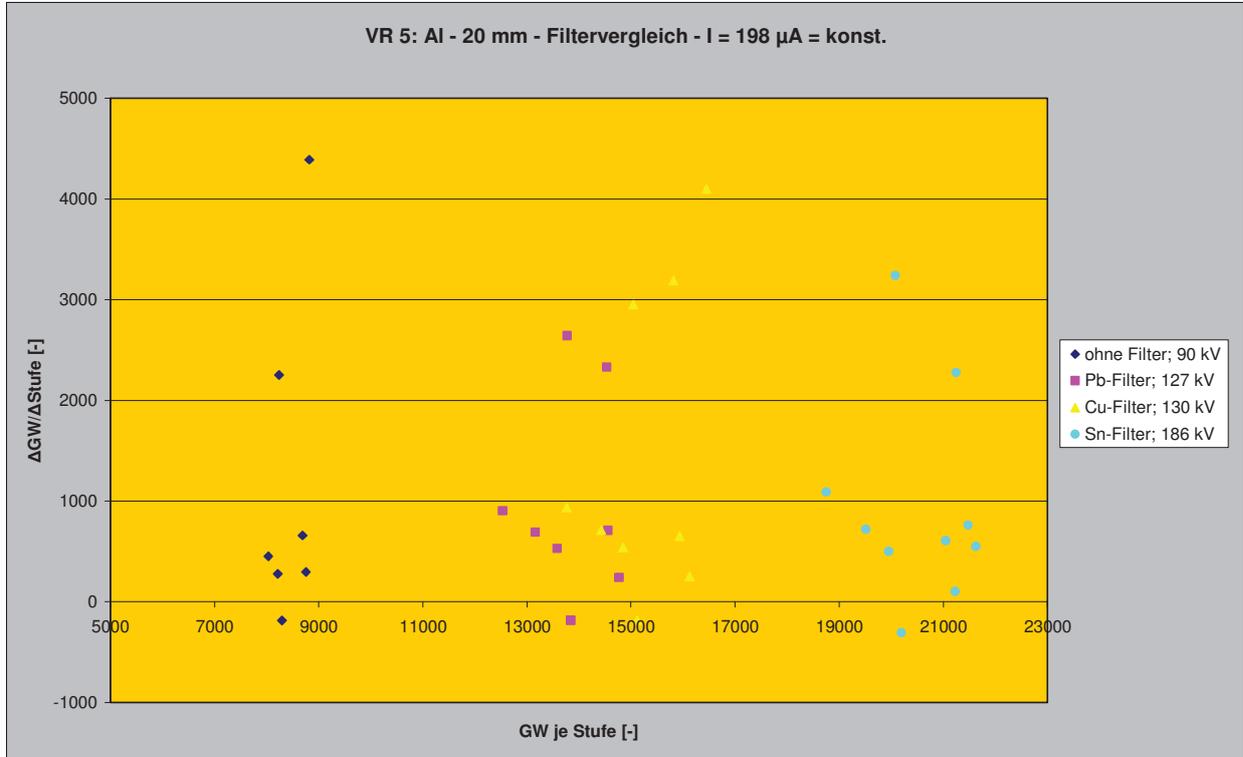


Abb. 6.5-6: Grauwertsensibilität in Abhängigkeit vom jeweiligen Grauwert der Stufe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstantem Röhrenstrom (198 μA) und 20 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

Die Darstellung der Grauwertsensibilität ($\Delta GW/\Delta \text{Stufe}$) zeigt, dass sich durch die Erhöhung des Röhrenstroms zwei Bereiche (**Abbildung 6.5-5**) ausbilden, die sich über einen Grauwertbereich von jeweils 2500 bzw. 3000 Grauwerten erstrecken. Bereich eins stellt die Grauwertsensibilität für eine Durchstrahlung ohne Filter und mit Zinnfilter dar. Diese Verläufe werden in **Kapitel 6.6** noch weiter diskutiert.

Die Erhöhung der Röhrenspannung (**Abbildung 6.5-6**) ergibt die Ausbildung von drei Bereichen, wobei die Grauwertmittelwerte je Stufe im Vergleich zur Erhöhung des Röhrenstroms zunehmen. Der Bereich des Sn-Filters verlagert sich besonders stark zu den, in diesem Versuch höchsten gemessenen Grauwerten von 18000 bis 22000.

6.5.2 Filtervergleich 40 mm

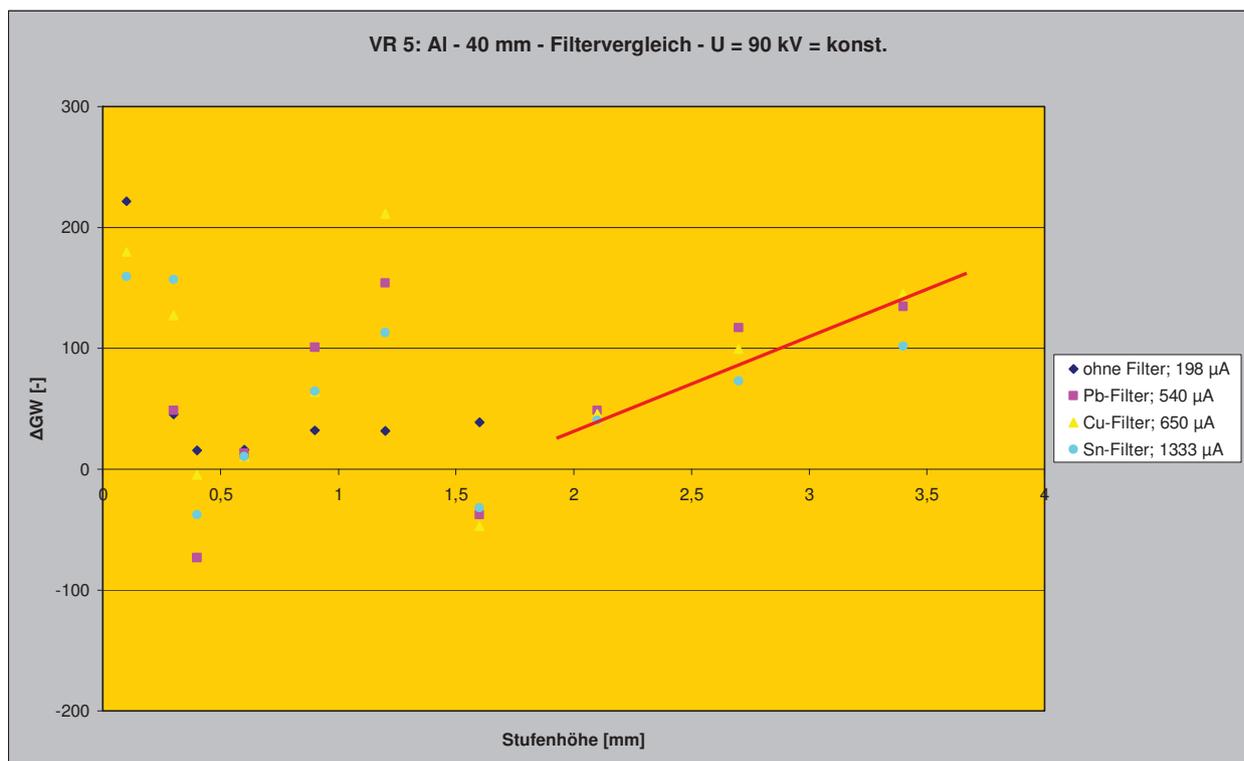


Abb. 6.5-7: Grauwertänderung in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstanter Röhrenspannung (90 kV) und 40 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

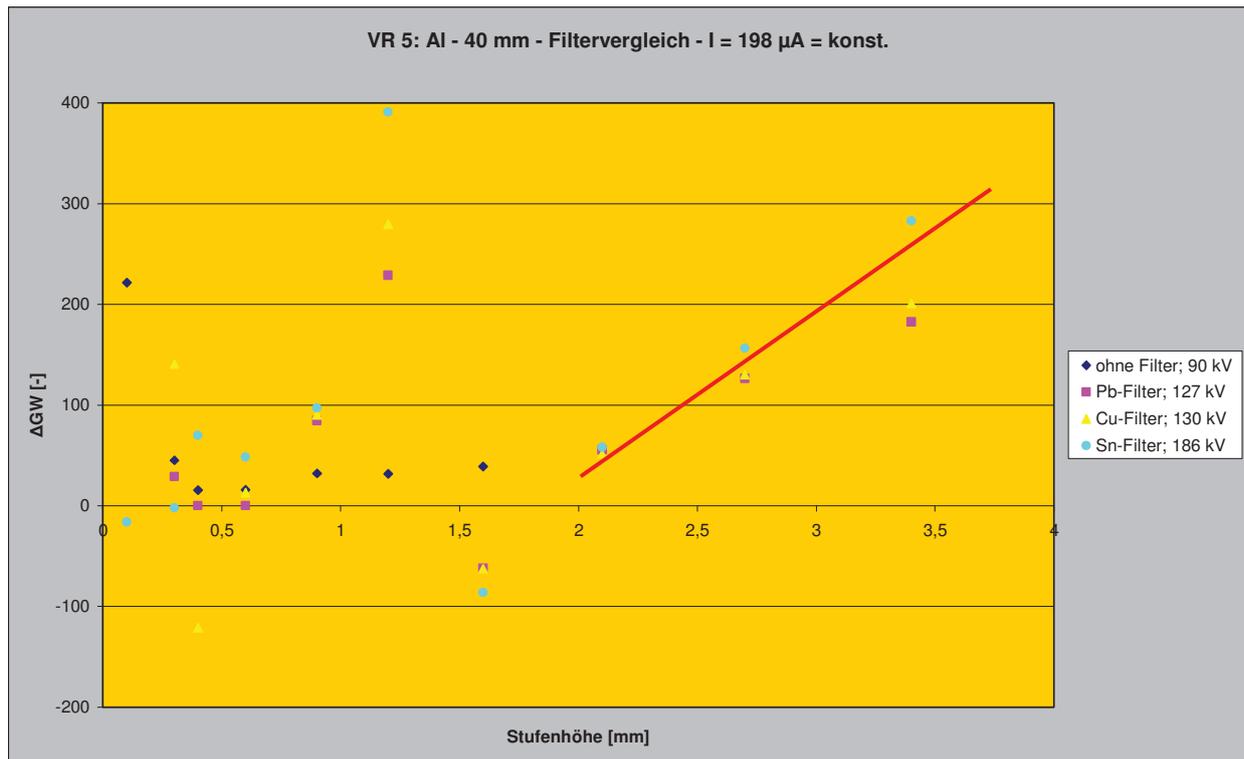


Abb. 6.5-8: Grauwertänderung in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstantem Röhrenstrom (198 μ A) und 40 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

Der Bereich der Grauwertänderung wurde durch Zugabe von 40 mm Aluminium (**Abbildung 6.5-7**) für die untersuchten Stufen, auf einen Grauwertbereich von 0 bis 300 reduziert. Ab rund 2 mm Stufenhöhe ergibt sich annähernd derselbe lineare Verlauf für Pb-, Cu- und Sn-Filter, jedoch wurde beim Sn-Filter, um dieselbe Filterwirkung zu erzielen, ein Röhrenstrom von 1333 μ A verwendet. Wird der Röhrenstrom konstant gehalten und die Röhrenspannung für die verwendeten Filter angepasst (**Abbildung 6.5-8**), so ergibt sich für alle Filtermaterialien ab einer Stufenhöhe von ca. 2 mm ein linearer Verlauf der Grauwertänderungen mit größerer Steigung, als dies bei konstanter Röhrenspannung der Fall ist.

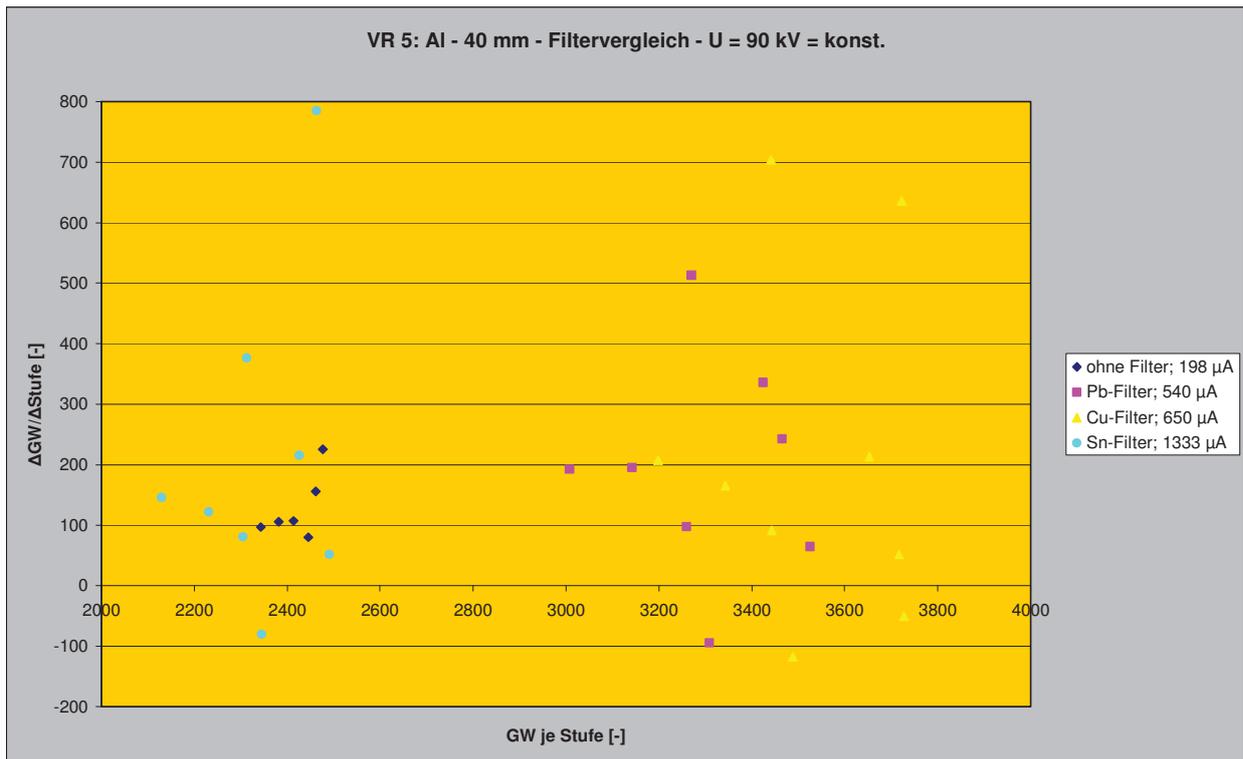


Abb. 6.5-9: Grauwertsensibilität Stufe in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstanter Röhrenspannung (90 kV) und 40 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

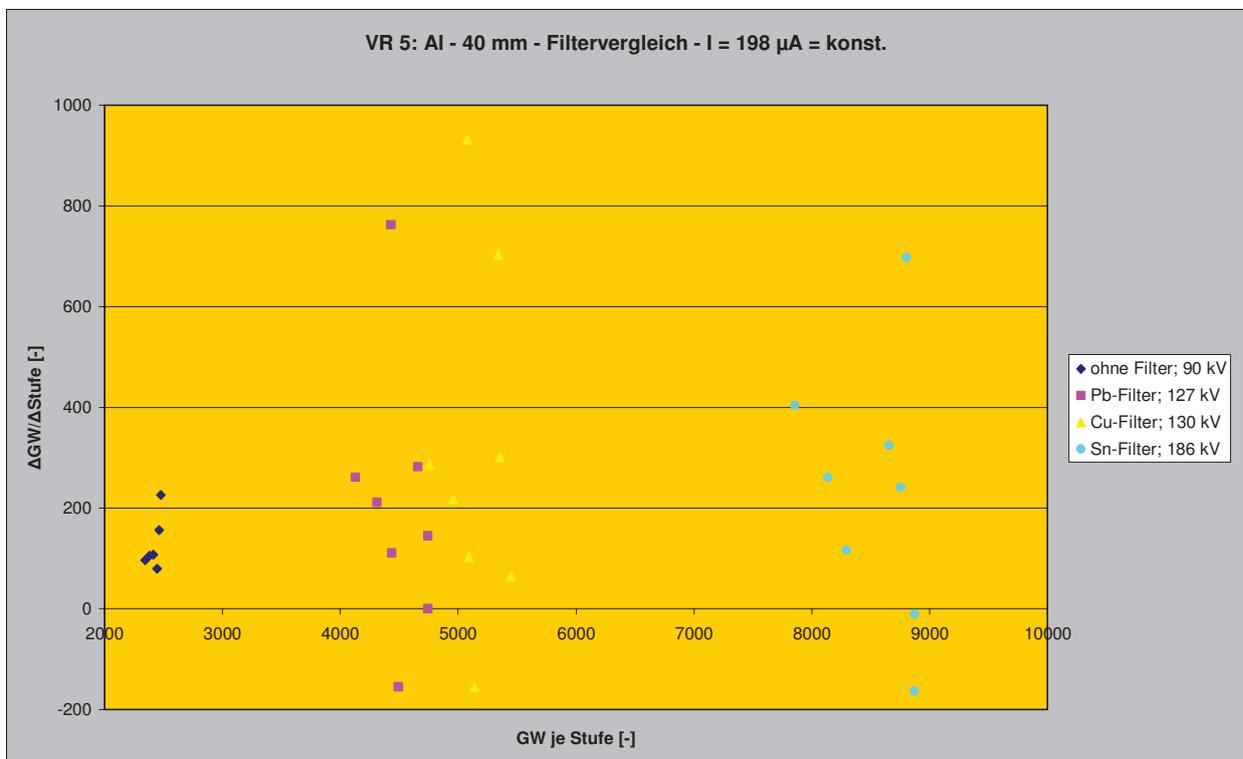


Abb. 6.5-10: Grauwertsensibilität in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstantem Röhrenstrom (198 μ A) und 40 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

Durch das Anfügen von 40 mm Aluminium zeigen sich bei der Auftragung von Grauwertsensibilität ($\Delta GW/\Delta \text{Stufe}$) über den jeweiligen Grauwertmittelwert, analog zur Untersuchung mit 20 mm Materialdicke, bei konstantem Röhrenstrom drei Grauwertbereiche (**Abbildung 6.5-9**) und bei konstanter Röhrenspannung zwei Grauwertbereich (**Abbildung 6.5-10**) für unterschiedliche Filter.

Die Grauwertsensibilität sinkt bei konstanter Röhrenspannung auf ca. 1/5 von jener mit zusätzlich 20 mm angefügtem Aluminium ab. Für eine Durchstrahlung ohne Filter und mit Sn-Filter bewegen sich die Grauwertbereiche zwischen 2100 und 2500, für den Cu- und Pb-Filter liegen diese zwischen 3000 und 3800.

Durch den konstanten Röhrenstrom wurde die Grauwertsensibilität auf ca. 1/4 von jener mit 20 mm zusätzlich angefügtem Aluminium reduziert. Für eine Durchstrahlung ohne Filter liegen die Grauwertbereiche zwischen 2100 und 2400, für Pb- und Cu-Filter zwischen 4000 und 5500 und für den Sn-Filter im Grauwertbereich zwischen 8000 und 9000. Dies zeigen sich tendenziell höhere Grauwerte bei Erhöhung der Röhrenspannung im Vergleich zur Erhöhung des Röhrenstroms.

6.5.3 Filtervergleich - verschiedene Dicken

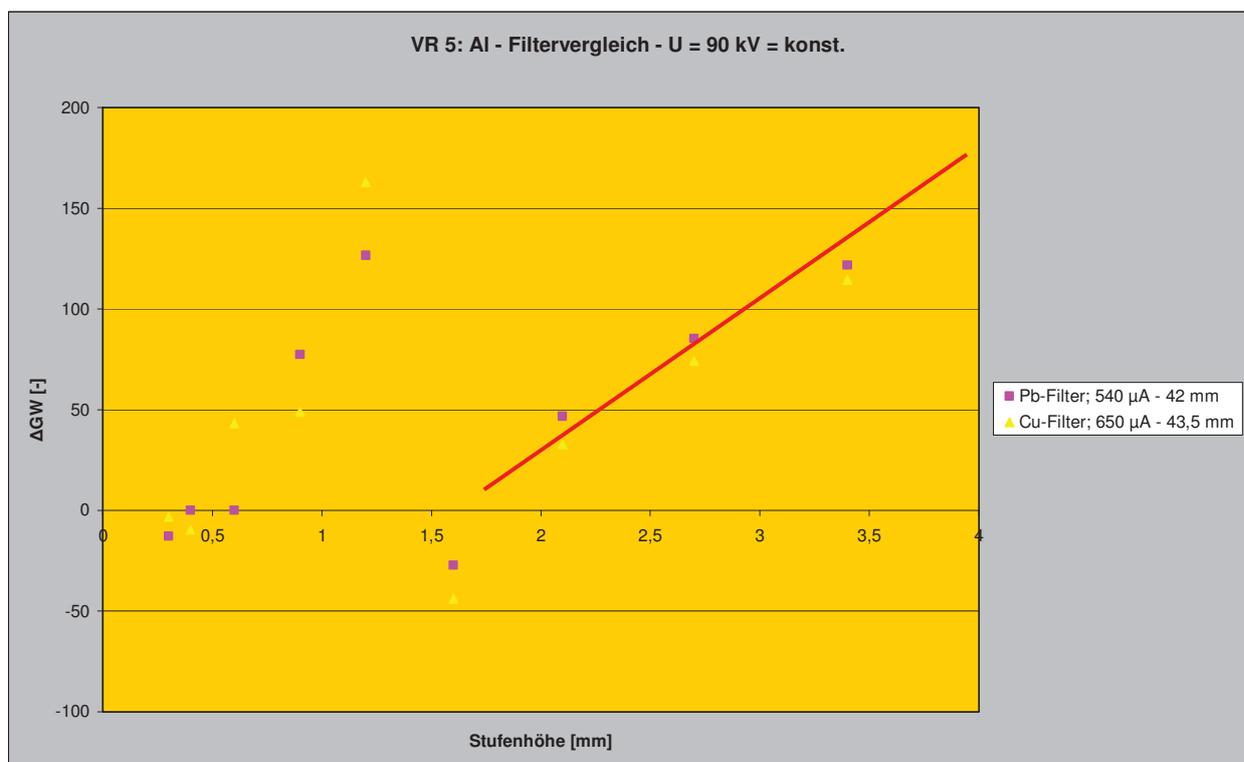


Abb. 6.5-11: Grauwertänderung in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstanter Röhrenspannung (90 kV) und zusätzlich angefügtem Aluminium.

Im letzten Teil der VR 5 wurden zur konstanten Röhrenspannung und dem veränderlichem Röhrenstrom (**Abbildung 6.5-11**) beim Pb-Filter 42 mm und beim Cu-Filter 43,5 mm Materialdicke angefügt um den minimalen Grauwert von 2300 nicht zu unterschreiten, wobei ein maximaler Grauwert von 63000 nicht überschritten werden durfte. Beim Sn-Filter war es bei diesen Einstellungen nicht mehr möglich, ein Signal oberhalb dieser Grauwertschwelle zu detektieren. Für Cu- und Pb-Filterung wurde in diesem Versuch ein Grauwertbereich von 0 bis 150 aufgespannt. Ein annähernd linearer Verlauf stellt sich wieder ab ca. 2 mm Stufenhöhe ein.

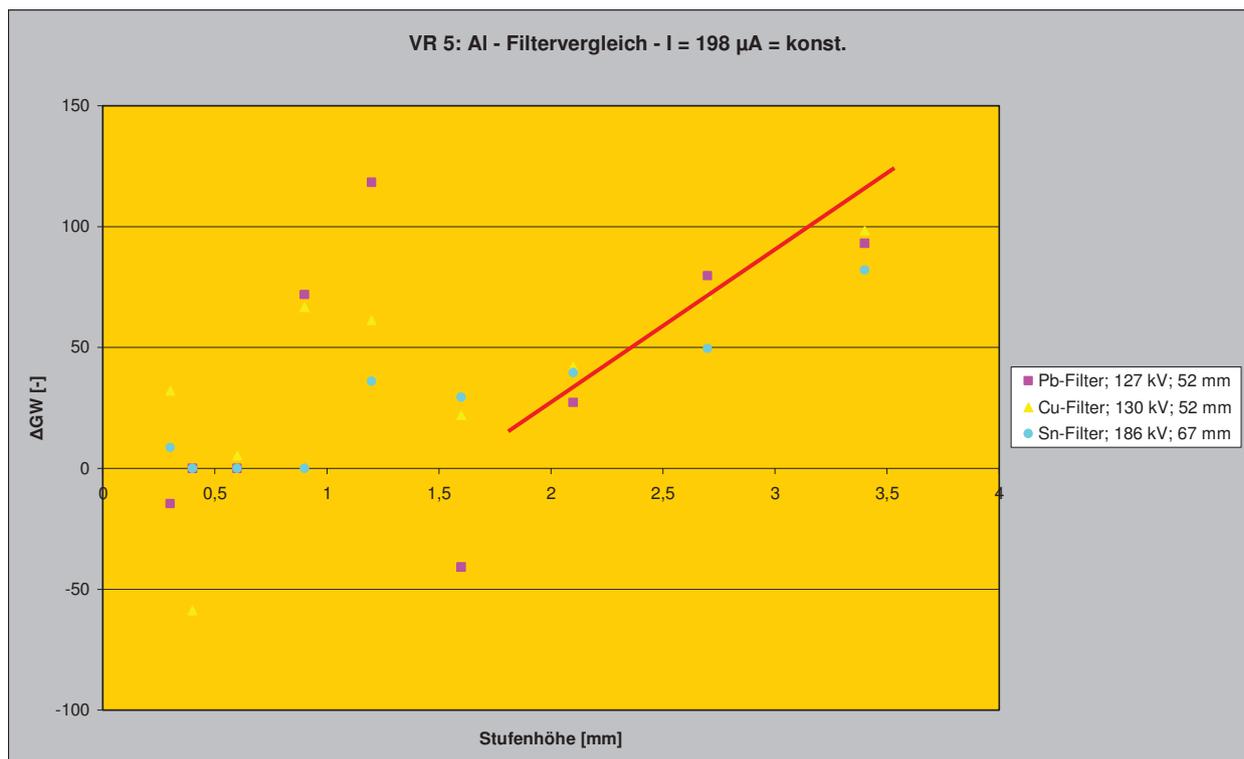


Abb. 6.5-12: Änderung Grauwertänderung in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstantem Röhrenstrom ($198 \mu\text{A}$) und zusätzlich angefügtem Aluminium.

Durch den konstanten Röhrenstrom und die veränderliche Röhrenspannung (**Abbildung 6.5-12**) ist es möglich beim Sn-Filter zusätzlich 67 mm, beim Pb- und Cu-Filter 52 mm Materialdicke anzufügen. Der annähernd lineare Verlauf stellt sich ab ca. 2 mm Stufenhöhe ein. Der Bereich der Grauwertänderung liegt zwischen 0 und 100. Die Effektivität des Sn-Filters zur Durchstrahlung größerer Materialdicken wird dadurch deutlich dargestellt.

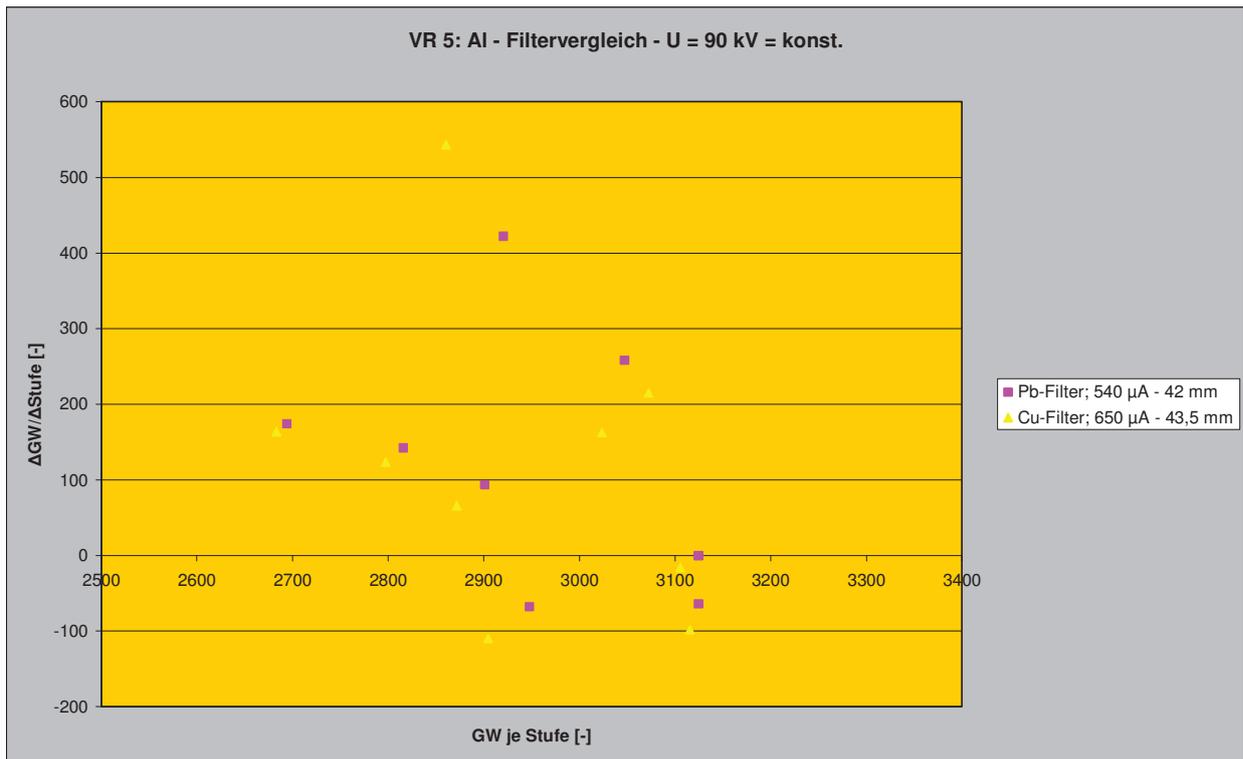


Abb. 6.5-13: Grauwertsensibilität in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstanter Röhrenspannung (90 kV) und zusätzlich angefügtem Aluminium.

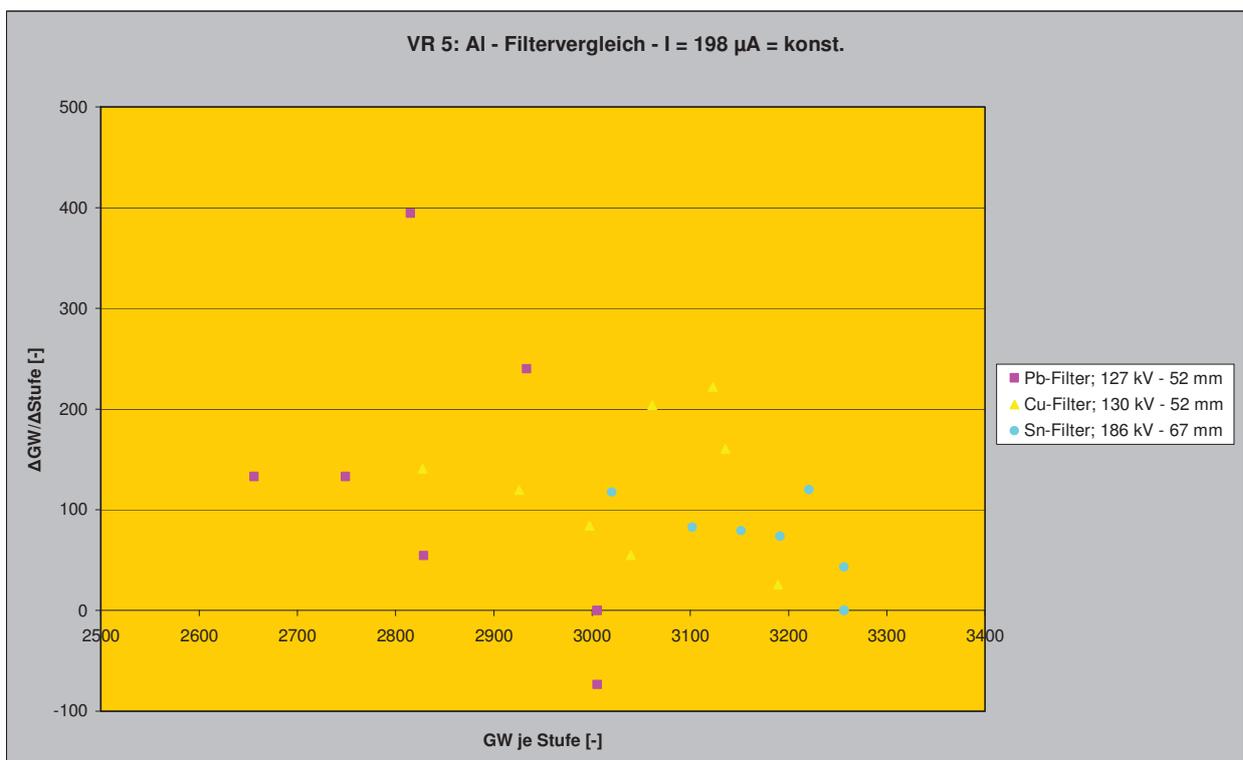


Abb. 6.5-14: Grauwertsensibilität in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstantem Röhrenstrom (198 μA) und zusätzlich angefügtem Aluminium.

In **Abbildung 6.5-13** wird die Grauwertsensibilität in Abhängigkeit vom Grauwert der Stufenhöhe bei konstanter Röhrenspannung dargestellt. Diese nimmt im Vergleich zu den bisher untersuchten Materialdicken ab. Für Zinn lässt sich diese nicht mehr darstellen, da das Maximum schon bei 40 mm Materialdicke erreicht ist. Der Pb- und der Cu-Filter weisen wiederum für die jeweiligen Materialdicken eine sehr ähnliche Grauwertsensibilität auf und bewegen sich in einem Grauwertbereich zwischen 2700 und 3100.

Bei konstantem Röhrenstrom und angepassten Röhrenspannungseinstellungen wurde die maximal durchstrahlbare Materialdicke eruiert. In **Abbildung 6.5-14** ist die Grauwertsensibilität für die maximal durchstrahlbare Materialdicke dargestellt. Die Grauwertsensibilität ist für alle drei Filtermaterialien sehr gering, der Sn-Filter zeigt jedoch die höchsten Grauwertmittelwerte je Stufe. Die Grauwertmittelwerte bewegen sich aber dennoch nur in einem Bereich zwischen 2600 und 3300.

6.6 Aluminiumstufenkeil mit Filter – VR 6

Da die Ergebnisse in Versuchsreihe 5 bei großen Materialdicken weit streuten, wurde die Filterwirkung von Pb-, Cu- und Sn-Filter in Abhängigkeit von 10, 15 und 20 mm zusätzlich angefügtem Aluminium untersucht. Dazu wurde in Versuchsreihe 6 der Fokus-Stufenkeil-Abstand von 87 mm auf 140 mm vergrößert. Die Parametereinstellungen von Röhrenstrom und -spannung wurden auf dieselbe Weise wie in Versuchsreihe 5 eruiert. Der minimale Grenzwert wurde wiederum auf mindestens 2300 und der maximale auf 63000 begrenzt. So wurde ein Röhrenstrom von 220 μA und eine Röhrenspannung von 84 kV eingestellt. Der Röhrenstrom wurde also im Vergleich zu VR 5 um ca. 10 % erhöht und die Röhrenspannung um 6 kV verringert.

6.6.1 Filtervergleich 10 mm

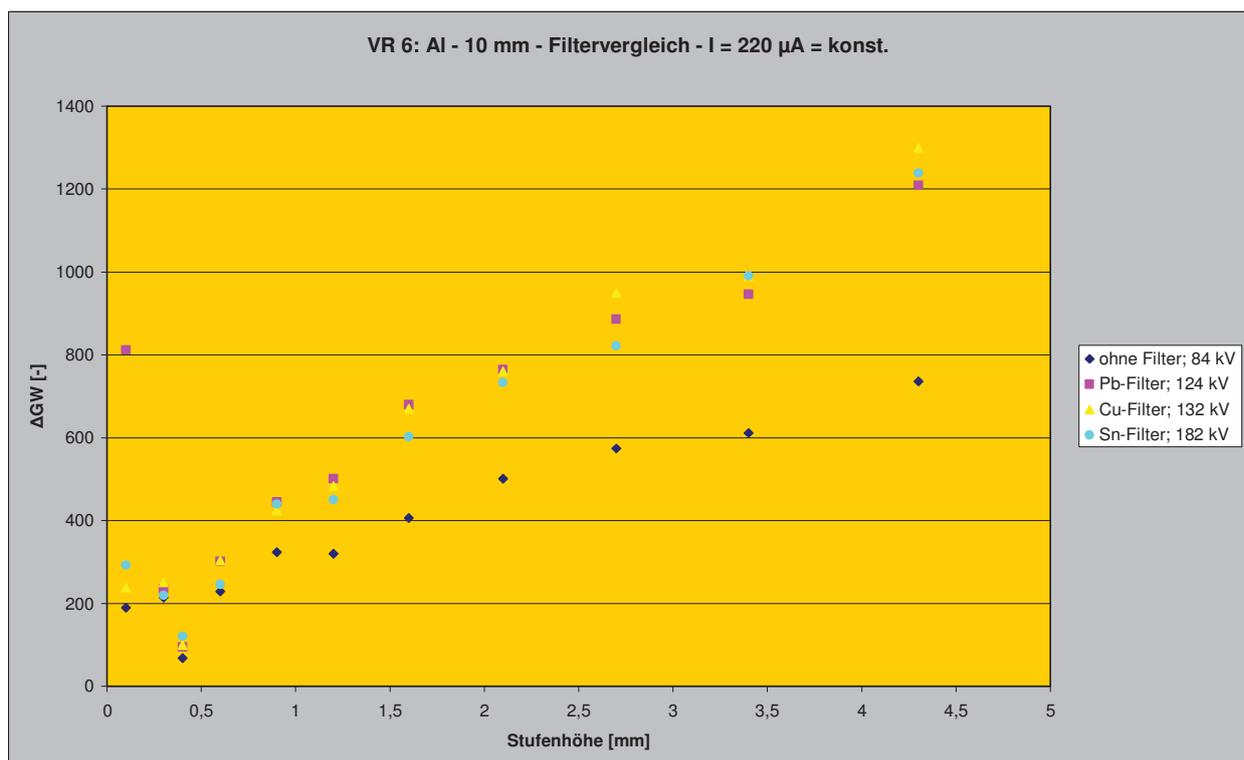


Abb. 6.6-1: Grauwertänderung in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstantem Röhrenstrom (220 μA) und 10 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

Nach Eruiierung der Parametereinstellungen von Röhrenstrom und -spannung, wurden verschiedene Filter (Pb-, Cu- und Sn-Filter) bei konstantem Röhrenstrom getestet. Die Röhrenspannung wurde analog zu VR 5 jeweils soweit erhöht, dass der höchstzulässige

Grauwert von 63000 nicht überschritten wurde. Daraus ergibt sich, wie in VR 3 und 5, dass die Röhrenspannung beim Pb-Filter am wenigsten zu erhöhen ist, obwohl annähernd dieselbe Filterwirkung wie mit einem Cu- oder Sn-Filter erzielt wurde. Ein wesentlicher Unterschied der Filterwirkung der einzelnen Filtermaterialien ist nicht festzustellen. Aus **Abbildung 6.6-1** ist zu erkennen, dass die relative Grauwertänderung einen nahezu linearen Verlauf über den untersuchten Bereich aufweist. Im Vergleich zu den bisher untersuchten Materialdicken, wird bei 10 mm Wandstärke die Abszisse durch den approximierten, linearen Grauwertänderungsverlauf nicht geschnitten. Das heißt, bei entsprechend geringer Streuung können auch noch sehr feine Materialunterschiede erkannt werden.

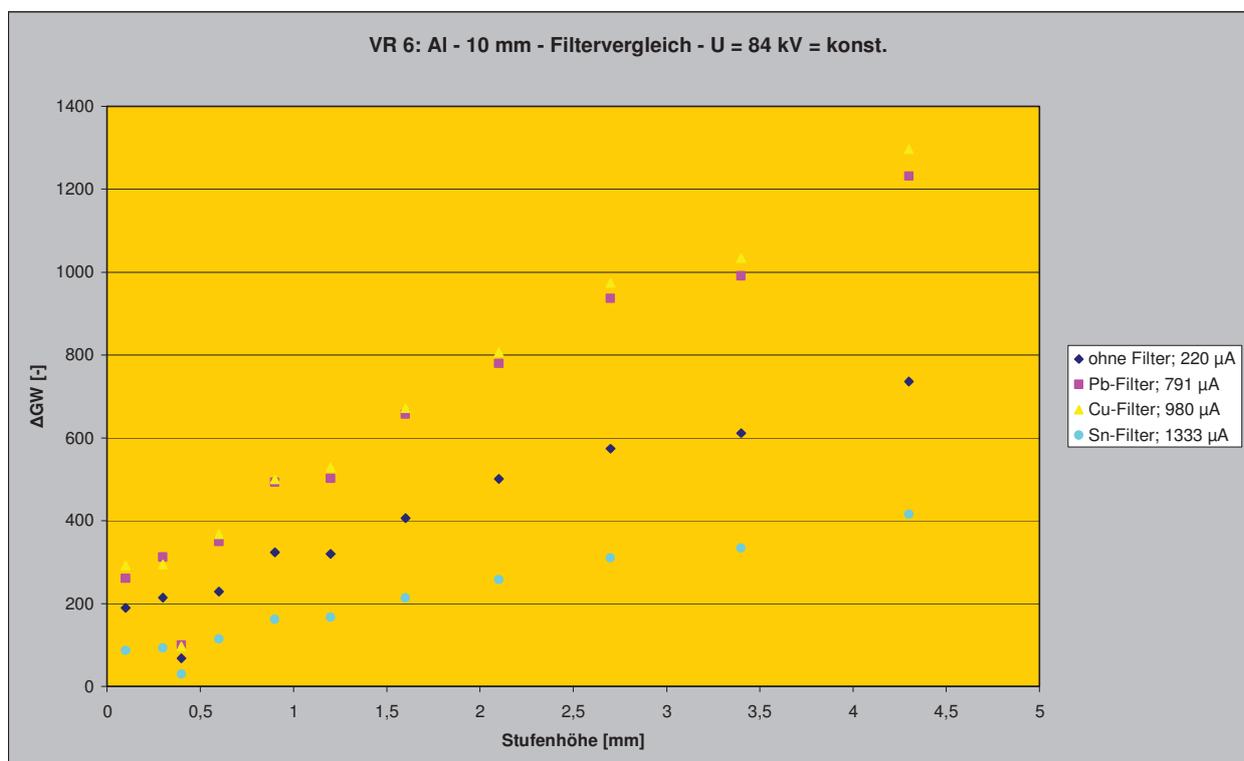


Abb. 6.6-2: Grauwertänderung in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstanter Röhrenspannung (84 kV) und 10 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

Wird, wie in **Abbildung 6.6-2** dargestellt, die Röhrenspannung konstant gehalten und der Röhrenstrom jeweils angepasst, so verläuft die relative Grauwertänderung für den Sn-Filter flacher und verschiebt sich zu kleineren Grauwertänderungen, da der maximale Röhrenstrom von 1333 µA für den Sn-Filter eingestellt werden musste, um Unterschiede zwischen den einzelnen Stufen erkennen zu können. Der Pb- und Cu-Filter verhalten sich ähnlich, jedoch muss hier ein um 190 µA höherer Röhrenstrom beim Cu-Filter als beim Pb-Filter verwendet werden, was auf den Dickenunterschied der beiden Filter zurückzuführen ist. Das heißt, bei der Filterung sind die Anstiege der Grauwertunterschiede steiler als ohne Filterung. Eine Ausnahme bildet lediglich der Fall, in dem die Röhrenparameter in die Sättigung laufen.

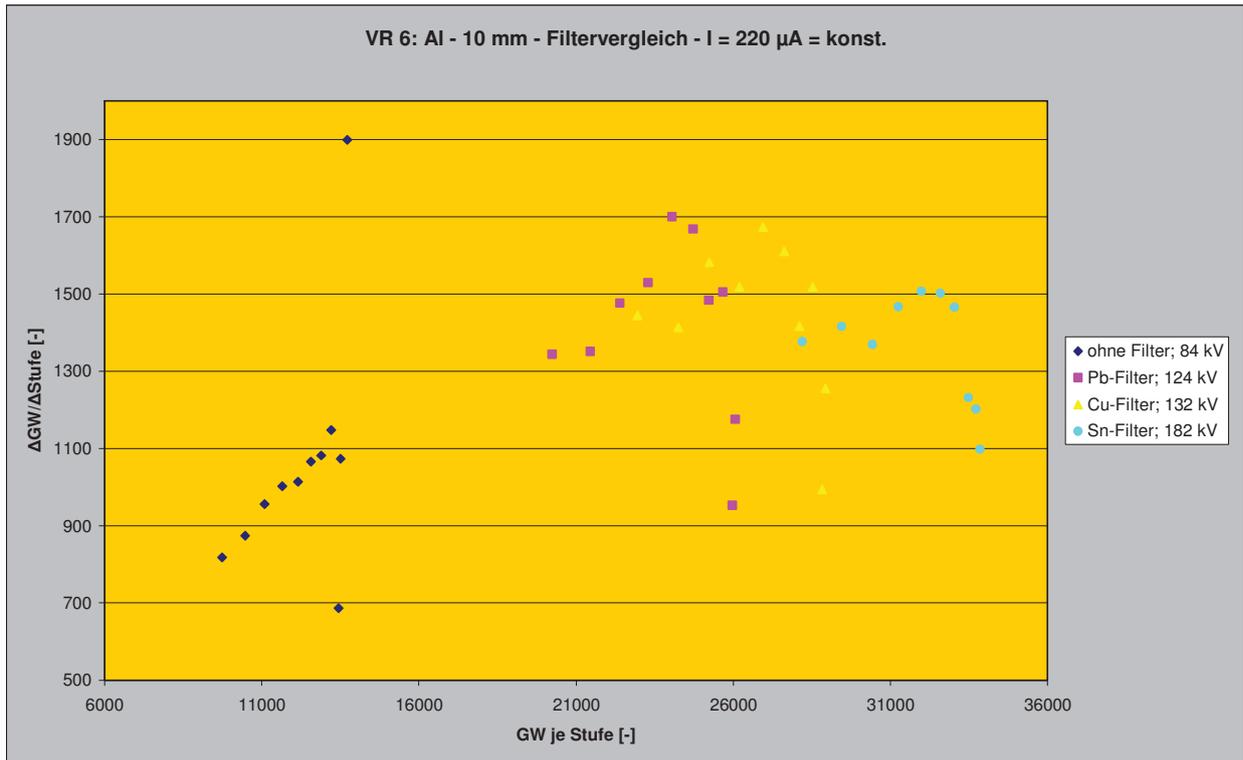


Abb. 6.6-3: Grauwertsensibilität in Abhängigkeit vom Grauwert der jeweiligen Stufen unter Verwendung verschiedener Filter bei konstantem Röhrenstrom (220 μA) und 10 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

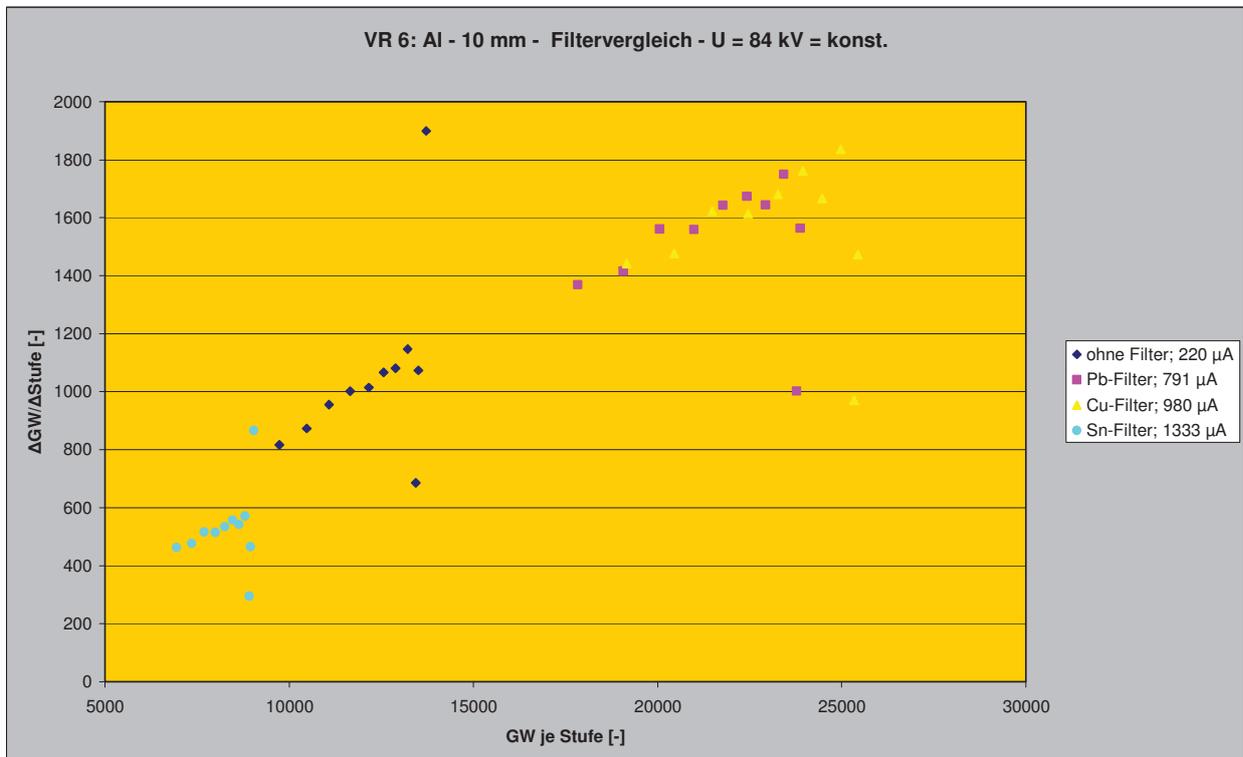


Abb. 6.6-4: Grauwertsensibilität in Abhängigkeit vom Grauwert der jeweiligen Stufen unter Verwendung verschiedener Filter bei konstanter Röhrenspannung (84 kV) und 10 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

Durch das Anfügen von 10 mm Materialdicke bei konstantem Röhrenstrom und angepasster Röhrenspannung, steigt die Grauwertsensibilität annähernd linear mit kleiner werdenden Stufenhöhen bis ca. 1,2 mm Stufenhöhe an, wie in **Abbildung 6.6-3**. Danach fällt diese steil ab, was schon aus **Abbildung 6.6-1** abgeleitet werden kann, da hier die relativen Grauwertänderungen ebenfalls ab ca. einer Stufenhöhe von 1,2 mm einen annähernd linear ansteigenden Verlauf annehmen. Durch die Erhöhung der Röhrenspannung kommt es zu einer besseren Durchdringbarkeit des Materials und die Grauwertsensibilität für Cu-, Pb- und Sn-Filter verschiebt sich zu höheren Grauwertmittelwerten. Wird jedoch wie in **Abbildung 6.6-4** der Röhrenstrom erhöht, verschiebt sich die Grauwertsensibilität für den Sn-Filter zu kleineren Grauwertmittelwerten, da das Röhrenstrommaximum erreicht wurde. Es zeigt sich weiters ein nahezu linearer Verlauf der Grauwertsensibilität mit abnehmender Stufenhöhe und erreicht erst bei ca. 0,6 mm Stufenhöhe ein Maximum. Insgesamt verschieben sich die Grauwertmittelwerte im Vergleich zur Stromkonstanz zu etwas geringeren Werten.

6.6.2 Filtervergleich 15 mm

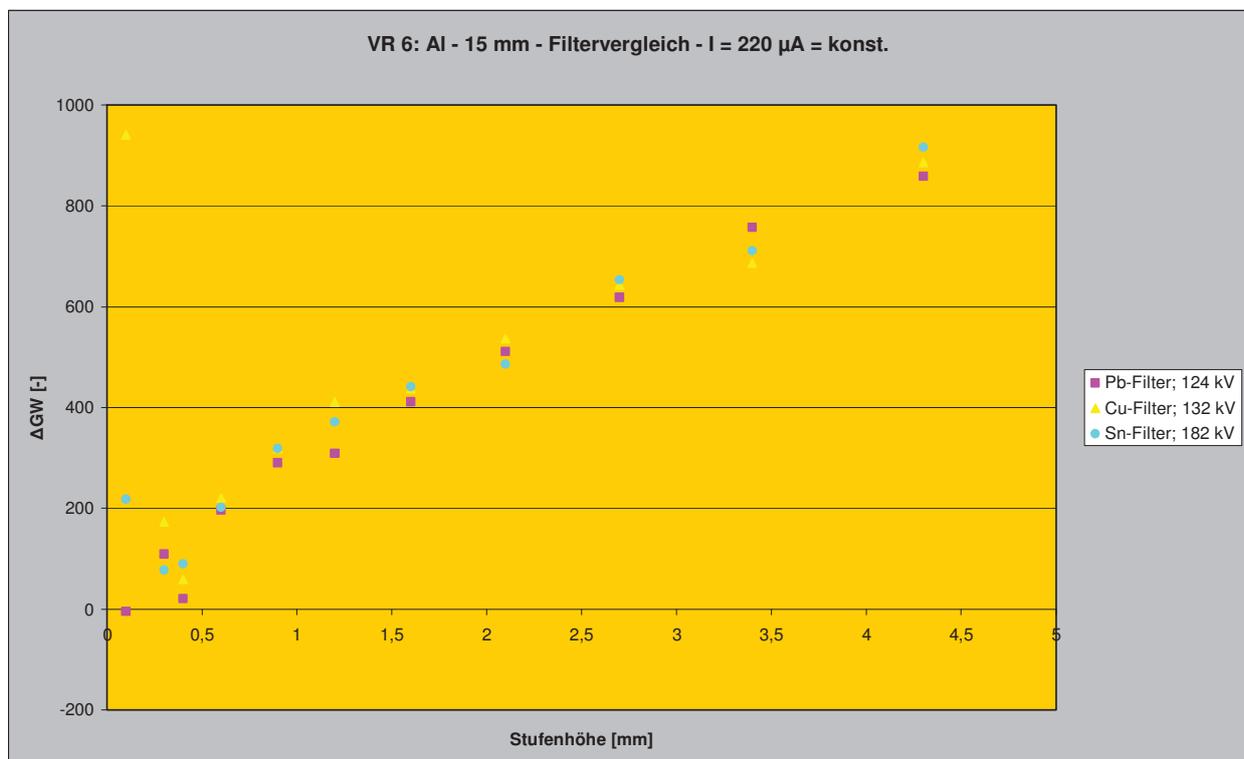


Abb. 6.6-5: Grauwertänderung in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstantem Röhrenstrom (220 μ A) und 15 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

Durch Einbringen von zusätzlich 15 mm Aluminium in den Strahlengang, wird der Bereich der Grauwertänderung auf 0 bis 1000, im Gegensatz zu 10 mm Materialdicke mit einer Grauwertänderung von 0 bis 1300, verringert. Das bedeutet, durch Zugabe von 5 mm Wandstärke wird im Durchschnitt die gesamte Grauwertänderung um ca. 300 Grauwerte reduziert. Die Filterwirkung der unterschiedlichen Filter unterscheidet sich nicht wesentlich, da alle drei Filter nahezu dieselbe Grauwertänderung besitzen und damit einen fast identen Verlauf über den untersuchten Bereich aufweisen.

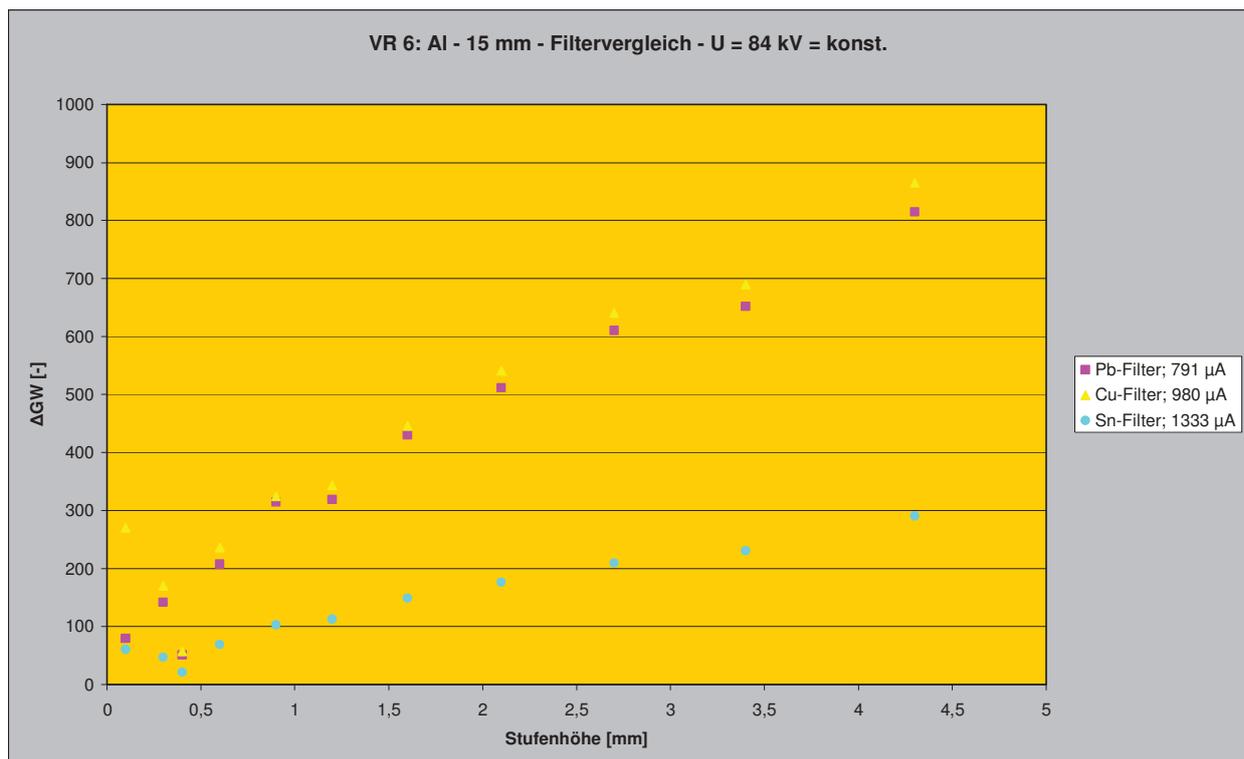


Abb. 6.6-6: Grauwertänderung in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstanter Röhrenspannung (84 kV) und 15 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

Für die Untersuchung bei konstanter Röhrenspannung und angepasstem Röhrenstrom ergibt sich bei Darstellung der Grauwertänderung über der zugehörigen Stufenhöhe, wie in **Abbildung 6.6-6** dargestellt, ein ähnliches Bild wie in **Abbildung 6.6-2** für 10 mm Wandstärke. Die Grauwertmittelwerte werden deutlich reduziert, was sich bei einer Stufenhöhe von 4,3 mm zeigt, die bei 10 mm Wandstärke mit Cu-, Pb- und Sn-Filterung Grauwerte von 1297, 1232 und 416 erreichen, aber bei 15 mm Wandstärke nur noch 815, 866 und 290. Das entspricht einer Reduktion von 20 bis 25 %. Für alle Filtermaterialien zeigt sich ab ca. 0,6 mm Stufenhöhe ein nahezu linearer Verlauf der Grauwertänderungen.

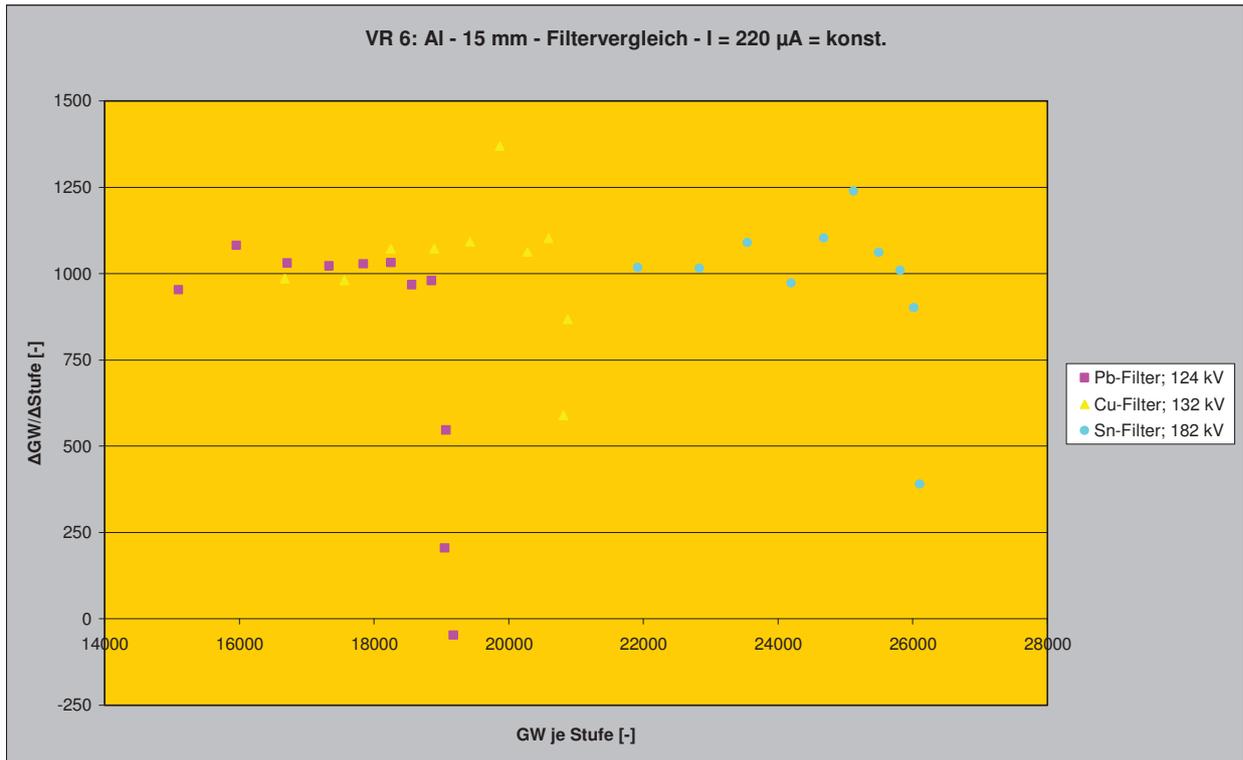


Abb. 6.6-7: Grauwertsensibilität in Abhängigkeit vom Grauwert der jeweiligen Stufen unter Verwendung verschiedener Filter bei konstantem Röhrenstrom (220 μ A) und 15 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

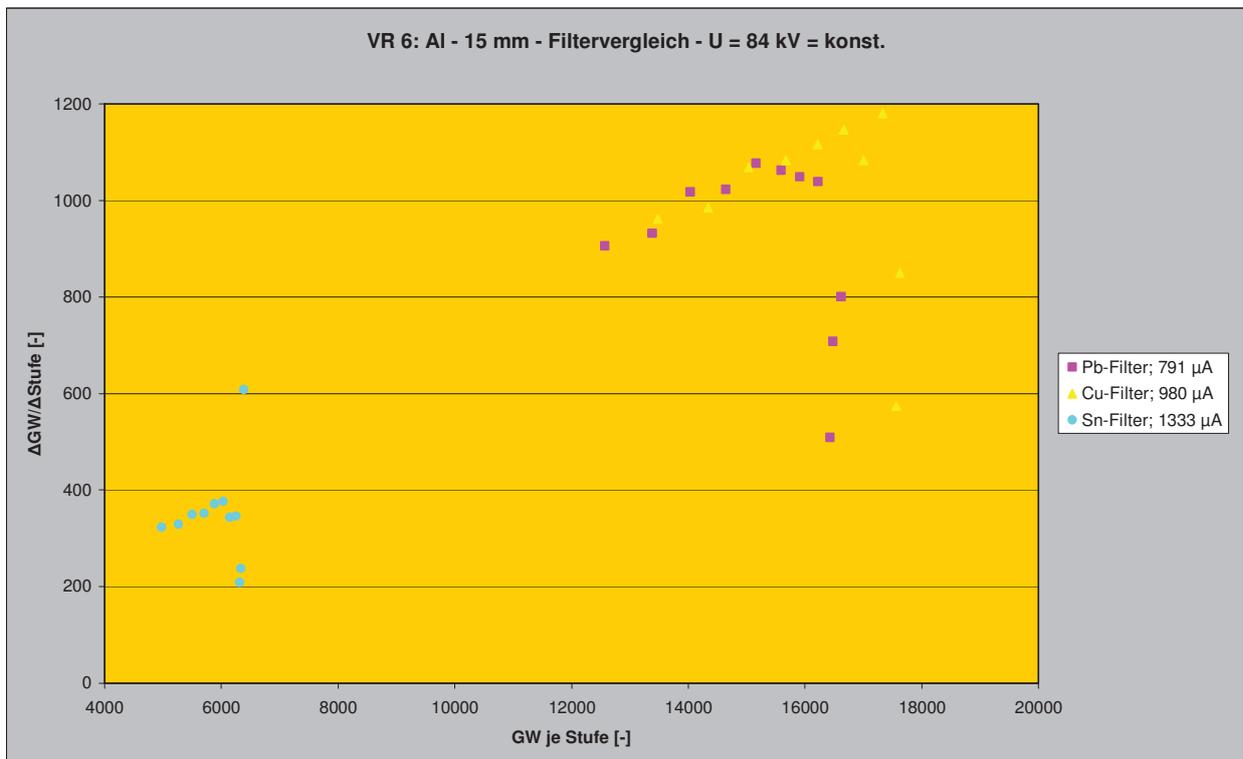


Abb. 6.6-8: Grauwertsensibilität in Abhängigkeit vom Grauwert der jeweiligen Stufen unter Verwendung verschiedener Filter bei konstanter Röhrenspannung (84 kV) und 15 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

Die Grauwertsensibilität nimmt durch das Anfügen von 15 mm zusätzlichem Aluminium ab und verschiebt sich zu geringeren Grauwertmittelwerten. Ein Erhöhen der Röhrenspannung (**Abbildung 6.6-7**) führt zu einem nahezu konstanten Verlauf der Grauwertsensibilität bis zu einer Stufenhöhe von ca. 1,2 mm, danach fällt die Grauwertsensibilität zu kleineren Stufenhöhen hin stark ab. Durch das Erhöhen des Röhrenstroms (**Abbildung 6.6-8**), wird die Grauwertsensibilität wie schon in **Abbildung 6.6-4** gezeigt, für den Sn-Filter zu sehr geringen Grauwertmittelwerten verschoben. Jene des Pb- und Cu-Filters überlagert sich im Bereich der annähernd gleichen Grauwerte von 12000 bis 18000 wie in **Abbildung 6.6-7** und weist für eine Stufenhöhe von ca. 0,9 bis 1,6 mm die maximale Grauwertsensibilität auf.

6.6.3 Filtervergleich 20 mm

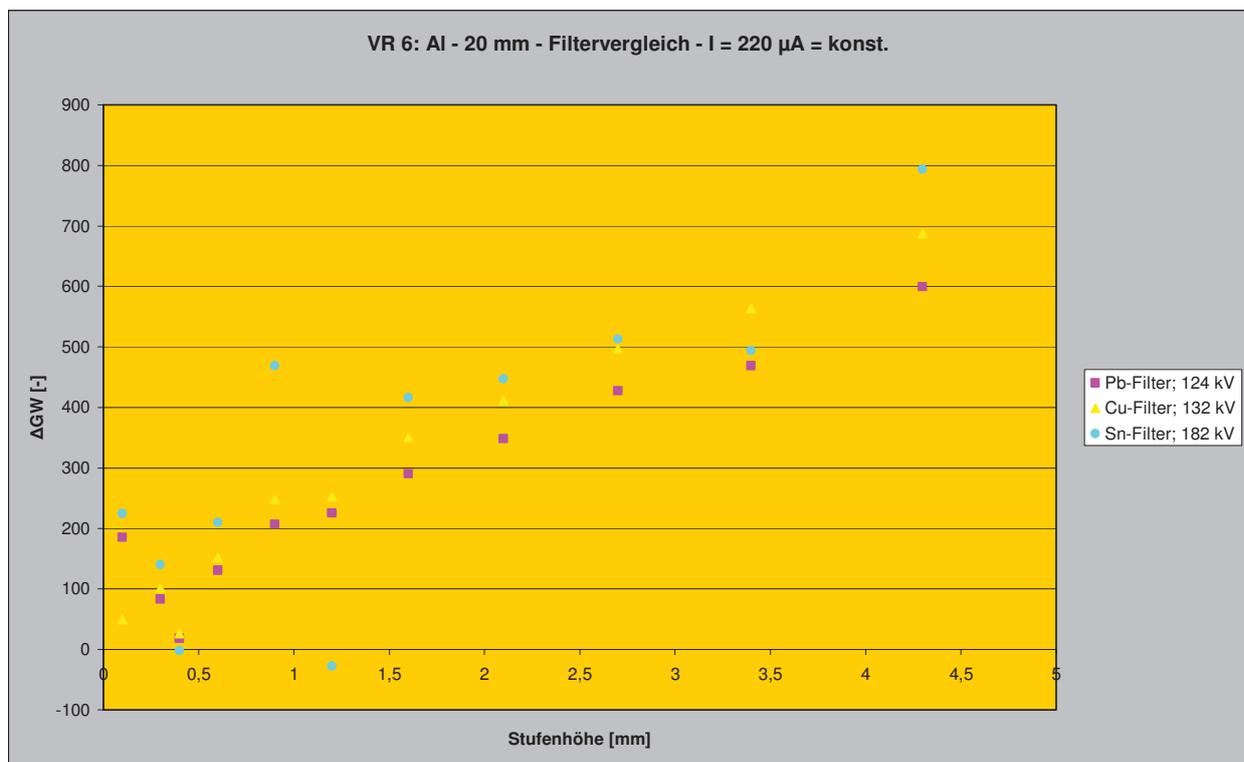


Abb. 6.6-9: Grauwertänderung in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstantem Röhrenstrom (220 μ A) und 20 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

Durch Zugabe von 20 mm Aluminium hinter dem Stufenkeil reduziert sich bei konstantem Röhrenstrom und angepasster Röhrenspannung der Bereich der Grauwertänderungen für den Bereich der untersuchten Stufen auf 0 bis 800, wie in **Abbildung 6.6-9** dargestellt. Alle untersuchten Filtermaterialien weisen einen nahezu identen Grauwertverlauf auf, wobei die Daten, die mit Sn-Filterung ermittelt wurden bei kleinen Stufenhöhen den größten Streuungen unterworfen sind.

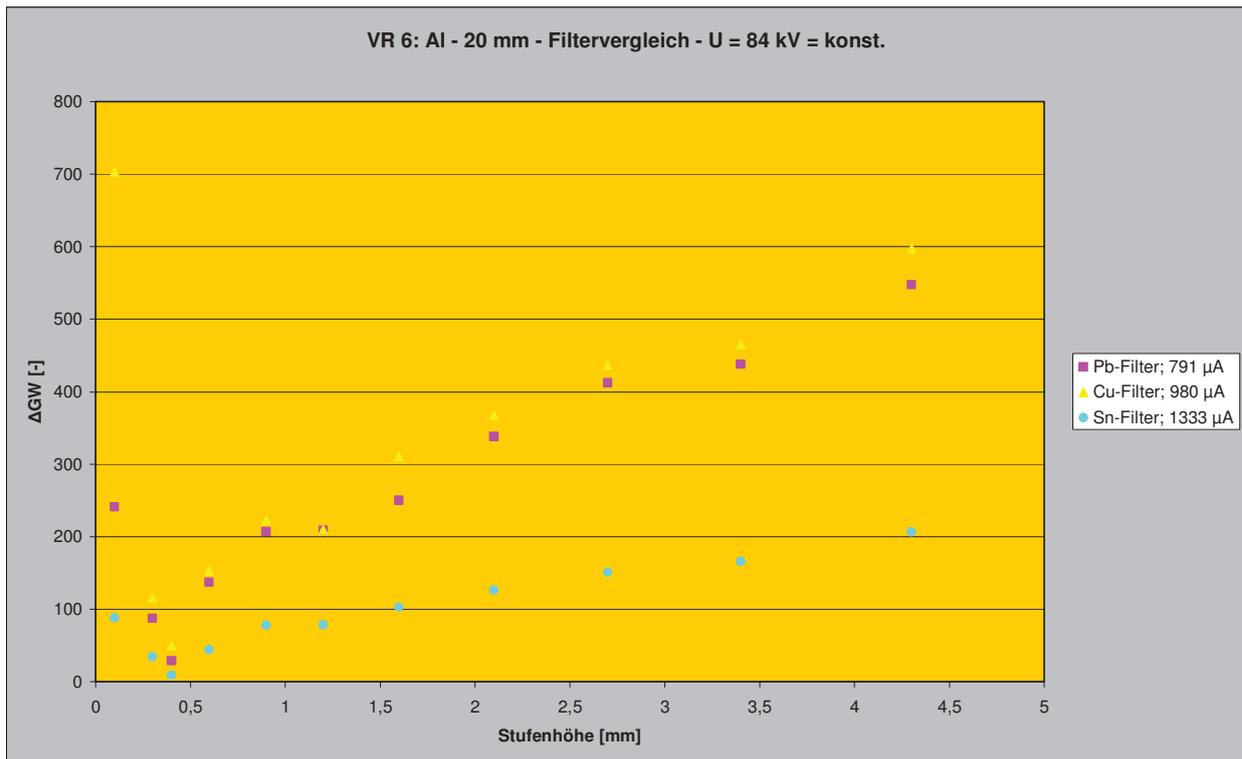


Abb. 6.6-10: Grauwertänderung in Abhängigkeit von der Änderung der Stufenhöhe unter Verwendung verschiedener Filter bei konstanter Röhrenspannung (84 kV) und 20 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

Wird die Röhrenspannung konstant gehalten und der Röhrenstrom verändert (**Abbildung 6.6-10**), so zeigen der Pb- und Cu-Filter bei 20 mm zusätzlich angefügtem Material wiederum einen ähnlichen Grauwertverlauf über die untersuchten Stufen. Dieser ist charakteristisch steiler als jener der Sn-gefilterten Daten, da erneut das Strommaximum der Röhre bei der Parametereinstellung erreicht wurde.

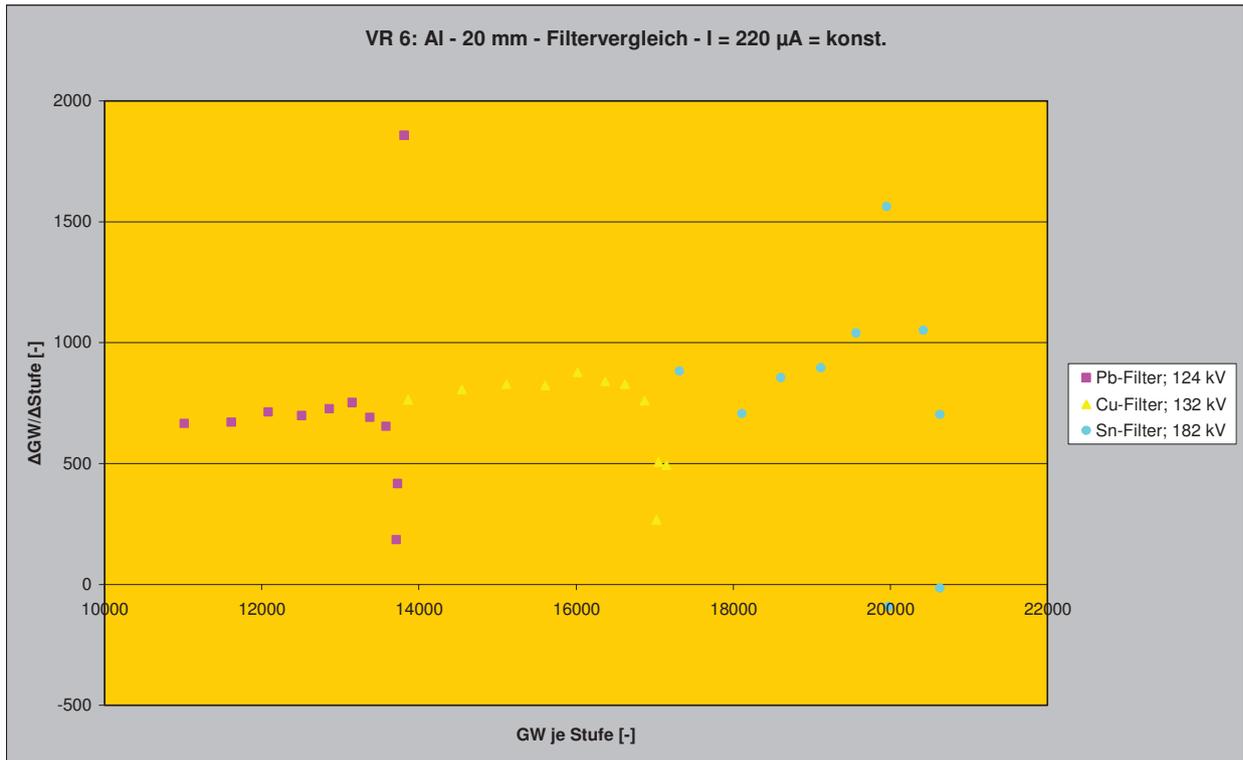


Abb. 6.6-11: Grauwertsensibilität in Abhängigkeit vom Grauwert der jeweiligen Stufen unter Verwendung verschiedener Filter bei konstantem Röhrenstrom (220 µA) und 20 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

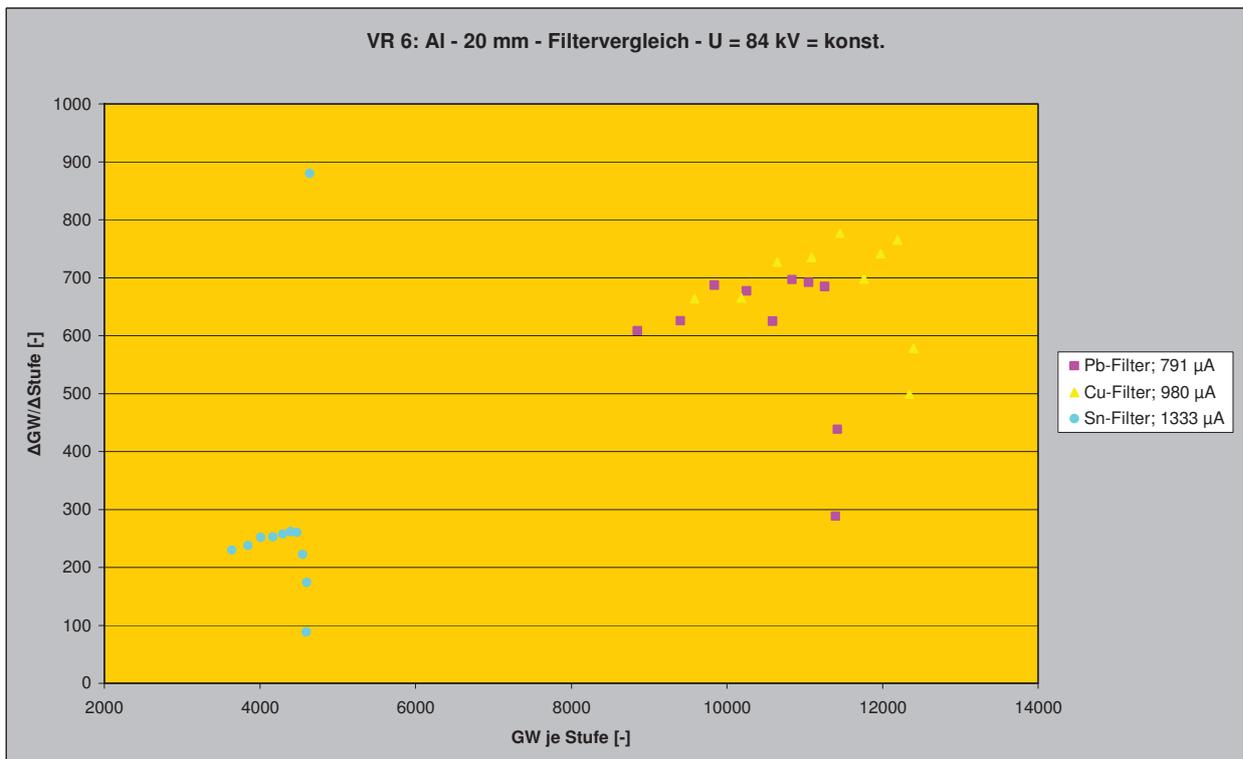


Abb. 6.6-12: Grauwertsensibilität in Abhängigkeit vom Grauwert der jeweiligen Stufen unter Verwendung verschiedener Filter bei konstanter Röhrenspannung (84 kV) und 20 mm zusätzlich angefügtem Aluminium.

In **Abbildung 6.6-11** wird die Grauwertsensibilität über den Grauwertmittelwerten über die einzelnen Stufen aufgetragen. Im Vergleich zu den bisher untersuchten Materialdicken verschiebt sich der Grauwertbereich durch die höhere, zugegebene Materialdicke bei denselben Einstellungen erwartungsgemäß zu geringeren Grauwertmittelwerten hin. So wird ein Bereich von 10000 bis 22000 mit den untersuchten Filtermaterialien bei konstantem Röhrenstrom aufgespannt. Wird anstelle des Röhrenstroms die –spannung konstant gehalten (**Abbildung 6.6-12**), verschiebt sich der Grauwertbereich zu etwas niedrigeren Werten. Ein direkter Vergleich ist wegen des starken Abfalls des Sn-Filters durch Erreichen des Strommaximums nicht möglich. Charakteristisch ist aber, wie in allen derart untersuchten Reihen, dass sich die Daten von Cu- und Pb-Filterung deutlich mehr aneinander annähern. Es kann ganz Allgemein für die untersuchten Wandstärken in VR 6 festgehalten werden, dass durch zunehmende Materialdicke die Grauwerte mit unterschiedlicher Filterung bei angepasster Röhrenspannung und konstantem Röhrenstrom voneinander separiert werden, wohingegen bei angepasstem Röhrenstrom und konstanter Röhrenspannung ähnliche Werte annehmen. Die Pb- und Cu-gefilterten Daten zeigen bei kleiner werdenden Stufenhöhen (zunehmende Grauwerte) einen nahezu konstanten Verlauf bis bei den kleinsten, kaum mehr unterscheidbaren Stufen ein Abfall der Grauwertsensibilität auftritt. Bei Sn-Filterung kann eine solche Konstanz nicht festgestellt werden. Auch bei konstantem Röhrenstrom und angepasster Röhrenspannung ist eine solche für alle drei Filtermaterialien nicht auswertbar.

7 ZUSAMMENFASSUNG UND KONKLUSION

7.1 Durchstrahlungsprüfung – VR 1 und 2

Die maximale durchstrahlbare Dicke von Aluminium und Gusseisen mit Kugelgraphit (GJS) bei maximaler Leistung der Röntgenröhre (320 W) wurde in den Versuchsreihen 1 und 2 bestimmt. Dabei wurde solange zur Ausgangsprobendicke zusätzliches Material angefügt, bis die untere Grenze von mindestens 2300 Grauwerte erreicht war. Diese Versuche wurden ohne zusätzliche Filterung für Belichtungszeiten von 400, 800, 1600 und 3200 ms durchgeführt.

Für die Untersuchungen bei Gusseisen wurden die untersuchten Dicken mit ca. $\frac{1}{4}$ von Aluminium gewählt. Der Verlauf der Grauwertmittelwerte über die jeweiligen Belichtungszeiten in Abhängigkeit von den Probendicken zeigte für Aluminium und Grauguss mit steigender Belichtungszeit einen annähernd linearen Verlauf. Durch die Verlängerung der Belichtungszeit wurden höhere Grauwerte bei Aluminium für die jeweiligen Probendicken erzielt. Bei Aluminium war die maximal durchstrahlte Dicke bei den genannten Parametern 670 mm. Bei Gusseisen wurde bereits ab einer Probendicke von 68 mm kein weiterer, linearer Anstieg der Grauwerte festgestellt. Ab dieser Probendicke wurde nahezu nur mehr Streustrahlung detektiert.

Des Weiteren wurden einzelne Grauerthistogramme für Belichtungszeiten von 400, 800, 1600 und 3200 ms und unterschiedlichen Probendicken verglichen. Wie zu erwarten, nimmt die Breite der einzelnen Grauwertspektren bei unterschiedlichen Belichtungszeiten zu höheren Zeiten hin deutlich zu. Aluminium wie auch Gusseisen weisen bei den maximal durchstrahlbaren Probendicken und einer maximalen Belichtungszeit von 3200 ms ein wesentlich breiteres Grauwertspektrum auf, das hauptsächlich auf detektierte Streustrahlung zurückzuführen ist.

7.2 Aluminiumstufenkeil – Vorversuch VR 3

Um die Aufnahmegrenzen der Computertomographie festzustellen wurden mit einem Aluminiumstufenkeil Vorversuche hinsichtlich der Parametereinstellungen für Röhrenstrom und –spannung, den geometrischen Abbildungsbedingungen und dem Einsatz von Filter durchgeführt. In dieser Versuchsreihe wurden alle 30 Stufen unter zusätzlichem Anfügen von Aluminiumblättchen (1 – 5 mm Dicke) aufgenommen, um die Wandstärkenunterschiede bei

unterschiedlichen Materialdicken miteinander vergleichen zu können. Die Belichtungszeit für alle Versuche betrug 400 ms.

Zuerst wurde der Grauwertverlauf in Abhängigkeit von zusätzlich eingebrachten Aluminiumwandstärken dargestellt. Dieser zeigt, dass die Steigungen der Graphen mit zunehmender, angelegter Wandstärke deutlich abnehmen und die Detailerkennbarkeit eine sehr große Wandstärkenabhängigkeit besitzt. Im Bereich der großen Wandstärken ist davon auszugehen, dass kaum noch bildzeichnende Strahlungsanteile vorhanden sind.

Weiters wurde die Grauwertsensibilität über die Grauwertmittelwerte des Stufenkeils untersucht. Diese zeigt eine charakteristische Abnahme mit abnehmenden Grauwerten. Die Grauwertsensibilität nimmt bei geringen Stufenhöhen und größeren Materialdicken stark ab.

7.3 Graugussstufenkeil – VR 4

Für einen weiteren Versuch, wurde ein Graugussstufenkeil in ähnlicher Weise wie der Aluminiumstufenkeil entworfen. Mit diesem war es möglich die Aufnahmegrenzen der Computertomographie für Grauguss und die Grauwertsensibilität festzustellen. Weiters wurden als Vergleich zusätzlich zu den Grundeinstellungen, der Graugussstufenkeil unter Verwendung eines Pb-, Cu- und Al-Filters durchstrahlt. Wie beim Aluminiumstufenkeil wurden zusätzlich hinter dem Graugussstufenkeil bei einer Belichtungszeit von 400 ms unterschiedliche Graugussblättchen angefügt.

Zuerst wurde der Grauwertverlauf in Abhängigkeit von zusätzlich eingebrachten Graugussblättchen und der verwendeten Filter dargestellt. Dieser zeigt, dass die Steigungen der Graphen mit zunehmender, angelegter Materialdicke deutlich flacher verlaufen. Durch das Einbringen eines Pb- und Cu-Filters ohne zusätzlich angefügte Wandstärke wird der Grauwertverlauf auf kleinere Grauwerte reduziert, der Al-Filter führt zu keiner wesentlichen Grauwertänderung.

Während der Verlauf der Grauwertsensibilität ohne Filterung bzw. mit Al-Filter die Abszisse bei ca. 5000 schneidet, ist dies bei den Daten mit Cu- und Pb-Filterung bei rund 2000 der Fall. Daraus kann eine prinzipiell höhere Erkennbarkeit der großen Wandstärken mit Cu- bzw. Pb-Filterung abgeleitet werden.

7.4 Aluminiumstufenkeil mit Filter – VR 5 und 6

In Versuchsreihe 5 und 6 wurden jeweils die ersten 12 Stufen des Aluminiumstufenkeils, mit kleinen Stufenhöhen, unter Verwendung von Cu-, Pb- und Sn-Filter, bei konstantem Röhrenstrom und veränderlicher Röhrenspannung bzw. umgekehrt, getestet. Weiters wurden in VR 5 solange zusätzliches Material angefügt, bis der minimale Grauwert von mindestens 2300 erreicht wurde, wobei der maximale Grauwert (Luft) nie einen Wert von 63000 überschreiten durfte. Im Vergleich dazu wurde in VR 6 die zusätzlich angefügten Materialdicken reduziert, um die Auswertung der Ergebnisse aufgrund geringerer Streuungen der Grauwerte zu erleichtern. Die Einstellungen von Röhrenstrom und -spannung, sowie die geometrischen Abbildungsbedingungen wurden auf die jeweiligen Versuchsreihen abgestimmt.

Der Vergleich der absoluten Grauwertänderung bei konstantem Röhrenstrom mit der Grauwertänderung bei konstanter Röhrenspannung in VR 5 zeigte, dass sich die absolute Höhe der Grauwertverläufe, vor allem beim Einsatz eines Sn-Filters, zu höheren Grauwerten verschiebt. Weiters nimmt die Steigung der einzelnen Grauwertverläufe für unterschiedlich angefügte Materialdicken bei konstantem Röhrenstrom zu. Durch die erfolgte Spannungserhöhung nehmen die Durchdringungsfähigkeit des Materials und dadurch die maximal anfügbare Materialdicke im Vergleich zur Erhöhung des Röhrenstroms zu.

Durch das Anfügen von zusätzlichem Material bei VR 5 und konstanter Röhrenspannung bildete sich ebenfalls ein nahezu linearer Verlauf der absoluten Grauwerte aus, welche für die jeweilige Filterreihe parallel verlaufen. Wird jedoch der Röhrenstrom konstant gehalten, überlagert sich der Verlauf für die jeweiligen Filtermaterialien. Diese Überlagerung tritt ab 40 mm und höher, sowohl für konstanten Röhrenstrom als auch für konstante Röhrenspannung auf, jedoch steigt der Verlauf der Grauwertänderung bei konstantem Röhrenstrom steiler an. Die Sn-Filterung bot unter den gewählten Randbedingungen die Möglichkeit die größte Materialdicke an den Stufenkeil anzufügen.

Bei konstanter Röhrenspannung ist es nicht möglich ohne zusätzliche Filterung bzw. mit dem Sn-Filter eine angelegte Materialdicke von 40 mm zu überschreiten und dabei den geforderten Mindestgrauwert zu erreichen, insbesondere ohne den maximalen Grauwert ohne zusätzliche Filterung zu überschreiten. Es ist anzumerken, dass bei allen Untersuchungen bei konstanter Röhrenspannung für den Sn-Filter der maximale Röhrenstrom angewendet werden musste. Für alle untersuchten Filterreihen engen sich die Grauwertbereiche für größere Wandstärken ein und die Grauwertsensibilität sinkt. Dies ist bei verändertem Röhrenstrom in größerem Ausmaß der Fall als bei veränderter Röhrenspannung.

In VR 6 wurde die Röhrenspannung im Vergleich zu VR 5 um ca. 10 % erhöht und der Fokus-Stufenkeil-Abstand vergrößert. Die angefügten Materialdicken wurden auf 10, 15 und 20 mm verringert. Grundsätzlich zeigt sich dasselbe Verhalten wie in VR 5. Die Zugabe von Filtermaterial senkt erwartungsgemäß die Grauwertmittelwerte. Dabei werden bei konstantem Röhrenstrom im Vergleich zu konstanter Röhrenspannung etwas niedrigere Grauwerte detektiert. In allen Filterversuchen war charakteristisch, dass die eingesetzten Cu- und Pb-Filter trotz einer größeren Dicke des Cu-Filters ein ähnliches Filterverhalten, insbesondere was die Grauwertsensibilität betrifft, aufwiesen. In absoluten Grauwerten senkte der Pb-Filter, bei zunehmenden Materialstärken, die detektierten Grauwertmittelwerte allerdings stärker ab. Bei konstanter Röhrenspannung konnte eine solch stärkere Absenkung nicht beobachtet werden. Die Grauwerte für Sn-Filterung fielen dabei im Vergleich deutlich ab, da auch bei diesen Wandstärken das Strommaximum der Röntgenröhre die Parametereinstellung limitierte.

7.5 Aussichten

Diese Arbeit kann als Grundlage für weitere Versuche bezüglich des Einsatzes verschiedener Filtermaterialien für unterschiedliche Materialien und Wandstärken gesehen werden. Weitere Versuche mit dem Graugussstufenkeil unter Änderung des Röhrenstroms bzw. der Röhrenspannung und anfügen zusätzlicher Wandstärken wären durchzuführen. Auf Grund dieser Ergebnisse, könnten vorbereitete zylindrische Proben aus Aluminium oder Grauguss unter Verwendung unterschiedlicher Filter tomographiert werden und anschließend als Vergleich in der Metallographie eine Auswertung der Porengröße und –anzahl durchgeführt werden. Diese Versuche konnten im Rahmen dieser Arbeit nicht durchgeführt werden, da dies den zeitlichen Rahmen gesprengt hätte.

8 Literaturverzeichnis

- [1] *Kalender, Willi A.:* Computertomographie. Publicis MCD Verlag, München, 2000
- [2] *Buzug, Thorsten M.:* Einführung in die CT. Springer Verlag, Berlin Heidelberg, 2004
- [3] *Schultz, E.:* Computertomographie-Verfahren. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1985
- [4] *Hans Wälischmiller GmbH:* Informationsflyer. Abgerufen am 27. August 2006, <http://www.arge-metallguss.de/arge/Main/Projekte/CT/InformationenFlyer.htm>
- [5] *Onmeda.de:* Diskrete Röntgenstrahlung. Abgerufen am 19. Juli 2006, http://www.onmeda.de/lexika/strahlenmedizin/roentgenstrahlung_und_roentgenroehre.html?p=2
- [6] *Felix, R. und B. Ramm:* Das Röntgenbild. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1988
- [7] *Demtröder, W.:* Experimentalphysik 3. Springer Verlag, Berlin, 2000
- [8] *DGZfP und RICH. SEIFERT & Co:* Digitale Radiologie – Kursus Stufe 1. 1997
- [9] *Prof. Dr. Suter, D.:* Vorlesung Nuklear diagnostik. Abgerufen am 10. August 2006, http://e3.physik.uni-dortmund.de/~suter/Vorlesung/Medizinphysik_06/7_Nuklear diagnostik.pdf
- [10] *Bachmann, J., P. Rhein und S. Spieß:* Röntgenstrahlung in der Technik. Abgerufen am 01. September 2006, http://www.werkstoff.tu-ilmenau.de/PDF-Files/semi_xrd.pdf
- [11] *Halmshaw, R.:* Industrial Radiology – Theorie and practice. Chapman & Hall, London, 1995
- [12] *Kalender, Willi A.:* Der Einsatz von Flachbilddetektoren für die CT-Bildgebung. Der Radiologe 43 (2003), **Seiten**

- [13] *DI Redmer, B.:* Mobiler Einsatz digitaler Röntgen-Detektoren zur tomographischen Visualisierung flächiger Fehler im Anlagenbereich. Abgerufen am 04. Juli 2006, <http://www.ndt.net/article/dgzfp04/papers/v62/v62.htm>
- [14] *Renger, B.:* Digitale Radiographie. Abgerufen am 22. September 2006 <http://www.roe.med.tu-muenchen.de/download/vorlesung/Digitales-Roentgenfarbe.pdf>
- [15] *XYLON International X-Ray GmbH :* Datenblatt – Detektoren. Abgerufen am 12. Juli 2006, <http://www.xylon.com>
- [16] *Prof. Dr. Bente, K.:* 3D-Röntgen-Tomographie.
- [17] *ARGE Metallguss:* 3D-Röntgen-CT. Abgerufen am 27. August 2006, <http://www.arage-metallguss.de/arage/Main/Projekte/CT/InformationenFlyer.htm>
- [18] *Bartscher, M., U. Hilpert und F. Wäldele, PTB, Braunschweig; Goebbels, J. und G. Weidemann, BAM Berlin:* Genauigkeitssteigerung von industrieller Röntgen-Computertomographie (CT) – Anlagen für die dimensionelle Messtechnik. Abgerufen am 26. August 2006, www.ndt.net/article/dgzfp04/papers/p17/p17.htm
- [19] *Prof. Dr. Suter, D.:* Vorlesung Röntgendiagnostik. Abgerufen am 13. Juli 2006, http://e3.physik.uni-dortmund.de/~suter/Vorlesung/Medizinphysik_06/6_Roentgendiagnostik.pdf
- [20] *Dössel, O.:* Bildgebende Verfahren in der Medizin. Springer-Verlag, Berlin, 2000
- [21] *Braun, J.:* Bildgebende Verfahren in der Medizin – Teil 5: CT, Institut für Medizinische Informatik. Abgerufen am 25. Juli 2006, http://www.charite.de/medinfo/Studium/Vorlesung/8Wahllehrveranstaltung/JB-Bildgebende%20Verfahren/Teil_05_CT.pdf
- [22] *Gosch, D., S. Lieberenz, J. Petzold, B. Sattler und A. Seese:* Bilderzeugung und Bildbewertung in der Strahlenphysik. Fernstudium Medizinische Physik und Technik, Uni Kaiserslautern, 2003

- [23] *Slaby, J.*: Automatisierung der Justierung eines Synchrotron-Tomographiemessaufbaus. Diplomarbeit an der Berufsakademie Berlin, 2003
- [24] *van Lengen, R. H. und M. Pfeiffer*: Bilderzeugung und Bildverarbeitung in der Medizin. Fernstudium Medizinische Physik und Technik, Uni Kaiserslautern, 1997
- [25] *Tschirley, R.*: Bildgebende Verfahren in der Medizin. Abgerufen am 12. August 2006, <http://cg.cs.tu-berlin.de/~pooh/uni/car/html/node7.html>
- [26] *Herzog, M.*: Ein statistischer Algorithmus zur Strahlaufhärtungskorrektur und seine Implementierung. Studienarbeit, 2003
- [27] *Wikipedia* : Ringartefakte. Abgerufen am 16. September 2006, <http://de.wikipedia.org/wiki/Ringartefakt>
- [28] *VDG-Merkblatt P201*: Volumendefizite von Gussteilen aus NE-Metallen. Stand: Mai 2002
- [29] *Dr. I. Pfeifer-Schäller, Steinbeis TZ ARGE Metallguss, Aalen
Dipl.-Ing. (FH) S. Tomaschko, Prof. Dr. F. Klein, FH-Aalen
Dr. M. Simon, Dr. Ch. Sauerwein, Hans Wälischmiller, Meersburg*: Computertomographie im Vergleich mit konventionellen Prüfverfahren. Abgerufen am 22. September 2006, www.ndt.net/article/dgzfp01/papers/p21/p21.htm
- [30] *Dr. Mertz, A.*: Fehler- und Fehlererkennung an Al-Druckgussteilen. ARGE Metallguss, Aalen
- [31] *Wikipedia* : Archimedisches Prinzip. Abgerufen am 12. Juli 2006, http://de.wikipedia.org/wiki/Archimedisches_Prinzip
- [32] *NIST – National Institute of Standards and Technology*: Element/Compound/Mixture Selection. Abgerufen am 03. September 2006, <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>