



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Hamburg University of Applied Sciences

Bachelorthesis

Nadine Stahmann

Vergleichende Analyse gemessener und
simulierter computertomographischer
Schnittbilder eines neuartigen Testobjektes

Nadine Stahmann

Vergleichende Analyse gemessener und simulierter
computertomographischer Schnittbilder eines
neuartigen Testobjektes

Bachelorthesis eingereicht im Rahmen der Bachelorprüfung
im Studiengang Elektro- und Informationstechnik
am Department Informations- und Elektrotechnik
der Fakultät Technik und Informatik
der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Betreuender Prüfer : Prof. Dr. Robert Heß
Zweitgutachter : Prof. Dr. rer. nat. Annabella Rauscher-Scheibe

Abgegeben am 4. Juli 2017

Nadine Stahmann

Thema der Bachelorthesis

Vergleichende Analyse gemessener und simulierter computertomographischer Schnittbilder eines neuartigen Testobjektes

Stichworte

Computertomographie, Schnittbilder, Testobjekt, Messung, Simulation, Kontrast-Rausch-Verhältnis

Kurzzusammenfassung

Ziel der Arbeit ist es, das Kontrast-Rausch-Verhältnis von gemessenen und simulierten computertomographischen Schnittbildern zu vergleichen und verbleibende Unterschiede zu analysieren. Hierzu werden Messungen mit einem neuartigen Testobjekt durchgeführt. Auf Basis der Messparameter erfolgt die Simulation.

Nadine Stahmann

Title of the paper

Comparative analysis of measured and simulated computer tomographic sectional images of a novel test object

Keywords

computer tomography, sectional images, test object, measurement, simulation, contrast-to-noise ratio

Abstract

The aim of this thesis is, to compare the contrast-to-noise ratio of measured and simulated computer tomographic sectional images and to analyse remaining differences. For this purpose, measurements with a novel test object are implemented. The simulation will be performed based on the measuring parameters.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen herzlich danken, die mich bei der Anfertigung dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Robert Heß für die Überlassung des Themas, die umfassende Betreuung und die Erstprüfung.

Weiterhin danke ich Frau Prof. Dr. rer. nat. Annabella Rauscher-Scheibe für die Übernahme der Zweitprüfung.

Danken möchte ich auch der Philips Medical Systems DMC GmbH, die mir die Möglichkeit gab, erforderliche Messungen an einem CT-Scanner durchzuführen. Dabei wurde ich freundlicherweise von Herrn Tobias Reusch und Herrn Sebastian Stoffel unterstützt.

Abschließend möchte ich mich bei meinen Eltern und meinen Freunden bedanken, die Zeit in das Korrekturlesen dieser Arbeit investiert und mich stets motiviert haben.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	III
1 Einleitung	1
2 Theoretische Grundlagen	3
2.1 Physikalische Eigenschaften der Röntgenstrahlung	3
2.2 Erzeugung von Röntgenstrahlung	4
2.2.1 Bremsstrahlung	6
2.2.2 Charakteristische Strahlung	7
2.3 Schwächung von Röntgenstrahlung durch Materie	7
2.3.1 Schwächungsgesetz	8
2.3.2 Photoeffekt	9
2.3.3 Compton-Streuung	10
2.3.4 Rayleigh-Streuung	10
2.3.5 Massenschwächungskoeffizienten	11
2.4 Entwicklungsstufen der Computertomographie	12
2.4.1 Erste Gerätegeneration	13
2.4.2 Zweite Gerätegeneration	14
2.4.3 Dritte Gerätegeneration	14
2.4.4 Vierte Gerätegeneration	15
2.5 Mathematische Grundlagen der Bildrekonstruktion	15
2.5.1 Radon-Transformation	16
2.5.2 Fourier-Scheiben-Theorem	17
2.5.3 Gefilterte Rückprojektion	19
2.6 Hounsfield-Skala	20

3	Material und Methoden	21
3.1	Auswahl der Flüssigkeiten	21
3.2	Messung	22
3.2.1	Komponenten für den Messaufbau	22
3.2.2	Messaufbau und Ablauf	24
3.3	Simulation	26
3.3.1	Simulationsparameter	26
3.3.2	Berechnung der elementaren Flüssigkeitszusammensetzung	27
3.3.3	Durchführung der Simulation	29
3.4	Kontrast-Rausch-Verhältnis	29
4	Ergebnisse und Diskussion	30
4.1	Rohdaten von Messung und Simulation	30
4.2	Betrachtung der mittleren CT-Zahlen	32
4.3	Vergleich von Messung und Simulation	34
5	Auswertung	41
6	Zusammenfassung und Ausblick	43
	Tabellenverzeichnis	IV
	Abbildungsverzeichnis	V
	Literaturverzeichnis	VII
A	Anhang	IX

Abkürzungsverzeichnis

CNR	Contrast-to-Noise Ratio
CSV	Comma Separated Values
CT	Computertomographie
CTN	Computer Tomography Number
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FOM	Figure of Merit
ROI	Region of Interest
SD	Standard Deviation

1 Einleitung

Heutzutage ist die Computertomographie ein unverzichtbares diagnostisches Instrument der Humanmedizin. Das röntgenbasierte Verfahren liefert in kürzester Zeit überlagerungsfreie Schnittbilder mit klarer diagnostischer Aussagekraft. Obwohl auch konkurrierende Verfahren, wie zum Beispiel die Magnetresonanztomographie, Einblicke in das Körperinnere ermöglichen, ist die Computertomographie insbesondere aufgrund der kurzen Untersuchungszeiten bei vielen Fragestellungen alternativlos. [9]

Der Ursprung der Computertomographie reicht in die Anfänge des 20. Jahrhunderts zurück. Johann Radon schuf 1917 die mathematische Grundlage der späteren Computertomographie. Zu diesem Zeitpunkt konnte der österreichische Mathematiker die Anwendungsmöglichkeiten der nach ihm benannten Radon-Transformation nicht erahnen. Ohne die Arbeit von Radon zu kennen, schuf der Physiker Allan McLeod Cormack die theoretischen Voraussetzungen für die Computertomographie. Auf Basis dieser Vorarbeiten realisierte der Elektrotechniker Godfrey Newbold Hounsfield 1972 den ersten kommerziellen Computertomographen. Hounsfields Arbeitgeber, die britische Plattenfirma EMI, finanzierte diese kostspielige Entwicklung dank der enormen Einnahmen durch den Erfolg der Beatles. [11] [12]

In der Folgezeit wurde die Computertomographie im Hinblick auf Bildqualität und Strahlenexposition kontinuierlich weiterentwickelt. Dadurch konnte die Strahlenbelastung der Patienten verringert und der diagnostische Wert der Bilder gesteigert werden. Trotz dieser Fortschritte besteht weiterhin die Notwendigkeit, bei jeder computertomographischen Untersuchung zwischen Bildqualität und Strahlenbelastung abzuwägen. Dieser ständige Spagat macht weitere Optimierungen erforderlich. In diesem Zusammenhang kommen zunehmend Simulationstechniken zum Einsatz. Gelingt der Einklang von gemessenen und simulierten Daten, können ohne aufwendige Messungen Verbesserungen mittels numerischer Simulation durchgeführt werden.

Ein Kriterium für die quantitative Beurteilung der Bildqualität ist das Kontrast-Rausch-Verhältnis. Ziel der Arbeit ist es, diese Größe in gemessenen und simulierten Bildern zu ermitteln und eine vergleichende Analyse durchzuführen. Zu diesem Zweck müssen zunächst geeignete Flüssigkeiten für die Präparierung eines neuartigen Testobjektes gefunden werden. Es folgen Messungen an einem aktuellen Computertomographen. Auf Basis der Messparameter wird anschließend die Simulation durchgeführt. Gemäß Zielformulierung werden die generierten Messdaten mit den Simulationsergebnissen verglichen und gegebenenfalls verbleibende Unterschiede analysiert.

2 Theoretische Grundlagen

Wilhelm Conrad Röntgen entdeckte am 8. November 1895 die nach ihm benannte Röntgenstrahlung. Für diese Entdeckung wurde er im Jahr 1901 mit dem erstmalig verliehenen Nobelpreis für Physik ausgezeichnet. Röntgen legte den Grundstein für bildgebende Verfahren, die mithilfe von Röntgenstrahlen Einblicke in das Körperinnere ermöglichen. Heutzutage zählt die röntgenbasierte Computertomographie (CT) zu den wichtigsten bildgebenden Verfahren in der medizinischen Diagnostik. Sie liefert überlagerungsfreie Schnittbilder. [16]

2.1 Physikalische Eigenschaften der Röntgenstrahlung

Bei Röntgenstrahlen handelt es sich um elektromagnetische Wellen mit Wellenlängen im Bereich von 10^{-8} bis 10^{-12} m. Sie sind Teil des elektromagnetischen Spektrums, welches die verschiedenen Arten elektromagnetischer Wellen, geordnet nach ihrer Wellenlänge bzw. Frequenz, umfasst. Elektromagnetische Wellen können sich sowohl im Vakuum als auch in einem Medium ausbreiten. Im Vakuum ist die Ausbreitungsgeschwindigkeit gleich der Lichtgeschwindigkeit. In einem Medium ist sie stets kleiner. [7]

Bei Wellen besteht zwischen Ausbreitungsgeschwindigkeit, Wellenlänge und Frequenz allgemein folgender Zusammenhang:

$$c = \lambda \cdot f \quad (2.1)$$

mit:

c = Ausbreitungsgeschwindigkeit der Welle

λ = Wellenlänge

f = Frequenz

Elektromagnetische Strahlung, wie die Röntgenstrahlung, kann mit dem Teilchenmodell beschrieben werden. Danach besteht sie aus kleinsten Energieteilchen, den Photonen. Mit dem Modell lassen sich u. a. bestimmte Wechselwirkungen zwischen Röntgenstrahlung und Materie erklären (siehe Abschnitt 2.3). Die Photonenenergie ergibt sich aus dem Produkt von Planckschem Wirkungsquantum h und der Frequenz f . [14]

$$E_{\text{Photon}} = h \cdot f \quad (2.2)$$

mit:

E_{Photon} = Photonenenergie

h = Plancksches Wirkungsquantum, $h = 6,626\,069 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$

f = Frequenz

Die Einheit der Photonenenergie ist Joule (J). Üblicherweise wird für die Energieangabe jedoch die Einheit Elektronenvolt (eV) verwendet. Ein Elektronenvolt entspricht der kinetischen Energie, die ein Teilchen mit der Elementarladung e erhält, wenn es im Vakuum mit einem Volt beschleunigt wird. [14] Daher gilt:

$$1 \text{ eV} = e \cdot 1 \text{ V} = 1,602\,176\,46 \cdot 10^{-19} \text{ J} \quad (2.3)$$

2.2 Erzeugung von Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlung wird in einer Röntgenröhre erzeugt. Den schematischen Aufbau einer solchen Röhre zeigt Abbildung 2.1. Wie anhand der Abbildung ersichtlich, besteht die Röntgenröhre aus einem evakuierten Glaskolben, in dem sich eine Anode sowie eine Kathode befinden. Bei der Kathode handelt es sich um eine Glühwendel, welche meistens aus hitzebeständigem Wolframdraht besteht. Durch das Anlegen einer Heizspannung U_H wird die Kathode auf ca. 2600°C erhitzt. Mit steigender Temperatur nimmt die Bewegungsenergie der Elektronen in der Kathode zu. Ist die kinetische Energie groß genug, können die Elektronen die für das Material charakteristische Austrittsarbeit verrichten und aus der glühenden Kathode in das Vakuum emittieren. Es wird in diesem Zusammenhang vom glühelektrischen Effekt gesprochen. Die Austrittsarbeit von Wolfram beträgt etwa 4,54 eV. [2] [9]

Die emittierten Elektronen werden mit der Beschleunigungsspannung U_A zwischen Kathode und Anode in Richtung der Anode beschleunigt. Dabei ist die kinetische Energie der Elek-

tronen von der angelegten Spannung abhängig. [9]

$$E_{\text{kin}} = U_A \cdot e \quad (2.4)$$

mit:

E_{kin} = Kinetische Energie des Elektrons

U_A = Beschleunigungsspannung

e = Elementarladung, $e = 1,602\,176\,46 \cdot 10^{-19}$ C

Die Bundesärztekammer empfiehlt in den Leitlinien zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik bzw. Computertomographie Spannungsbereiche für U_A , je nach diagnostischer Fragestellung. [4] [5]

Der Wehnelt-Zylinder (vgl. Abb. 2.1) fokussiert die Elektronen auf einen Punkt des Anodentellers. Diese Auftrefffläche wird als Brennfleck bezeichnet. Auftreffende Elektronen dringen in das Anodenmaterial ein. Dabei wird der größte Teil ihrer kinetischen Energie (ca. 99 %) in Wärme, der verbleibende Rest in Röntgenstrahlung umgewandelt. Die starke Erwärmung der Anode ist ein unerwünschter Nebeneffekt, infolgedessen die Anode schmelzen und letztendlich die Röntgenröhre beschädigen kann. Daher wird als Anodenmaterial fast ausschließlich Wolfram verwendet. Wolfram zeichnet sich u. a. durch eine hohe Schmelztemperatur sowie eine hohe Wärmeleitfähigkeit aus. Durch schnelle Rotation der Anode wird die Wärme ringförmig auf dem Anodenteller verteilt und eine bessere Wärmeverteilung erzielt. [6] [9]

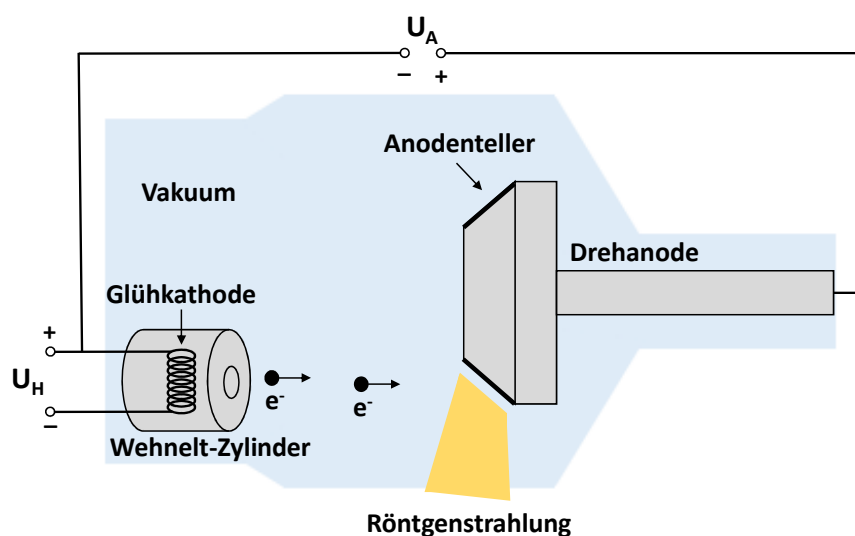


Abbildung 2.1: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre, erstellt nach [6]

Wie bereits erwähnt, wird der weitaus geringere Teil der kinetischen Energie in Röntgenstrahlung umgewandelt. In diesem Zusammenhang wird zwischen Bremsstrahlung und charakteristischer Strahlung unterschieden. Durch die Überlagerung der Spektren beider Strahlungsarten entsteht das Röntgenspektrum. Bei dem in Abbildung 2.4 gezeigten Röntgenspektrum ist zu erkennen, dass die niederenergetische Strahlung herausgefiltert wurde. Diese würde im menschlichen Körper vollständig absorbiert und somit die Strahlenbelastung erhöhen, jedoch nicht zur Bildgebung beitragen. [9]

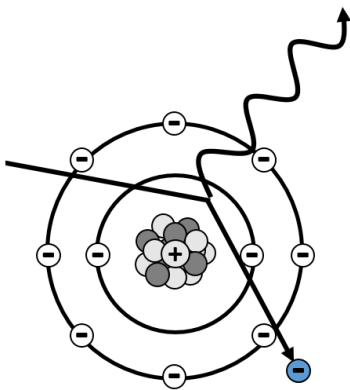


Abbildung 2.2: Entstehung von Bremsstrahlung, erstellt nach [9]

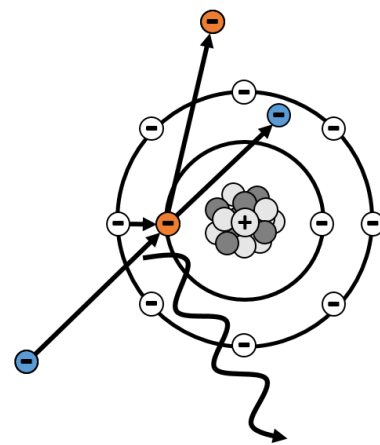


Abbildung 2.3: Entstehung von charakteristischer Strahlung, erstellt nach [9]

2.2.1 Bremsstrahlung

Elektronen, die bis in die Nähe eines Atomkerns des Anodenmaterials vordringen, werden durch dessen elektrisches Feld umgelenkt und abgebremst. Die dabei frei werdende Energie wird in elektromagnetische Strahlung umgesetzt, die als Bremsstrahlung bezeichnet wird. Die Entstehung der Bremsstrahlung ist in Abbildung 2.2 schematisch dargestellt. [9]

Durch unterschiedlich starke Ablenkung bzw. Abbremsung der Elektronen variiert die Energie der entstehenden Photonen. Wie in Abbildung 2.4 ersichtlich, entsteht ein kontinuierliches Strahlungsspektrum. Die maximale Photonenenergie ergibt sich durch die vollständige Abbremsung eines Elektrons bei der Kollision mit einem Atomkern. Sie ist durch die kinetische Energie der Elektronen begrenzt (siehe Gleichung (2.4)). [9]

2.2.2 Charakteristische Strahlung

Trifft ein Elektron direkt auf ein inneres Hüllenelektron eines Atoms des Anodenmaterials, wird dieses aus seiner Schale herausgeschlagen (vgl. Abb. 2.3). Dabei muss die kinetische Energie des auftreffenden Elektrons die Bindungsenergie des Hüllenelektrons überschreiten. Bei Wolfram ist beispielsweise eine Energie von ca. 69,5 keV notwendig, um ein Elektron aus der innersten Schale herauszuschlagen zu können. Die so entstehende Elektronenlücke wird durch ein Elektron aus einer weiter außen liegenden Schale aufgefüllt. Da das Energieniveau der Schalen mit geringerer Entfernung zum Atomkern abnimmt, wird beim Auffüllen der Elektronenlücke die Energiedifferenz in Form von elektromagnetischer Strahlung frei. Die Energiedifferenzen der Schalen eines Atoms sind materialspezifisch. Deshalb wird von charakteristischer Strahlung gesprochen. Sie wird im Röntgenspektrum in Form einzelner Spektrallinien abgebildet. [9]

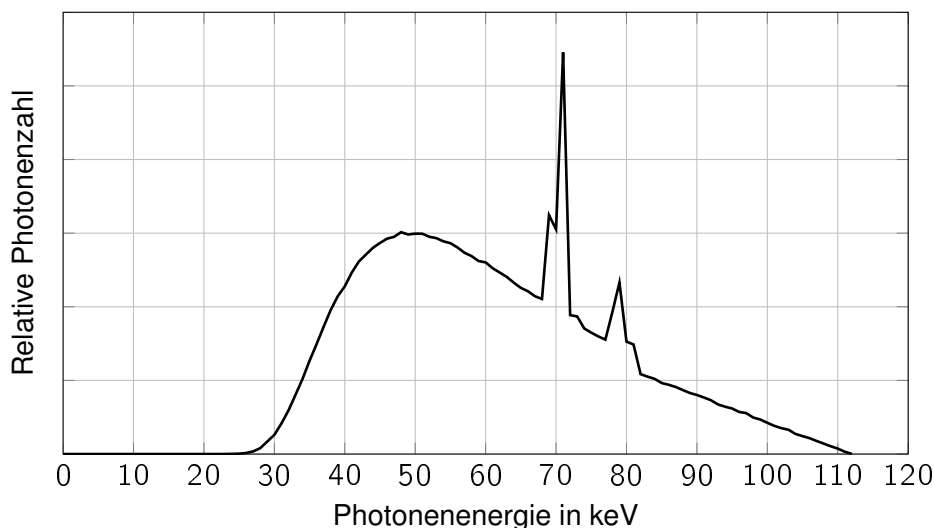


Abbildung 2.4: Spektrum einer Röntgenröhre mit einer Wolfram-Rhenium-Anode, Filterung mit 2,5 mm Aluminium, Beschleunigungsspannung 100 kV, basierend auf [1, S.127]

2.3 Schwächung von Röntgenstrahlung durch Materie

Röntgenstrahlung wird beim Durchdringen von Materie geschwächt. In der medizinischen Röntgendiagnostik ist die Schwächung hauptsächlich bedingt durch Absorption und Streuung der Photonen. Ursächlich hierfür sind der Photoeffekt, die Compton-Streuung und die Rayleigh-Streuung. Diese drei Wechselwirkungsprozesse werden im Folgenden erläutert.

Angemerkt werden muss, dass es noch andere Wechselwirkungsprozesse gibt, wie z. B. die Paarbildung. Diese sind für die medizinische Röntgendiagnostik bedeutungslos und werden deshalb nicht weiter erläutert. [8] [9]

2.3.1 Schwächungsgesetz

Wie zuvor erwähnt, wird Röntgenstrahlung durch Wechselwirkung mit Materie geschwächt. Das bedeutet, dass die Strahlungsintensität abnimmt. Dieser Intensitätsverlust kann durch das Lambert-Beersche Gesetz beschrieben werden. Zur Herleitung wird ein Röntgenstrahl betrachtet, der orthogonal auf eine Materialschicht der Dicke d trifft. Die Anzahl der auftreffenden Photonen pro Zeit und Fläche wird mit n_0 bezeichnet. Lediglich die Photonen, die nicht absorbiert oder gestreut werden, können die Materialschicht ungehindert durchdringen. Dieser Photonenanteil kann mit der Gleichung (2.5) bestimmt werden. [9]

$$n(d) = n_0 \cdot e^{-\mu \cdot d} \quad (2.5)$$

mit:

$n(d)$ = Anzahl der austretenden Photonen

n_0 = Anzahl der auftreffenden Photonen

μ = Schwächungskoeffizient

d = Dicke des Materials

Der Schwächungskoeffizient μ ist materialabhängig. Aus diesem Grund ist die vorangehende Gleichung nur auf Schichten anwendbar, die lediglich aus einem Material bestehen. Der menschliche Körper ist jedoch aus unterschiedlichen Materialien aufgebaut, die dementsprechend jeweils einen anderen Schwächungskoeffizienten besitzen. Unter Berücksichtigung dieses Aspektes wird die Gleichung (2.5) erweitert. [9]

$$n(d) = n_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu(x) dx} \quad (2.6)$$

mit:

$n(d)$ = Anzahl der austretenden Photonen

n_0 = Anzahl der auftreffenden Photonen

μ = Schwächungskoeffizient

d = Dicke des Materials

Durch Multiplikation der flächen- und zeitbezogenen Photonenzahl n mit der Photonenenergie E_{Photon} ergibt sich die Intensität J der Strahlung und somit die Gleichung (2.7). Hierbei handelt es sich um das Lambert-Beersche Gesetz. Anzumerken ist, dass das Gesetz nur bei monoenergetischer Strahlung angewendet werden kann. Da die von einer Röntgenröhre emittierte Strahlung jedoch polychromatisch ist, gilt das Lambert-Beersche Gesetz nur näherungsweise. [9]

$$J(d) = J_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu(x) dx} \quad (2.7)$$

mit:

$J(d)$ = austretende Intensität

J_0 = einfallende Intensität

μ = Schwächungskoeffizient

d = Dicke des Materials

Wie schon beschrieben, ist der Schwächungskoeffizient μ materialabhängig. Genauer gesagt wird der Schwächungskoeffizient von der Dichte und der Ordnungszahl des absorbierenden Materials bestimmt. Bei Röntgenstrahlung besteht ein proportionaler Zusammenhang zwischen μ und der Dichte, weshalb statt des Schwächungskoeffizienten häufig der Massenschwächungskoeffizient μ/ρ mit der Einheit m^2/g angegeben wird. [9]

Weiterhin ist der Schwächungskoeffizient frequenzabhängig. Je höher die Frequenz und somit die Photonenenergie, desto durchdringungsfähiger ist die Röntgenstrahlung. Der Schwächungskoeffizient fällt also mit steigender Frequenz. [9]

Der Schwächungskoeffizient eines Materials kann als Summe der Schwächungskoeffizienten der nachfolgend beschriebenen Wechselwirkungsprozesse dargestellt werden. [9]

2.3.2 Photoeffekt

Beim Photoeffekt wird die gesamte Energie eines einfallenden Röntgenphotons auf ein gebundenes Elektron des durchstrahlten Materials übertragen. Dabei wird das Elektron aus seiner Schale herausgeschlagen und das Photon vollständig absorbiert. Das emittierte Elektron wird als Sekundärelektron bezeichnet. Seine kinetische Energie ist gleich der Differenz von Photonenenergie E_{Photon} und Bindungsenergie E_b . Der Photoeffekt tritt vorwiegend in kernnahen Elektronenschalen auf. [13] [14]

Die entstandene Elektronenlücke wird durch ein Elektron aus einer weiter außen liegenden Schale aufgefüllt. Die beim Auffüllen frei werdende Energie wird entweder in Form von charakteristischer Strahlung emittiert oder auf ein äußeres, schwach gebundenes Elektron desselben Atoms übertragen, wodurch dieses aus seiner Schale herausgelöst wird. Das freigesetzte Elektron wird als Auger-Elektron bezeichnet. [13] [14]

2.3.3 Compton-Streuung

Bei der Compton-Streuung wird wie beim Photoeffekt ein Elektron aus der Hülle eines Atoms herausgeschlagen. Im Gegensatz zum Photoeffekt tritt das einfallende Photon jedoch nicht mit einem Elektron einer der inneren Schalen, sondern mit einem äußeren Hüllenelektron in Wechselwirkung. Da die äußeren Elektronen eine geringe Bindungsenergie besitzen, überträgt das Photon beim Zusammenstoß lediglich einen Teil seiner Energie auf das Elektron. Das Photon wird dabei von seiner ursprünglichen Bahn abgelenkt, also gestreut. Die Restenergie E_c des gestreuten Photons ist abhängig vom Streuwinkel. [9] Der Zusammenhang wird durch folgende Gleichung beschrieben:

$$E_c = \frac{E_{\text{Photon}}}{1 + \alpha (1 - \cos \vartheta)} = \frac{E_{\text{Photon}}}{1 + \frac{E_{\text{Photon}}}{511 \text{ keV}} (1 - \cos \vartheta)} \quad (2.8)$$

mit:

E_c = Photonenenergie nach dem Streuvorgang

E_{Photon} = Photonenenergie vor dem Streuvorgang

ϑ = Streuwinkel

2.3.4 Rayleigh-Streuung

Bei der Rayleigh-Streuung trifft ein einfallendes Photon auf ein gebundenes Hüllenelektron und versetzt dieses sowie die anderen Elektronen des betroffenen Atoms kurzzeitig in Schwingungen gleicher Frequenz. Die schwingenden Elektronen wirken wie ein Sender und strahlen die absorbierte Energie des einfallenden Photons in eine beliebige Richtung wieder vollständig ab. Die Energie des emittierten Photons entspricht der Energie des einfallenden Photons. Bei der Rayleigh-Streuung kommt es also im Gegensatz zur Compton-Streuung nur zu einer Richtungsänderung. [14]

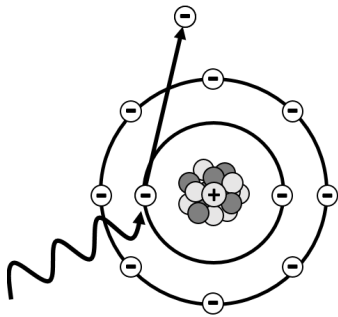


Abbildung 2.5:
Photoeffekt, erstellt
nach [8]

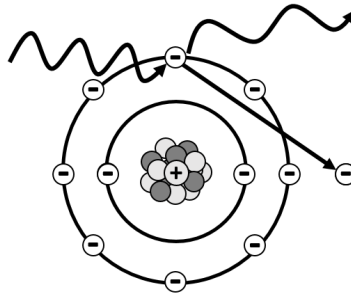


Abbildung 2.6:
Compton-Streuung, erstellt
nach [8]

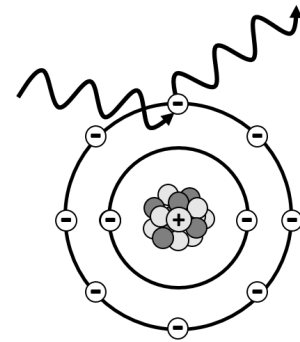


Abbildung 2.7:
Rayleigh-Streuung, erstellt
nach [8]

2.3.5 Massenschwächungskoeffizienten

Die Abbildungen 2.8 und 2.9 zeigen am Beispiel von Blei und Wasser den Verlauf der Massenschwächungskoeffizienten von Photoeffekt, Compton- und Rayleigh-Streuung sowie deren Anteil am gesamten Massenschwächungskoeffizienten in Abhängigkeit der Photonenenergie. Beim Photoeffekt gilt für den Verlauf des Massenschwächungskoeffizienten folgende Formel:

$$\frac{\mu_p}{\rho} \propto \frac{Z^3}{E_{\text{Photon}}^3} \quad (2.9)$$

mit:

$\frac{\mu_p}{\rho}$ = Massenschwächungskoeffizient Photoeffekt

Z = Ordnungszahl

E_{Photon} = Photonenenergie

Der Verlauf wird gestört, sobald die Energie der Photonen groß genug ist, um ein Elektron aus einer inneren Schale herauszuschlagen. Es kommt zu einer starken Zunahme des Massenschwächungskoeffizienten. Dieser Effekt wird insbesondere bei Blei deutlich.[9]

Während bei Blei der Photoeffekt überwiegt, macht bei Wasser ab etwa 30 keV die Compton-Streuung den größten Anteil am gesamten Massenschwächungskoeffizienten aus. Wasser gleicht diesbezüglich menschlichem Weichteilgewebe und anderen Materialien mit geringer Ordnungszahl. [9]

Da bei Blei die Absorption der Strahlung überwiegt, eignet sich das Material besonders zur Abschirmung von Röntgenstrahlen. Deshalb werden Bleischürzen zum Schutz vor Röntgenstrahlung eingesetzt. [9]

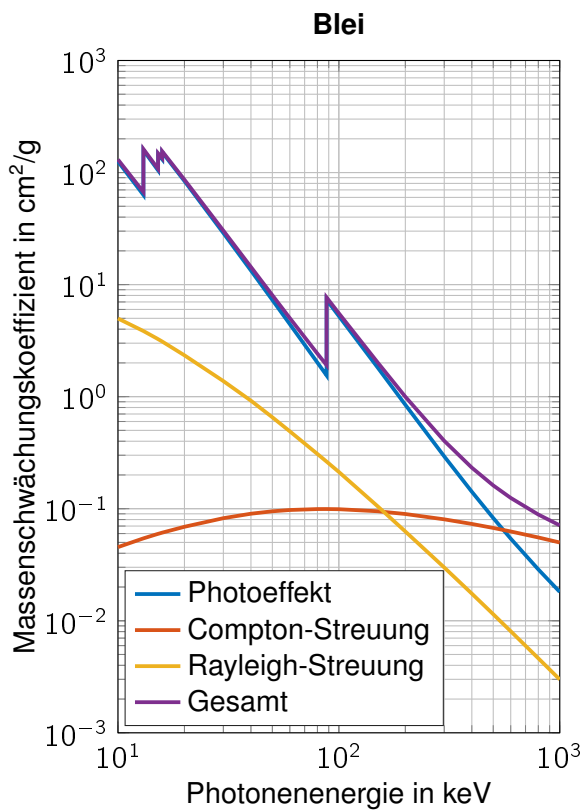


Abbildung 2.8: Massenschwächungskoeffizient von Blei in Abhängigkeit der Photonenenergie, erstellt nach [3]

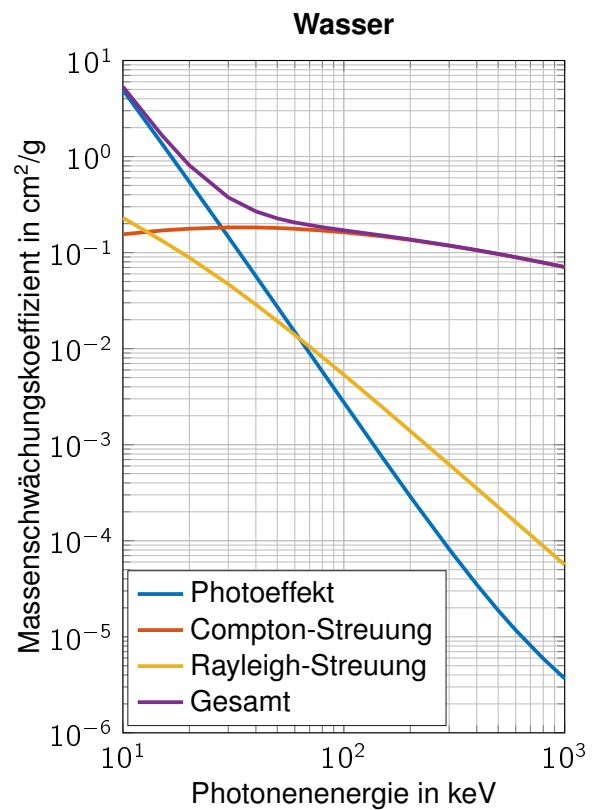


Abbildung 2.9: Massenschwächungskoeffizient von Wasser in Abhängigkeit der Photonenenergie, erstellt nach [3]

2.4 Entwicklungsstufen der Computertomographie

Von der Entdeckung der Röntgenstrahlung bis zur Realisierung des ersten kommerziellen Computertomographen durch Godfrey Hounsfield im Jahr 1972 vergingen etwa 77 Jahre. In der Folgezeit wurden CT-Scanner kontinuierlich weiterentwickelt. So entstanden innerhalb weniger Jahre vier Generationen von Computertomographen, die sich durch die Konstruktion von Röntgenquelle und Detektor sowie den Abtastvorgang voneinander unterscheiden. Letztendlich hat sich die dritte Gerätegeneration weitestgehend durchgesetzt. Moderne CT-

Scanner sind fast ausschließlich Geräte dieser Generation. Die vier Entwicklungsstufen werden nachfolgend näher beschrieben. [6]

2.4.1 Erste Gerätegeneration

Bei Computertomographen der ersten Gerätegeneration wird die von der Röntgenröhre emittierte Strahlung mithilfe eines Kollimators zu einem sogenannten Nadelstrahl gebündelt. Dieser Strahl durchdringt die zu untersuchende Körperschicht, wird dabei gemäß dem Lambert-Beerschen Gesetz geschwächt und vom gegenüberliegenden Detektor registriert. Der Detektor wird synchron mit der Röntgenquelle linear verschoben (vgl. Abb. 2.10). Dabei erfasst der Detektor zu äquidistanten Zeitpunkten die verbleibende Intensität der Röntgenstrahlung. Es ergibt sich ein Intensitätsprofil. Anschließend erfolgt eine Drehung des Quelle-Detektor-Systems um einen vorgegebenen Winkel sowie eine erneute lineare Verschiebung. Dieser Vorgang wird unter verschiedenen Projektionswinkeln γ fortgesetzt, bis ein Winkel von 180° erreicht ist und eine Vielzahl von Intensitätsprofilen vorliegt. Computertomographen der ersten Generation werden wegen des vorbeschriebenen Abtastprinzips auch als Translation-Rotations-Scanner bezeichnet. Sie sind vor allem für die Erklärung der zugrundeliegenden Mathematik in Kapitel 2.5 von Bedeutung. [6] [12]

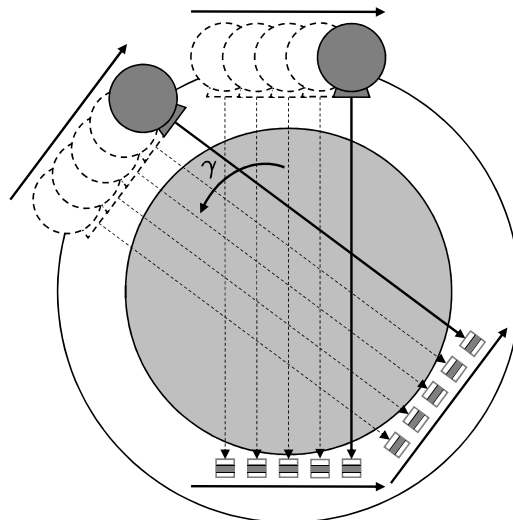


Abbildung 2.10: Schema der ersten Gerätegeneration. Translation-Rotations-Prinzip mit Nadelstrahl und individuellem Detektor, erstellt nach [6]

2.4.2 Zweite Gerätegeneration

Wie Abbildung 2.11 zeigt, arbeiten Computertomographen der zweiten Generation ebenfalls nach dem Translation-Rotations-Prinzip. Durch den Einsatz eines schmalen Fächerstrahls sowie eines Detektorarrays mit etwa 30 Elementen verkürzt sich die Scanzeit, da mehrere Intensitätswerte zeitgleich ermittelt werden können. Der Fächerstrahl mit einem Öffnungswinkel von etwa 10° wird mittels Kollimierung aus dem Ursprungsröntgenstrahl geformt. [6]

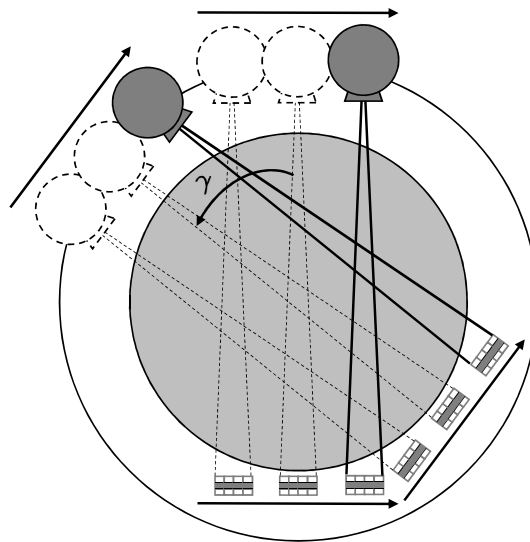


Abbildung 2.11: Schema der zweiten Gerätegeneration. Translation-Rotations-Prinzip mit Fächerstrahl und kurzem Detektorarray, erstellt nach [6]

2.4.3 Dritte Gerätegeneration

Im Gegensatz zur ersten und zweiten Gerätegeneration entfällt bei der dritten Generation die synchron lineare Verschiebung von Röntgenquelle und Detektor (siehe Abb. 2.12). Dadurch verkürzt sich die Scanzeit erheblich. Dieser Fortschritt wird durch eine Vergrößerung der Fächeröffnung bei gleichzeitiger Verlängerung des Detektorarrays erzielt. Das Untersuchungsobjekt wird unter jedem eingestellten Projektionswinkel γ vollständig durchleuchtet. Der Detektor erfasst zeitgleich alle relevanten Intensitätswerte und somit ein komplettes Intensitätsprofil. Der Öffnungswinkel des Fächerstrahls liegt zwischen 40° und 60° . Das Detektorarray besteht aus 400-1000 Elementen. [6]

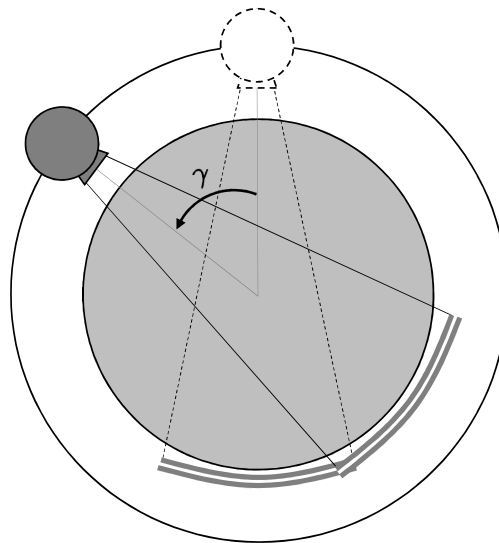


Abbildung 2.12: Schema der dritten Gerätegeneration. Rotation-Rotations-Prinzip mit größerem Röntgenfächer und längerem Detektorarray, erstellt nach [6]

2.4.4 Vierte Gerätegeneration

Bei der vierten Gerätegeneration rotiert lediglich die Röntgenquelle um das Untersuchungsobjekt. Eine weitere Besonderheit dieser Generation ist ein ortsfester, geschlossener Detektorring, der aus bis zu 5000 Elementen besteht. Aufgrund hoher Kosten für die große Anzahl von Detektorelementen sowie systembedingter Probleme hinsichtlich der Bildqualität wurde dieses Geräteprinzip nicht weiter verfolgt. [6] [9]

2.5 Mathematische Grundlagen der Bildrekonstruktion

Bei der Computertomographie werden über 180° hinweg Schwächungsprofile des zu untersuchenden Objektes ermittelt. Daraus wird die räumliche Verteilung der Schwächungskoeffizienten $\mu(x,y)$ einer Schicht errechnet. Im Folgenden werden die mathematischen Verfahren der Bildrekonstruktion anhand des Translation-Rotation-Prinzips der ersten Gerätegeneration erklärt. [12]

2.5.1 Radon-Transformation

Die mathematische Grundlage für die spätere Computertomographie wurde bereits 1917 vom Mathematiker Johann Radon geschaffen. Radon hat gezeigt, dass sich eine beliebige integrierbare Funktion $f(x,y)$ durch alle geraden Linienintegrale über das Definitionsbereich von $f(x,y)$ beschreiben lässt. Dieses mathematische Prinzip wird auch Radon-Transformation genannt. Die Anwendung der Radon-Transformation in der Computertomographie wird nachfolgend erläutert. [8]

Gemäß Abbildung 2.13 wird dem Untersuchungsobjekt das ruhende (x,y) -Koordinatensystem zugeordnet. Ein weiteres Koordinatensystem (ξ,η) ist an die rotierende Einheit aus Röntgenquelle und Detektor gebunden. Die Drehung des (ξ,η) -Koordinatensystems bezogen auf das ruhende (x,y) -Koordinatensystem wird mit dem Winkel γ bezeichnet. [6]

Wie bereits unter 2.4.3 beschrieben, wird die Röntgenröhre für einen festen Winkel γ synchron mit dem Detektor linear verschoben. Dabei wird für jede Position ξ die Intensität $I_\gamma(\xi)$ des geschwächten Röntgenstrahls gemessen. So ergibt sich ein Intensitätsprofil. Für die Bildgebung ist jedoch die Intensitätsabschwächung von Interesse. Aus diesem Grund wird für jede Position ξ das Verhältnis von Ursprungsintensität $I(0)$ und gemessener Intensität $I_\gamma(\xi)$ logarithmiert. Auf diese Weise erhält man ein Schwächungsprofil, auch Projektion genannt (siehe Abb. 2.13). Es gilt folgender Zusammenhang:

$$p_\gamma(\xi) = \ln \left(\frac{I(0)}{I_\gamma(\xi)} \right) = \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(\xi, \eta) d\eta \quad (2.10)$$

$p_\gamma(\xi)$ entspricht einem Linienintegral der gesuchten Funktion $\mu(x,y)$, dessen Integrationsweg durch den Projektionswinkel γ und die Position ξ vorgegeben ist. Alle ermittelten Linienintegrale für einen festen Winkel ergeben zusammen eine Projektion. [6] [12]

Durch Drehung des Quelle-Detektor-Systems ergibt sich eine Vielzahl von Projektionen, die in ihrer Gesamtheit als Radontransformierte der Funktion $\mu(x,y)$ bezeichnet wird. Winkel bis 180° sind ausreichend, da die gemessenen Strahlungsintensitäten für einen Winkel γ und den Winkel $\gamma+180^\circ$ äquivalent sind. [6]

Mittels gefilterter Rückprojektion wird aus den Projektionen ein CT-Bild rekonstruiert.

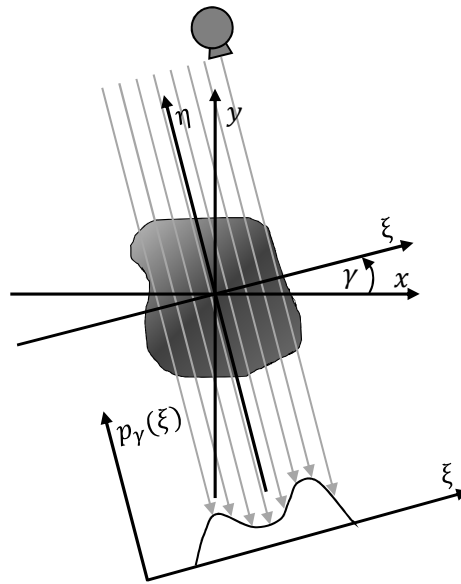


Abbildung 2.13: Ermittlung einer Projektion anhand von Linienintegralen unter dem Winkel γ , erstellt nach [6]

2.5.2 Fourier-Scheiben-Theorem

Bevor die gefilterte Rückprojektion betrachtet werden kann, muss zunächst das Fourier-Scheiben-Theorem beschrieben werden. Dieses Theorem besagt, dass die eindimensionale Fouriertransformierte $P_\gamma(q)$ auf der, um den Winkel γ gedrehten, Ursprungsgeraden der zweidimensionalen Fouriertransformierten $F(u,v)$ zu finden ist. Dabei ist $P_\gamma(q)$ die eindimensionale Fouriertransformierte der Projektion $p_\gamma(\xi)$ von $f(x,y)$. $F(u,v)$ ist die zweidimensionale Fouriertransformierte der Funktion $f(x,y)$. Die Funktion $f(x,y)$ steht hier stellvertretend für die gesuchte Funktion $\mu(x,y)$. [8] [9]

Nachfolgend wird der vorherbeschriebene Zusammenhang zwischen $P_\gamma(q)$ und $F(u,v)$ aufgezeigt. Zunächst wird die eindimensionale Fouriertransformierte von $p_\gamma(\xi)$ bestimmt.

$$P_\gamma(q) = \mathcal{F}\{p_\gamma(\xi)\} = \int_{-\infty}^{+\infty} p_\gamma(\xi) \cdot e^{-j2\pi q\xi} d\xi \quad (2.11)$$

Durch das Einsetzen der Gleichung (2.10) ergibt sich folgender Ausdruck:

$$\begin{aligned} P_\gamma(q) &= \int_{-\infty}^{+\infty} \left(\int_{-\infty}^{+\infty} \mu(\xi, \eta) d\eta \right) \cdot e^{-j2\pi q\xi} d\xi \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(\xi, \eta) \cdot e^{-j2\pi q\xi} d\xi d\eta . \end{aligned} \quad (2.12)$$

Für die Formulierung der Gleichung (2.12) im (x,y) -Koordinatensystem ist die nachfolgende Formel heranzuziehen:

$$\xi = x \cdot \cos(\gamma) + y \cdot \sin(\gamma) . \quad (2.13)$$

Daraus resultiert

$$\begin{aligned} P_\gamma(q) &= \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(\xi(x, y), \eta(x, y)) \cdot e^{-j2\pi q(x \cos(\gamma) + y \sin(\gamma))} dx dy \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot e^{-j2\pi q(x \cos(\gamma) + y \sin(\gamma))} dx dy . \end{aligned} \quad (2.14)$$

Der Wechsel von Polarkoordinaten zu kartesischen Koordinaten macht letztendlich den Zusammenhang zwischen $P_\gamma(q)$ und $F(u,v)$ deutlich. Der Wechsel erfolgt mithilfe der Gleichungen (2.15) und (2.16).

$$u = q \cdot \cos(\gamma) \quad (2.15)$$

$$v = q \cdot \sin(\gamma) \quad (2.16)$$

Es ergibt sich

$$P_\gamma(q) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot e^{-j2\pi q(xu + yv)} dx dy = F(u, v) \quad (2.17)$$

$$\Rightarrow P_\gamma(q) = F(u, v) . \quad (2.18)$$

2.5.3 Gefilterte Rückprojektion

Die gefilterte Rückprojektion ist das meist genutzte Bildrekonstruktionsverfahren in der Computertomographie. Ziel dieses Verfahrens ist es, die gesuchte Funktion $f(x,y)$ direkt aus den ermittelten Projektionen zu erhalten. In der Folge wird die Grundgleichung der gefilterten Rückprojektion hergeleitet. [9]

Zunächst ist es erforderlich, die inverse Fouriertransformierte von $F(u,v)$ aufzustellen.

$$f(x, y) = \mathcal{F}^{-1}\{F(u, v)\} = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(u, v) \cdot e^{j2\pi(xu + yv)} \, dudv \quad (2.19)$$

Gleichung (2.19) soll nachfolgend in Polarkoordinaten angegeben werden. Der Übergang von den kartesischen Koordinaten (x,y) zu den Polarkoordinaten (q,γ) erfolgt mit den Gleichungen (2.15) und (2.16) sowie der Gleichung

$$dudv = q \, dqd\gamma . \quad (2.20)$$

Die inverse Fouriertransformierte von $F(u,v)$ in Polarkoordinaten lautet:

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{+\infty} F(q, \gamma) \cdot e^{j2\pi q(x \cos(\gamma) + y \sin(\gamma))} \cdot q \, dqd\gamma . \quad (2.21)$$

Anders formuliert:

$$\begin{aligned} f(x, y) &= \int_0^{\pi} \int_0^{+\infty} F(q, \gamma) \cdot e^{j2\pi q(x \cos(\gamma) + y \sin(\gamma))} \cdot q \, dqd\gamma \\ &+ \int_0^{\pi} \int_0^{+\infty} F(q, \gamma + \pi) \cdot e^{j2\pi q(x \cos(\gamma+\pi) + y \sin(\gamma+\pi))} \cdot q \, dqd\gamma . \end{aligned} \quad (2.22)$$

Unter Ausnutzung der Symmetrieeigenschaften der Fourier-Transformation für reelle Ortsdaten, kann die Gleichung (2.22) wie folgt vereinfacht werden:

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(q, \gamma) \cdot e^{j2\pi q(x \cos(\gamma) + y \sin(\gamma))} \cdot |q| \, dqd\gamma . \quad (2.23)$$

Aus der Anwendung des Fourier-Scheiben-Theorems und der Gleichung (2.13) resultiert die

Grundgleichung der gefilterten Rückprojektion.

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{+\infty} P_\gamma(q) \cdot |q| \cdot e^{j2\pi q\xi} dq d\gamma \quad (2.24)$$

Die vorstehende Grundgleichung macht deutlich, wie die gesuchte Funktion $f(x,y)$ aus den ermittelten Projektionen zu berechnen ist. Für einen Punkt (x,y) ergibt sich der zugehörige Funktionswert $f(x,y)$ durch Addition der Werte aller mit $|q|$ gefilterten Projektionen an der Stelle $x \cdot \cos(\gamma) + y \cdot \sin(\gamma)$. [8]

2.6 Hounsfield-Skala

Die bei der Computertomographie errechneten Schwächungskoeffizienten sind stark abhängig von der Energie der Röntgenstrahlung. Folglich ist ein quantitativer Vergleich von CT-Bildern, die mit unterschiedlicher Spannung und Filterung aufgenommen werden, problematisch. Vor diesem Hintergrund werden die Schwächungskoeffizienten mittels CT-Zahlen relativ zur Schwächung von Wasser angegeben. Die CT-Zahlen, häufig auch als CT-Werte bezeichnet, werden zu Ehren des Elektrotechnikers Hounsfield in Hounsfield-Einheiten (HE) bzw. international in Hounsfield Units (HU) angegeben und wie folgt berechnet:

$$\text{CT-Zahl} = \frac{\mu - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \cdot 1000 \quad (2.25)$$

Entsprechend dieser Definition hat Wasser die CT-Zahl 0 HU. Für Luft ergibt sich ein Wert von -1000 HU, da die Röntgenstrahlung dort nahezu keine Schwächung erfährt. Diese beiden energieunabhängigen CT-Werte sind die festen Bezugspunkte in der, theoretisch nach oben offenen, Hounsfield-Skala. [12]

3 Material und Methoden

Dieses Kapitel beschreibt die Vorgehensweise bei Messung und Simulation sowie die wesentlichen Komponenten. Außerdem wird auf das Kontrast-Rausch-Verhältnis eingegangen. Diese Größe soll in den gemessenen und simulierten Bildern ermittelt und verglichen werden.

3.1 Auswahl der Flüssigkeiten

Im Hinblick auf die Vergleichbarkeit von Messung und Simulation kommt der Auswahl geeigneter Flüssigkeiten besondere Bedeutung zu. Grundvoraussetzung für die Vergleichbarkeit ist, dass die Inhaltsstoffe der Flüssigkeiten und deren Massenanteile bekannt sind.

Unabhängig davon, sollte sich die Auswahl auf Flüssigkeiten beschränken, die ein ähnliches Schwächungsverhalten wie menschliches Weichteilgewebe oder Knochen zeigen. Entscheidende Parameter hierfür sind die Dichte, die einen Wert von 2 g/cm^3 nicht überschreiten sollte, sowie die Ordnungszahlen der enthaltenen Elemente. Menschliches Weichteilgewebe setzt sich überwiegend aus Sauerstoff, Kohlenstoff, Wasserstoff und Stickstoff zusammen, d. h. aus Elementen mit niedriger Ordnungszahl. Im Gegensatz dazu bestehen Knochen auch aus Elementen höherer Ordnungszahl, wie z. B. Calcium.

Unter Berücksichtigung der vorstehenden Kriterien werden acht Flüssigkeiten ausgewählt. Die Auswahl ist der Tabelle 3.1 zu entnehmen.

Die beiden Kochsalzlösungen werden im Labor aus Natriumchlorid und destilliertem Wasser hergestellt. Die jeweilige Dichte wird mithilfe eines Pyknometers bestimmt. Hierzu müssen die Massen des leeren und des gefüllten Pyknometers ermittelt werden. Dabei kommt eine Analysewaage mit vier Nachkommastellen zum Einsatz. Letztendlich ergibt sich die Dichte aus der Differenz der beiden Massen, dividiert durch das Volumen des Pyknometers.

Hinsichtlich Isopropylalkohol-I und Isopropylalkohol-II ist anzumerken, dass es sich um Flüssigkeiten von unterschiedlichen Anbietern handelt, die eine gleiche Zusammensetzung und eine vergleichbare Dichte haben.

Nummer	Flüssigkeit	Dichte/(g/cm ³)
1	Gesättigte Kochsalzlösung	1,197
2	Halbgesättigte Kochsalzlösung	1,088
3	Eugenol	1,068
4	Eisen-III-chlorid-Lösung	1,43
5	Isopropylalkohol-I	0,786
6	Isopropylalkohol-II	0,785
7	Dimethylsulfoxid	1,1
8	Bioethanol	0,808

Tabelle 3.1: Liste der ausgewählten Flüssigkeiten

3.2 Messung

In diesem Abschnitt werden der Messaufbau, einschließlich der Komponenten, sowie der Messablauf thematisiert.

3.2.1 Komponenten für den Messaufbau

Der CT-Scanner:

Die Messungen werden mit einem 256-Schicht *Brilliance iCT* Scanner der Firma Philips durchgeführt. Der Computertomograph arbeitet nach dem, unter 2.4.3 beschriebenen, Prinzip der dritten Gerätegeneration, bei der sich Röntgenröhre und Detektor kontinuierlich um das Messfeld bewegen. Beim *Brilliance iCT* rotiert die Einheit aus iMRC-Röntgenröhre und Detektor mit maximal 220 Umdrehungen pro Minute. Der Röntgengenerator kann eine maximale Leistung von etwa 120 kW bereitstellen. Es sind Röhrenspannungen von 80, 100, 120 und 140 kV wählbar.

Relevante Gerätedaten für die Simulation sind der Tabelle 3.2 zu entnehmen.

Parameter	Wert
Abstand Fokus-Rotationszentrum	570 mm
Abstand Fokus-Detektor	1040 mm
Schichtdicke	0,625 mm
Fächerwinkel	52,477°
Detektorelemente pro Zeile	672

Tabelle 3.2: Simulationsrelevante Gerätedaten des *Brilliance iCT* Scanners**Das Testobjekt:**

Die Abbildung 3.1(a) zeigt das Testobjekt für die Messungen an dem vorbeschriebenen CT-Scanner. Das Testobjekt wird von Prof. Dr. Robert Heß zur Verfügung gestellt. Es handelt sich um eine Einzelanfertigung aus Polystyrol, die dem menschlichen Kopf nachempfunden und innen hohl ist. Das Objekt hat ein Leergewicht von etwa 3,6 kg, eine Gesamthöhe von ca. 32 cm und einen Durchmesser von ca. 33,5 cm an breiter Stelle. Wie in Abbildung 3.1(b) ersichtlich, besteht das Kopfphantom im Wesentlichen aus zwei Bauteilen, dem Hohlkörper und einem Deckel mit Dichtungsring. Auf der Innenfläche des Deckels befinden sich vier Halterungen für Einwegspritzen. Einwegspritzen dienen bei den Messungen als Flüssigkeitsbehälter. Der Hohlkörper hat einen Innendurchmesser von ca. 20 cm sowie eine Wandstärke von ca. 0,5 cm. Er kann mit dem Deckel wasserdicht verschraubt werden.

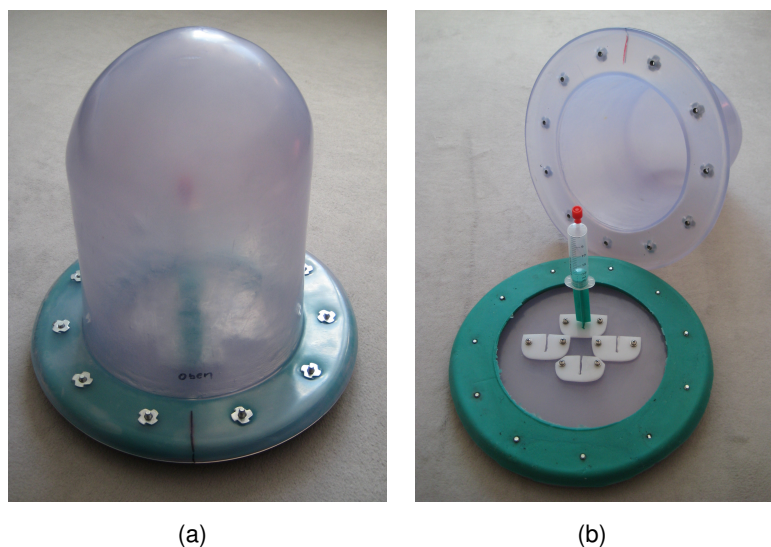


Abbildung 3.1: Testobjekt

3.2.2 Messaufbau und Ablauf

Es sind zwei Messdurchgänge geplant. Für den ersten Messdurchgang werden Einwegspritzen mit den Flüssigkeiten 1-4 (vgl. Tabelle 3.1) aufgezogen, mittels Stopfen abgedichtet und in die dafür vorgesehenen Halterungen des Testobjektes geschoben. Die Positionen der Flüssigkeiten werden für die spätere Zuordnung dokumentiert. Anschließend wird der Hohlkörper mit destilliertem Wasser gefüllt und mithilfe des Deckels wasserdicht verschlossen. Eine Einfüllöffnung im Deckel ermöglicht das Nachfüllen von Wasser, bis keine Luftblasen mehr vorhanden sind. Das Testobjekt wird mit einem selbst entworfenen Holzgestell verschraubt und, wie in Abbildung 3.2 ersichtlich, auf dem Patiententisch des CT-Scanners platziert. Gegengewichte sorgen für Stabilität. Abbildung 3.2 gibt einen Überblick über den Messaufbau.

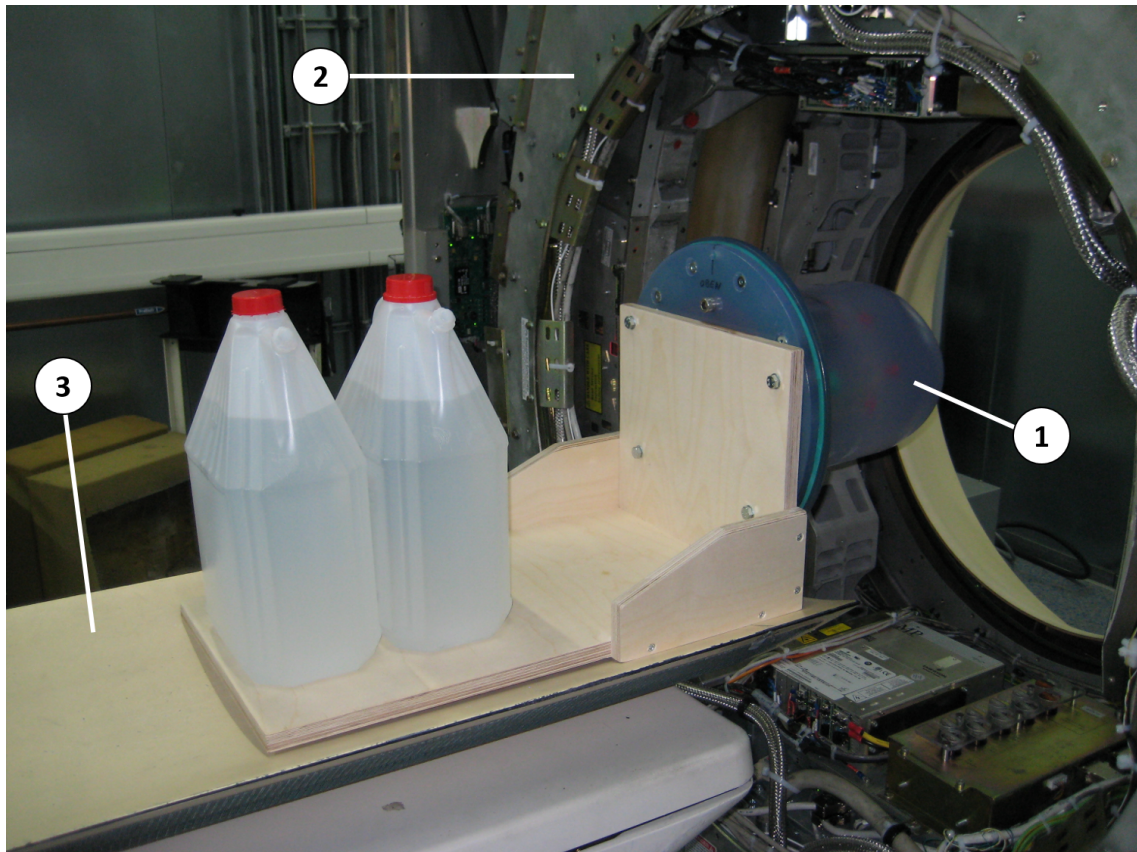


Abbildung 3.2: Übersicht Messaufbau - (1) Testobjekt, (2) Gantry: Ringtunnel mit Röntgenröhre, Generator und Detektor, (3) Patiententisch

Vor dem ersten Messdurchgang wird das Testobjekt in der Gantry positioniert. Der CT-Scanner fertigt eine Übersichtsaufnahme bei einer eingestellten Röhrenspannung von 120 kV und einem Strom-Zeit-Produkt von 30 mAs. Dabei wird das Objekt kontinuierlich durch das Messfeld geschoben. Die Übersichtsaufnahme dient der Festlegung des relevanten Aufnahmebereiches. Wie in Abbildung 3.3 erkennbar, beschränkt sich dieser Bereich auf die Spritzenzylinder mit den ausgewählten Flüssigkeiten.

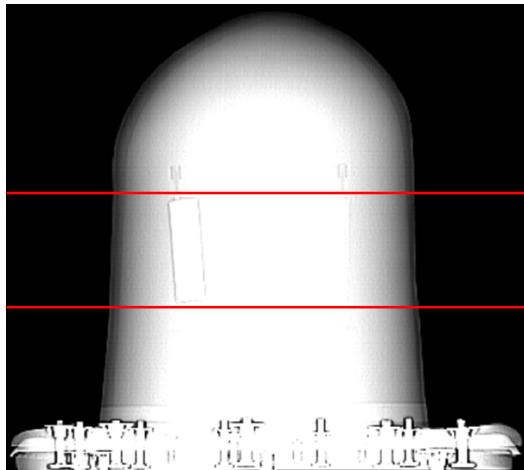


Abbildung 3.3: Übersichtsaufnahme des Testobjektes mit Darstellung des Aufnahmebereiches

Beginnend mit einer Röhrenspannung von 80 kV, wird bei unterschiedlichen mAs-Werten jeweils eine Serie von Einzelschichtaufnahmen des definierten Bereiches gefertigt. Dieser Vorgang wird bei 100, 120 und 140 kV wiederholt. Die Aufnahmeparameter können der Tabelle 3.3 entnommen werden. Anzumerken ist, dass zwischen den vier Spannungen der maximal einstellbare mAs-Wert variiert.

Vor dem zweiten Messdurchgang werden die Spritzen mit den Flüssigkeiten 1-4 durch Spritzen mit den Flüssigkeiten 5-8 (vgl. Tabelle 3.1) ersetzt und deren Positionen wiederum dokumentiert. Auf eine Übersichtsaufnahme wird verzichtet. Das weitere Vorgehen entspricht dem des ersten Durchgangs.

Die Einheit aus Röntgenröhre und Detektor rotiert bei den Messdurchgängen mit einer vorgegebenen Geschwindigkeit von 60 Umdrehungen pro Minute um das Testobjekt.

Sämtliche Aufnahmen werden im DICOM-Format gespeichert und auf einem Datenträger gesichert. DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) hat sich in der Medizin als Standard zum Austausch von Bilddaten etabliert.

Röhrenspannung/kV	Strom-Zeit-Produkt/mAs
80	25 / 50 / 100 / 200 / 400 / 800 / 1210
100	25 / 50 / 100 / 200 / 400 / 800 / 1195
120	25 / 50 / 100 / 200 / 400 / 800 / 995
140	25 / 50 / 100 / 200 / 400 / 800

Tabelle 3.3: Übersicht der Aufnahmeparameter beider Messdurchgänge

3.3 Simulation

Die Simulation erfolgt auf Grundlage der Messung. Hierzu wird ein Programm mit dem Arbeitstitel "CT-Simulation" genutzt, welches die Simulation in drei Schritten durchführt. Im ersten Schritt werden die CT-Rohdaten unter Berücksichtigung von Photoeffekt, Compton- und Rayleigh-Streuung simuliert. In Abhängigkeit der mAs-Werte wird das Rauschen hinzugefügt. Im zweiten Schritt wird mithilfe der gefilterten Rückprojektion (siehe Unterabschnitt 2.5.3) aus den CT-Rohdaten ein Schnittbild rekonstruiert. Die Filterung erfolgt dabei mit dem Shepp-Logan Filter. Abschließend werden die Bilddaten analysiert. [10] Da das Simulationsprogramm noch keine graphische Benutzeroberfläche hat, werden in diesem Abschnitt keine Screenshots gezeigt.

3.3.1 Simulationsparameter

Wie zuvor erwähnt, orientiert sich die Simulation an der Messung. Aus diesem Grund müssen simulationsrelevante Messparameter in das Programm eingepflegt werden. Diese werden nachfolgend erläutert.

Flüssigkeiten:

Hinsichtlich der Flüssigkeiten benötigt das Programm neben der jeweiligen Bezeichnung folgende Informationen. Zum einen die Dichte in g/cm^3 , zum anderen die zahlenmäßigen Anteile der Elemente. Die Angabe der Elementanteile erfolgt in Prozent. Anzumerken ist, dass diese Anteile zunächst errechnet werden müssen. Auf die Berechnung wird in Unterabschnitt 3.3.2 eingegangen.

Testobjekt:

Für die Simulation sind das Material des Testobjektes, der Außen- und Innenradius sowie das Füllmaterial von Bedeutung. Die Eingabewerte sind der Tabelle 3.4 zu entnehmen. Zudem werden die Positionen der Flüssigkeiten anhand der x-y-Koordinaten und dem Radius der Flüssigkeitsbehälter festgelegt.

Weitere Parameter:

Neben den Informationen zum Testobjekt und den zu untersuchenden Flüssigkeiten sind einige Gerätedaten vom *Brilliance iCT* Scanner simulationsrelevant. Diese sind der Tabelle 3.2 zu entnehmen.

Weiterhin muss die Filterung der Röntgenstrahlung Berücksichtigung finden. Die bei der Messung eingesetzten Filter sind bekannt, bleiben aber aus Gründen der Vertraulichkeit unerwähnt. Dennoch fließen vom Programm geforderte Filterdaten in die Simulation ein.

Zum Zwecke der Bildberechnung werden Bild- und Pixelgröße gemäß nachstehender Tabelle eingegeben. Beide Werte werden dem Dateikopf der gemessenen Bilder entnommen.

Parameter	Wert
Material Testobjekt	Polystyrol
Füllmaterial	Destilliertes Wasser
Außenradius Hohlkörper	105 mm
Innenradius Hohlkörper	100 mm
Anzahl der Projektionen	1200
Bildgröße	512 x 512 Pixel
Pixelgröße	0,810546875 mm

Tabelle 3.4: Teilübersicht der Simulationsparameter

Eine Gesamtübersicht der Simulationsparameter befindet sich im digitalen Anhang.

3.3.2 Berechnung der elementaren Flüssigkeitszusammensetzung

Die Komponenten der Flüssigkeiten und deren Massenanteile sind bekannt. Für die Simulation werden jedoch die zahlenmäßigen Anteile der Elemente benötigt, die zunächst errechnet

werden müssen. Die Berechnung erfolgt in zwei Schritten und wird am Beispiel von Bioethanol erläutert. Sie ist für alle Flüssigkeiten durchzuführen.

Der nachstehenden Tabelle sind erforderliche Größen für die Beispielrechnung zu entnehmen.

Komponente	Summenformel	Molare Masse/(g/mol)	Massenanteil/%
Ethanol	C ₂ H ₆ O	46,06904	99
2-Butanon	C ₄ H ₈ O	72,10692	1

Tabelle 3.5: Zusammensetzung von Bioethanol (Dichte = 0,808 g/cm³) in Massenprozent

Zuerst müssen die gegebenen Massenanteile der Komponenten in Stoffmengenanteile umgerechnet werden. Es gilt folgender Zusammenhang:

$$x_i = \frac{\frac{w_i}{M_i}}{\sum_{i=1}^n \frac{w_i}{M_i}} \quad (3.1)$$

mit:

x_i = Stoffmengenanteil der Komponente i

w_i = Massenanteil der Komponente i

M_i = Molare Masse der Komponente i

Anschließend lässt sich mithilfe der Gleichung (3.2) der prozentuale Anteil für jedes Element berechnen.

$$\kappa_j = 100 \% \cdot \frac{\sum_{i=1}^n (x_i \cdot a_{ij})}{\sum_{i=1}^n (x_i \cdot a_i)} \quad (3.2)$$

mit:

κ_j = Prozentualer Anteil des Elementes j in der Flüssigkeit

x_i = Stoffmengenanteil der Komponente i

a_i = Anzahl der Atome in der Komponente i

a_{ij} = Anzahl der Atome des Elementes j in der Komponente i

Aus den Berechnungen ergeben sich für Bioethanol die in Tabelle 3.6 dargestellten prozentualen Elementanteile. Angaben über die elementare Zusammensetzung der anderen Flüssigkeiten befinden sich im digitalen Anhang.

Element	Ordnungszahl	Atommasse/(g/mol)	Anteil/%
H	1	1,00794	66,61930428
C	6	12,01100	22,30115954
O	8	15,99940	11,07953618

Tabelle 3.6: Prozentuale Anteile der Elemente in Bioethanol (Dichte = 0,808 g/cm³)

3.3.3 Durchführung der Simulation

Analog der Messung gliedert sich die Simulation in zwei Durchgänge. Für jeden Durchgang werden gemäß Tabelle 3.3 bei unterschiedlichen Röhrenspannungen und mAs-Werten Schnittbilder simuliert. Entgegen der Messung, wo jeweils eine Serie von Einzelschichtaufnahmen gefertigt wird, erzeugt die Simulation lediglich einzelne Schnittbilder.

3.4 Kontrast-Rausch-Verhältnis

Das Kontrast-Rausch-Verhältnis (engl. contrast-to-noise ratio, CNR) dient der quantitativen Beurteilung der Bildqualität. Wie in den einleitenden Sätzen zu diesem Kapitel erwähnt, soll diese Größe in den gemessenen und simulierten computertomographischen Bildern ermittelt und verglichen werden. Folgende Formel wird angewendet:

$$CNR = \frac{\overline{CTN}_1 - \overline{CTN}_2}{\sqrt{\frac{SD_1^2 + SD_2^2}{2}}} \quad (3.3)$$

CTN (engl. computer tomography number) bezeichnet die mittlere CT-Zahl in einem ausgewählten Bereich, SD deren Standardabweichung. Die Standardabweichung (engl. standard deviation, SD) beschreibt das Pixelrauschen, also die statistischen Schwankungen der CT-Werte um den Mittelwert. Das Pixelrauschen setzt sich aus dem Quantenrauschen und dem Detektorrauschen zusammen, wobei das Quantenrauschen überwiegt. Beim Quantenrauschen handelt es sich um die statistische Schwankung der pro Flächen- und Zeiteinheit einfallenden Röntgenquanten. Das Quantenrauschen folgt der Poisson-Verteilung. [6] [12]

4 Ergebnisse und Diskussion

Dieses Kapitel befasst sich mit der Darstellung und Aufbereitung der Mess- und Simulationsergebnisse. Die Analyse der Ergebnisse folgt in Kapitel 5.

4.1 Rohdaten von Messung und Simulation

Messung:

Bei den Röhrensparnungen 80, 100, 120 und 140 kV wurden Messungen mit unterschiedlichen mAs-Werten durchgeführt (vgl. Tabelle 3.3). Die generierten Schnittbilder werden mit dem Programm *ImageJ* analysiert. Diesbezüglich werden gemäß Abbildung 4.1 kreisförmige Bereiche (engl. region of interest, ROI) definiert. In jedem dieser Bereiche werden die mittlere CT-Zahl und die Standardabweichung bestimmt. Diese Daten dienen der Ermittlung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses. Eine tabellarische Zusammenstellung der ermittelten Rohdaten befindet sich im digitalen Anhang. An dieser Stelle muss angemerkt werden, dass für den ersten Messdurchgang bei 80 kV und 100 mAs keine Schnittbilder vorliegen.

Simulation:

Wie bereits unter 3.3.3 erwähnt, werden im Zuge der Simulation bei Röhrensparnungen von 80, 100, 120 und 140 kV und unterschiedlichen mAs-Werten Schnittbilder erstellt. Das Simulationsprogramm führt die Bildanalyse durch. Diese orientiert sich an festgelegten ROIs, deren jeweilige Form, Größe und Position vorab definiert werden müssen (siehe Abb. 4.2). Ermittelte mittlere CT-Zahlen und Standardabweichungen werden in einer CSV¹-Datei gespeichert. Sämtliche Rohdaten befinden sich im digitalen Anhang.

¹Comma Separated Values, Textdateiformat

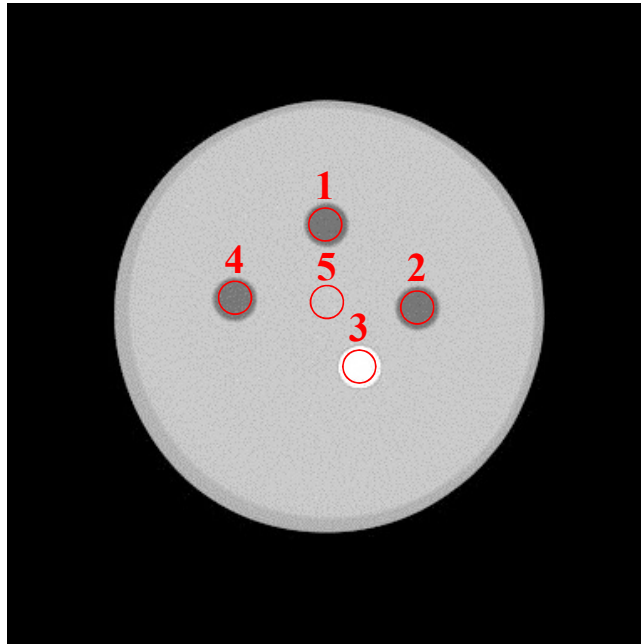


Abbildung 4.1: Schnittbild vom zweiten Messdurchgang mit ROIs, Aufnahmeparameter: 120 kV, 800 mAs - (1) Isopropylalkohol-I, (2) Isopropylalkohol-II, (3) Dimethylsulfoxid, (4) Bioethanol, (5) Destilliertes Wasser

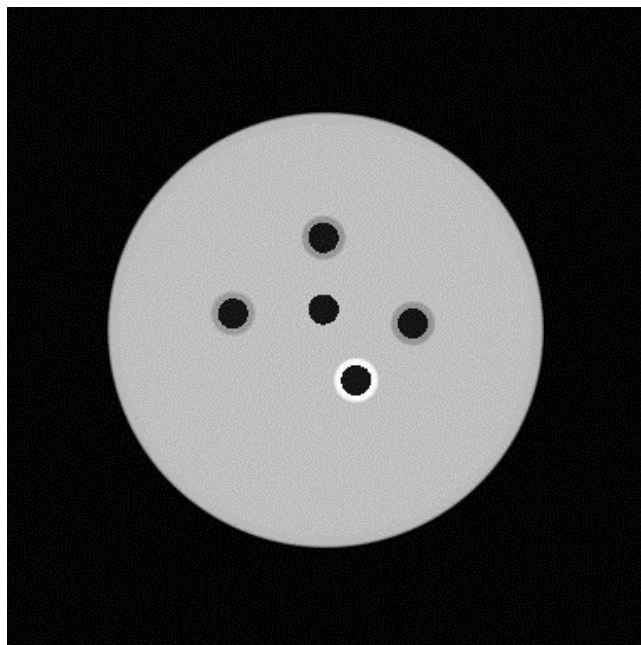


Abbildung 4.2: Schnittbild vom zweiten Simulationsdurchgang mit ROIs, Aufnahmeparameter: 120 kV, 800 mAs

4.2 Betrachtung der mittleren CT-Zahlen

Nachfolgend werden die mittleren CT-Zahlen aller Flüssigkeiten über die Röhrenspannung aufgetragen. Hierzu werden zunächst die CT-Zahlen mit dem jeweils zugehörigen mAs-Wert gewichtet. Anschließend werden für jede Spannung die gewichteten CT-Zahlen aufsummiert und durch die Summe der Gewichtungen dividiert.

$$\overline{CTN} = \frac{\sum_{i=1}^n (CTN_i \cdot Q_i)}{\sum_{i=1}^n Q_i} \quad (4.1)$$

mit:

CTN = mittlere CT-Zahl

Q = Strom-Zeit-Produkt

Die Ergebnisse für Messung und Simulation sind in den Abbildungen 4.3(a) und 4.3(b) graphisch dargestellt.

Bei Eugenol zeigt sich eine Besonderheit im Kurvenverlauf. Aus diesem Grund wird die Kurve von Eugenol separat betrachtet. In Abbildung 4.4 ist zu erkennen, dass die Kurve bei einer Röhrenspannung von etwa 110 kV einen Nulldurchgang hat. Die Auswertung erfolgt im nächsten Kapitel.

Die Isopropylalkohole I und II werden gesondert dargestellt, um mögliche Toleranzen bei den CT-Zahlen zu untersuchen. Da dieser Aspekt nur beiläufig betrachtet wird, erfolgt eine Auswertung an dieser Stelle. Abbildung 4.5 zeigt beide Messkurven in einem Diagramm. Es ist zu erkennen, dass die Kurven voneinander abweichen. Da beide Flüssigkeiten die gleiche Zusammensetzung und eine vergleichbare Dichte besitzen, lassen sich damit die Abweichungen nicht begründen. Zudem wurden die Isopropylalkohole im gleichen Durchgang gemessen. Dadurch ist der Einfluss unterschiedlicher Messbedingungen auszuschließen. Vorstehende Tatsachen lassen den Schluss zu, dass die Abweichungen auf statistische Schwankungen zurückzuführen sind. Als Toleranz wird üblicherweise eine Abweichung von ± 4 HU akzeptiert. Da die festgestellten Abweichungen in diesem Toleranzbereich liegen, werden diese lediglich zur Kenntnis genommen und nicht weiter thematisiert.

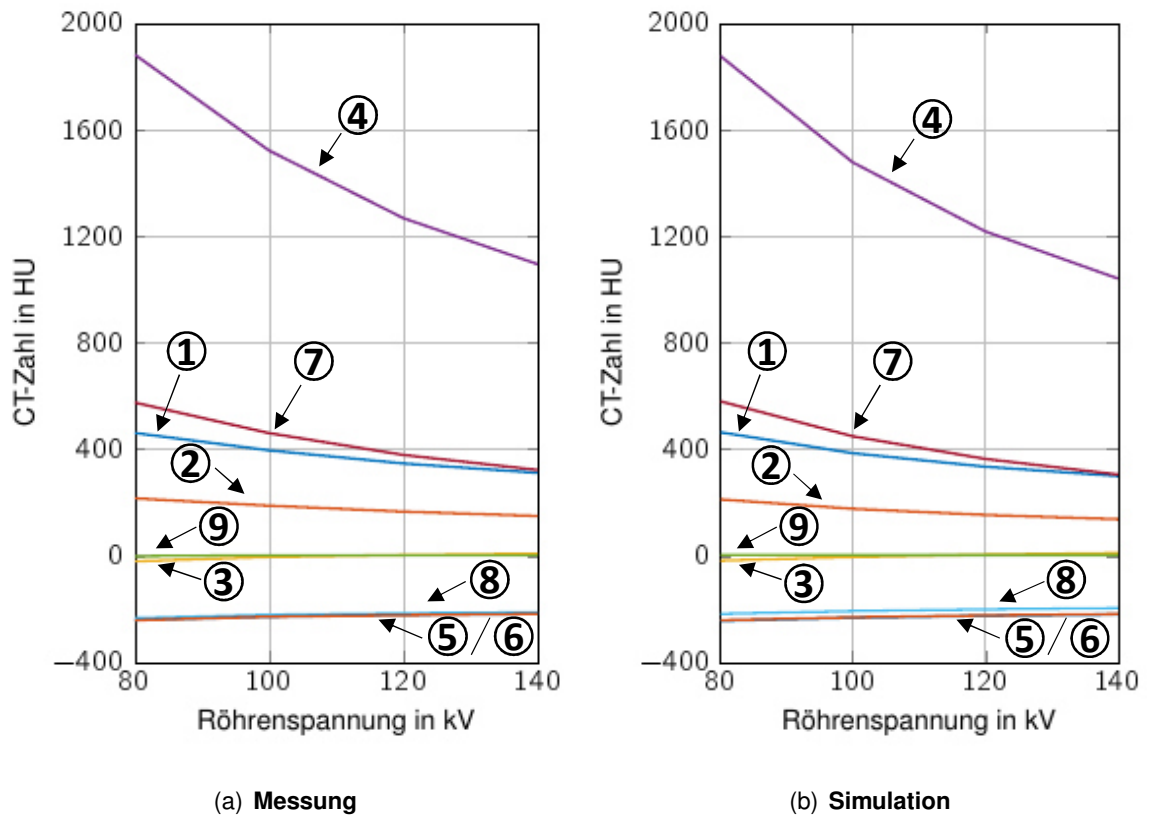


Abbildung 4.3: CT-Zahl als Funktion der Röhrensorgung -
 (1) Gesättigte Kochsalzlösung, (2) Halbgesättigte Kochsalzlösung, (3) Eugenol,
 (4) Eisen-III-chlorid-Lösung, (5) Isopropylalkohol-I, (6) Isopropylalkohol-II,
 (7) Dimethylsulfoxid, (8) Bioethanol, (9) Destilliertes Wasser

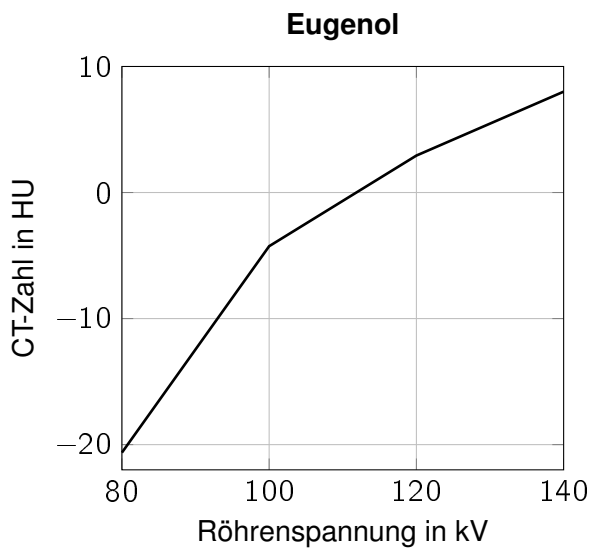


Abbildung 4.4: Messkurve von Eugenol -
 CT-Zahl als Funktion der Röhrensorgung

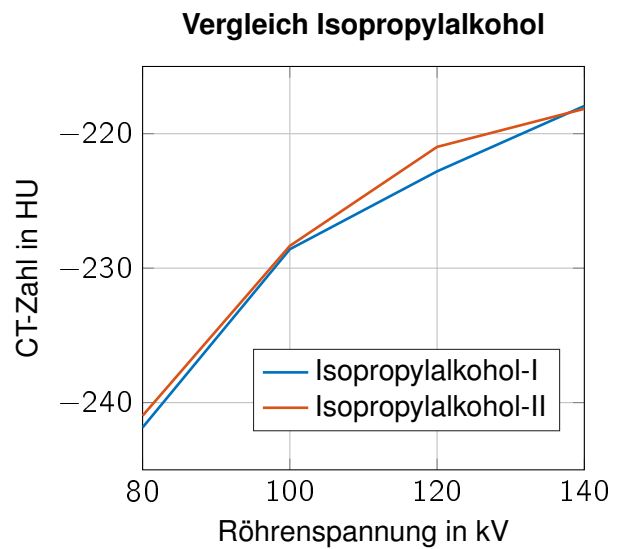


Abbildung 4.5: Messkurven von
 Isopropylalkohol-I und Isopropylalkohol-II -
 CT-Zahl als Funktion der Röhrensorgung

4.3 Vergleich von Messung und Simulation

Aus den ermittelten Rohdaten kann mithilfe der Gleichung (4.2) das Kontrast-Rausch-Verhältnis errechnet werden. Diese Berechnung ist bei Messung und Simulation gleich. Sie wird bei den gewählten Röhrensparnungen und mAs-Werten für jede Flüssigkeit durchgeführt.

$$CNR = \frac{\overline{CTN}_1 - \overline{CTN}_{\text{Wasser}}}{\sqrt{\frac{SD_1^2 + SD_{\text{Wasser}}^2}{2}}} \quad (4.2)$$

Um die berechneten CNR-Werte von Messung und Simulation unabhängig von den mAs-Werten vergleichen zu können, wird die Gütezahl (engl. figure of merit, FOM) eingeführt.

$$FOM = \frac{CNR^2}{Q} \quad (4.3)$$

Diese wird bei den gewählten Röhrensparnungen und mAs-Werten für alle Flüssigkeiten ermittelt. Anschließend werden für jede Röhrensparnung die FOMs mit dem jeweils zugehörigen mAs-Wert gewichtet, aufsummiert und durch die Summe der Gewichtungen dividiert.

$$\overline{FOM} = \frac{\sum_{i=1}^n \left(\frac{CNR_i^2}{Q_i} \cdot Q_i \right)}{\sum_{i=1}^n Q_i} \quad (4.4)$$

mit:

FOM = Gütezahl

CNR = Kontrast-Rausch-Verhältnis

Q = Strom-Zeit-Produkt

Die Abbildungen 4.6 bis 4.13 zeigen die berechneten Gütezahlen in Abhängigkeit der Spannung für alle Flüssigkeiten.

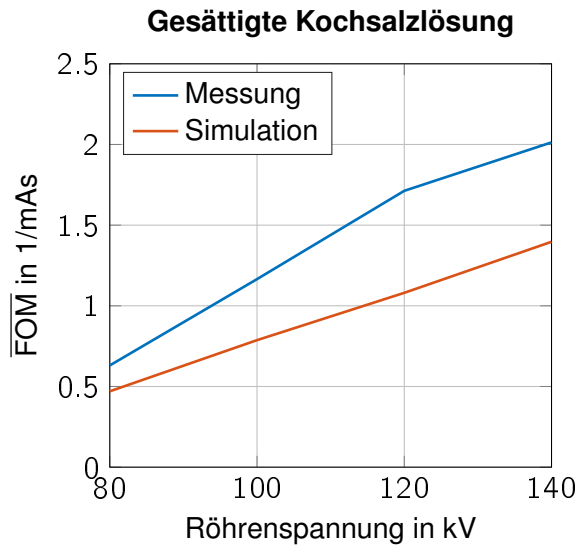


Abbildung 4.6: Gesättigte Kochsalzlösung - mittlere FOM als Funktion der Röhrenspannung bei Messung und Simulation

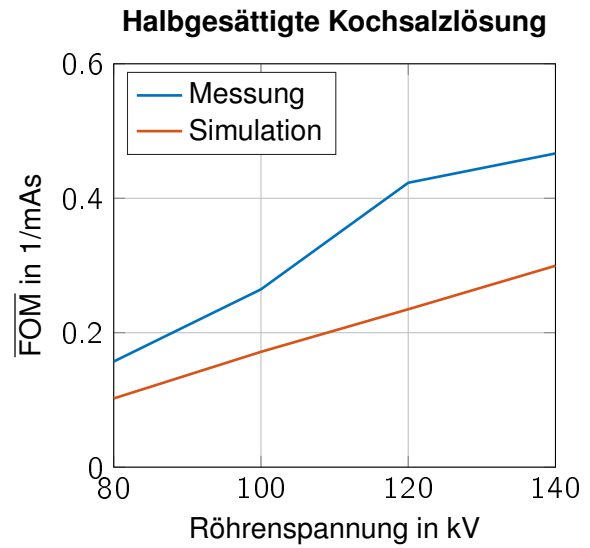


Abbildung 4.7: Halbgesättigte Kochsalzlösung - mittlere FOM als Funktion der Röhrenspannung bei Messung und Simulation

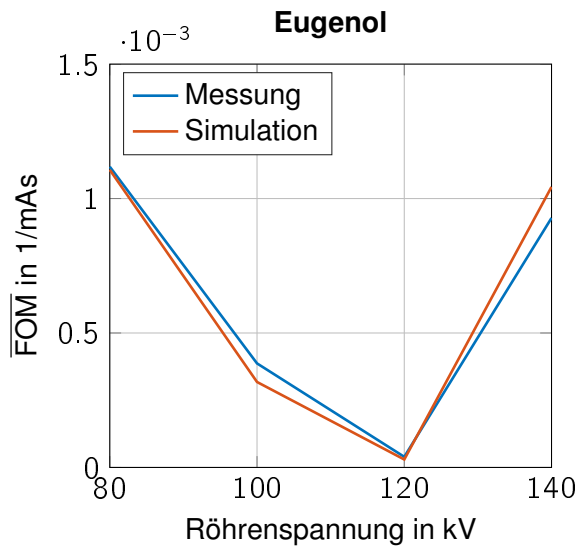


Abbildung 4.8: Eugenol - mittlere FOM als Funktion der Röhrenspannung bei Messung und Simulation

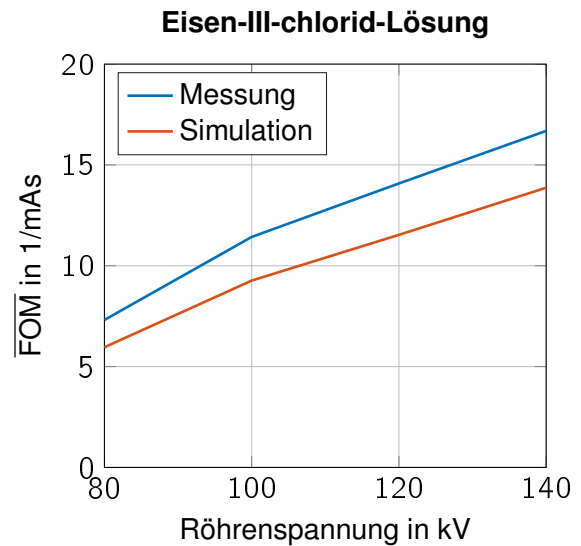


Abbildung 4.9: Eisen-III-chlorid-Lösung - mittlere FOM als Funktion der Röhrenspannung bei Messung und Simulation

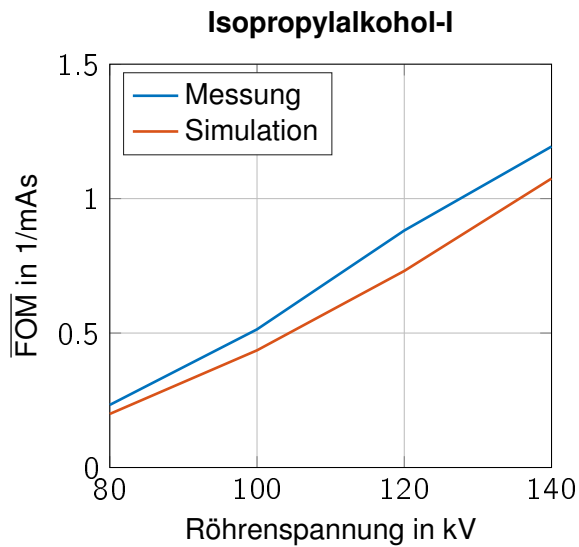


Abbildung 4.10: Isopropylalkohol-I - mittlere FOM als Funktion der Röhrensprungung bei Messung und Simulation

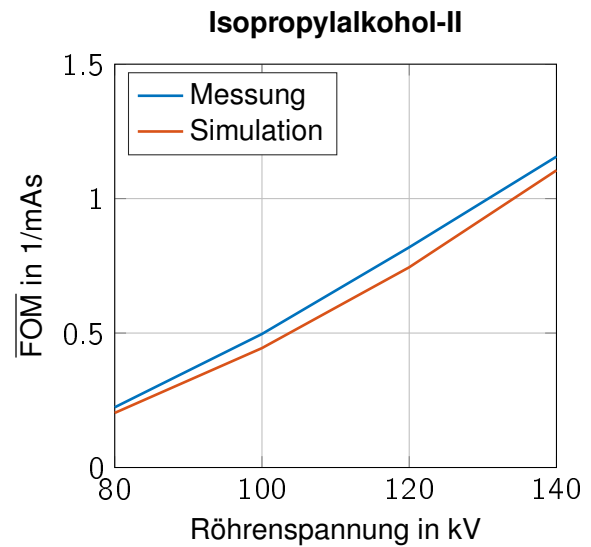


Abbildung 4.11: Isopropylalkohol-II - mittlere FOM als Funktion der Röhrensprungung bei Messung und Simulation

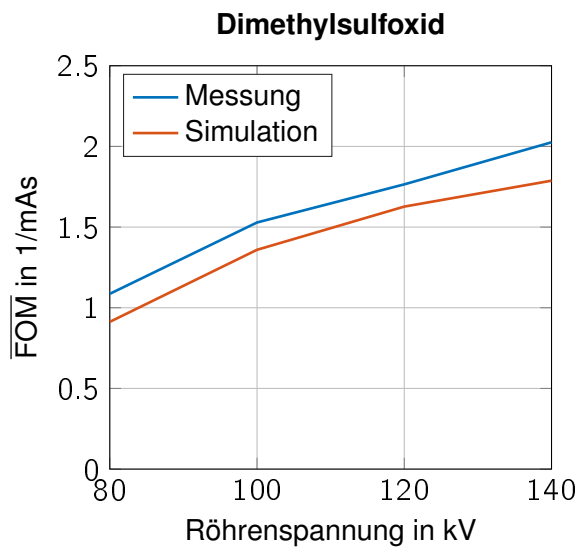


Abbildung 4.12: Dimethylsulfoxid - mittlere FOM als Funktion der Röhrensprungung bei Messung und Simulation

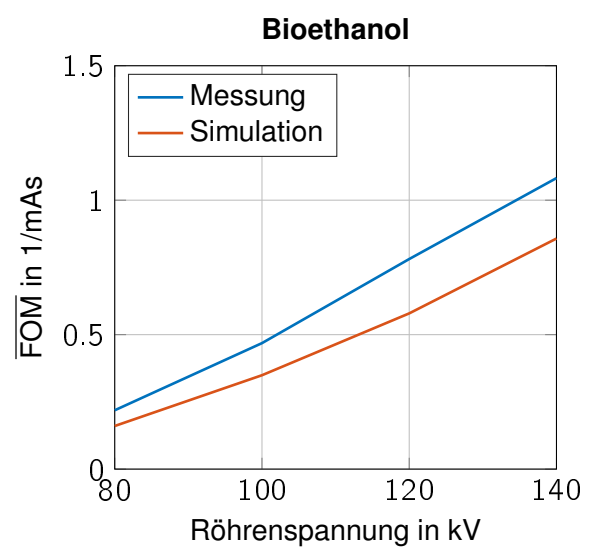


Abbildung 4.13: Bioethanol - mittlere FOM als Funktion der Röhrensprungung bei Messung und Simulation

In den Abbildungen 4.6 bis 4.13 sind jeweils Abweichungen zwischen Mess- und Simulationskurve zu erkennen. Um die Abweichungen besser abschätzen zu können, wird bei jeder Spannung die relative Abweichung e_{rel} zwischen gemessenem und simuliertem Wert bestimmt. Die Berechnungen erfolgen mittels Gleichung (4.5). Dabei ist der Bezugswert die Messgröße.

$$e_{\text{rel}} = \left(\frac{\overline{FOM}_{\text{Simulation}}}{\overline{FOM}_{\text{Messung}}} - 1 \right) \cdot 100 \% \quad (4.5)$$

In Tabelle 4.1 sind die minimale, maximale und mittlere relative Abweichung für jede Flüssigkeit dargestellt. Wie zu erkennen ist, sind die Werte negativ. In diesem Zusammenhang wird auf die Abbildungen 4.6 bis 4.13 verwiesen. Sie zeigen, dass die Simulationskurven unter den Messkurven, d. h. unter den Bezugspunkten liegen.

Flüssigkeit	relative Abweichung/%		
	min.	max.	mittlere
Gesättigte Kochsalzlösung	-25,44	-36,91	-31,35
Halbgesättigte Kochsalzlösung	-34,96	-44,48	-37,60
Eugenol	-1,05	-25,01	-7,87
Eisen-III-chlorid-Lösung	-16,89	-18,93	-18,11
Isopropylalkohol-I	-9,96	-17,07	-14,16
Isopropylalkohol-II	-4,41	-10,57	-8,35
Dimethylsulfoxid	-7,81	-16,00	-11,66
Bioethanol	-20,77	-26,73	-24,71

Tabelle 4.1: Relative Abweichungen zwischen den Mess- und Simulationskurven

Im Hinblick auf die vergleichende Analyse ist der Grad der Übereinstimmung der Kurvenverläufe von Messung und Simulation von Interesse. Aus diesem Grund werden die Mess- und Simulationskurven auf einen Bezugswert normiert. Als Bezugswert dient der jeweilige Wert bei 120 kV. Es muss angemerkt werden, dass die Normierung bei Eugenol aufgrund der kleinen Gütezahlen nicht sinnvoll ist. Stattdessen wird die Simulationskurve parallel verschoben, sodass Mess- und Simulationskurve bei 120 kV aufeinander liegen. Die Ergebnisse für alle Flüssigkeiten werden nachfolgend abgebildet.

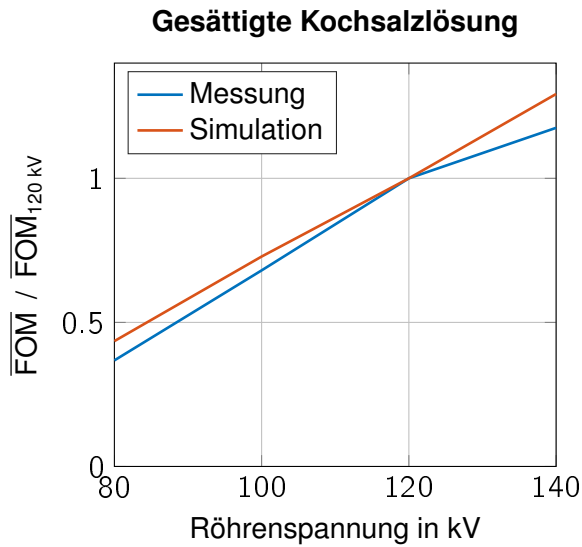


Abbildung 4.14: Gesättigte Kochsalzlösung - Vergleich der Kurvenverläufe von Messung und Simulation

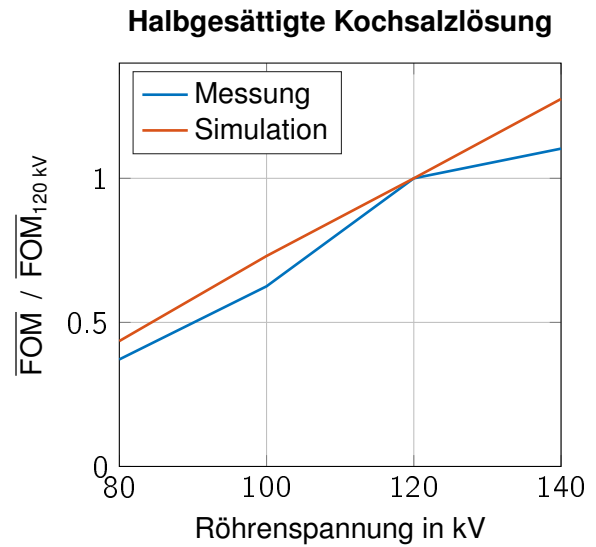


Abbildung 4.15: Halbgesättigte Kochsalzlösung - Vergleich der Kurvenverläufe von Messung und Simulation

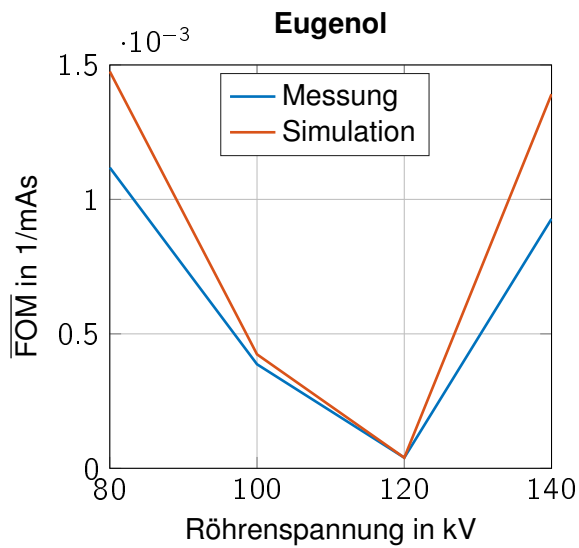


Abbildung 4.16: Eugenol - Vergleich der Kurvenverläufe von Messung und Simulation

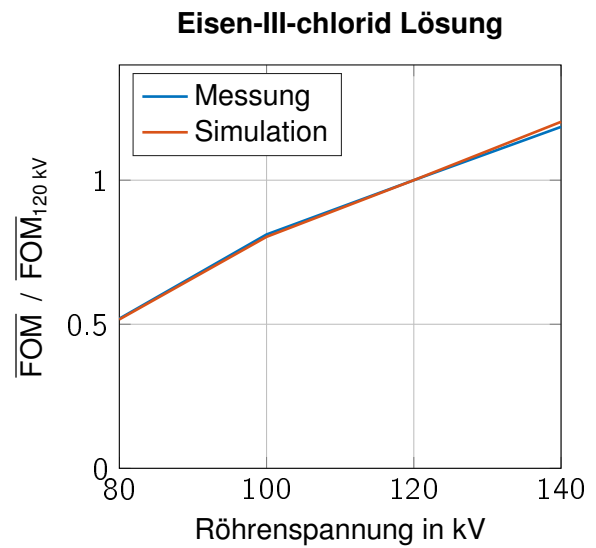


Abbildung 4.17: Eisen-III-chlorid-Lösung - Vergleich der Kurvenverläufe von Messung und Simulation

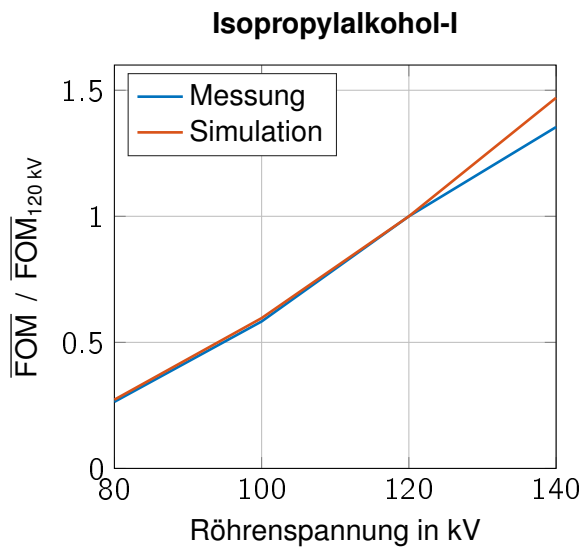


Abbildung 4.18: Isopropylalkohol-I - Vergleich der Kurvenverläufe von Messung und Simulation

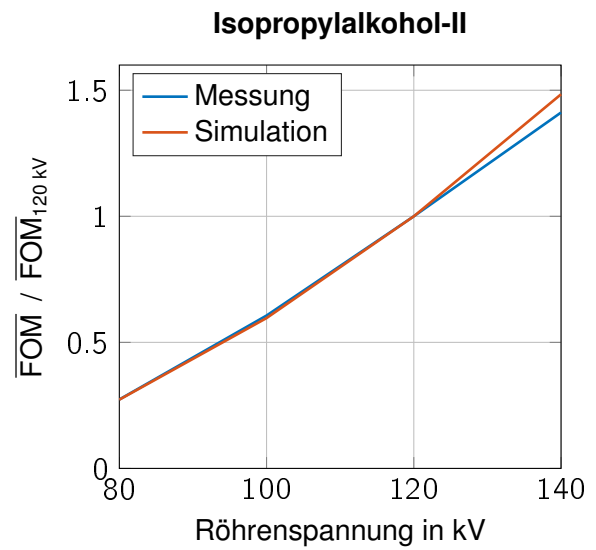


Abbildung 4.19: Isopropylalkohol-II - Vergleich der Kurvenverläufe von Messung und Simulation

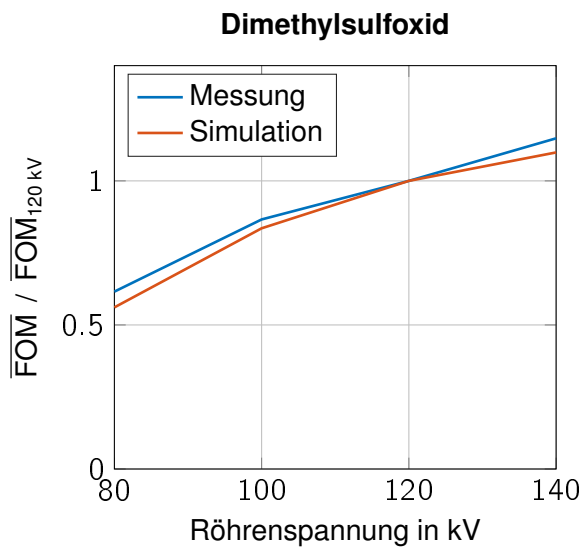


Abbildung 4.20: Dimethylsulfoxid - Vergleich der Kurvenverläufe von Messung und Simulation

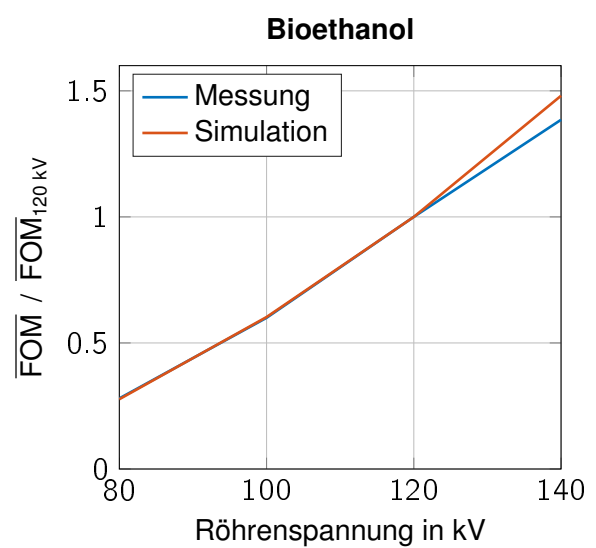


Abbildung 4.21: Bioethanol - Vergleich der Kurvenverläufe von Messung und Simulation

Nach der Normierung wird wiederum gemäß Gleichung (4.5) bei jeder Spannung die relative Abweichung zwischen gemessenem und simuliertem Wert bestimmt. In Tabelle 4.2 sind die minimale, maximale und mittlere relative Abweichung für jede Flüssigkeit dargestellt.

Flüssigkeit	relative Abweichung/%		
	min.	max.	mittlere
Gesättigte Kochsalzlösung	0	18,18	8,81
Halbgesättigte Kochsalzlösung	0	17,16	12,4
Eugenol	0	49,97	22,87
Eisen-III-chlorid-Lösung	0	1,48	-0,01
Isopropylalkohol-I	0	8,57	3,51
Isopropylalkohol-II	0	5,12	0,8
Dimethylsulfoxid	0	-8,88	-4,17
Bioethanol	0	6,88	1,56

Tabelle 4.2: Relative Abweichungen zwischen den normierten Mess- und Simulationskurven

5 Auswertung

In diesem Kapitel steht der Grad der Übereinstimmung der Kurvenverläufe von Messung und Simulation im Fokus. Dieser wird anhand von acht Flüssigkeiten untersucht. Dazu werden die Abbildungen 4.14 bis 4.21 betrachtet.

Kochsalzlösungen:

Zunächst werden die Kurvenverläufe von gesättigter und halbgesättigter Kochsalzlösung analysiert. Es sind bei beiden Lösungen vergleichsweise große Abweichungen zwischen Mess- und Simulationskurve zu erkennen. Deutlich ist, dass die Simulationswerte über denen der Messung liegen. Da die Kochsalzlösungen im Gegensatz zu den anderen Flüssigkeiten selbst hergestellt wurden, resultieren die Abweichungen möglicherweise aus Ungenauigkeiten bei der Dosierung.

Eugenol:

Bei Eugenol zeigen sich auffällige Kurvenverläufe, die nachfolgend ausgewertet werden. Dazu wird auf die Abbildung 4.4 zurückgegriffen. Diese zeigt die mittlere CT-Zahl von Eugenol als Funktion der Röhrenspannung. Erkennbar ist ein positiver Nulldurchgang. In diesem Zusammenhang muss in Erinnerung gerufen werden, dass die CT-Zahl den ermittelten Schwächungskoeffizienten für ein Material relativ zur Schwächung von Wasser angibt. Hieraus lässt sich ableiten, dass Eugenol vor dem Nulldurchgang eine geringere Absorption aufweist als Wasser, danach eine höhere. Beim Schnittpunkt sind die Röntgenabsorption von Eugenol und Wasser identisch.

Infolge des Nulldurchgangs ergibt sich auch für das Kontrast-Rausch-Verhältnis eine Besonderheit. Bei der Berechnung wird im Zähler die Differenz der mittleren CT-Zahlen von Eugenol und Wasser gebildet (siehe Gleichung (4.2)). Durch die unterschiedlichen Vorzeichen der mittleren CT-Zahlen von Eugenol ergeben sich für 80 und 100 kV negative und für 120 und 140 kV positive Werte. Aufgrund der anschließenden Quadrierung im Zusammenhang mit der Bildung der FOM entsteht der in Abbildung 4.16 erkennbare Verlauf.

Beim Vergleich der Mess- und Simulationskurve lassen sich große Abweichungen feststellen. Die maximale relative Abweichung beträgt fast 50 %. Diese ist darin begründet, dass Eugenol eine vergleichbare Röntgenabsorption aufweist wie Wasser, mit der Folge, dass das Bildrauschen überwiegt. Aus diesem Grund sind die Abweichungen zwischen Mess- und Simulationskurve nicht aussagekräftig.

Eisen-III-chlorid-Lösung, Isopropylalkohol-I, Isopropylalkohol-II, Bioethanol:

Bei der Eisen-III-chlorid-Lösung, den Isopropylalkoholen und Bioethanol ist erkennbar, dass Mess- und Simulationskurve im Bereich von 80-120 kV nahezu deckungsgleich verlaufen. Lediglich bei 140 kV sind Abweichungen zu erkennen. Dort liegt der Simulationswert über dem der Messung. In Zahlen ausgedrückt, ergibt sich für die vier Flüssigkeiten im Bereich von 80 bis 140 kV eine relative Maximalabweichung von unter 9 %. Die Abweichungen bei 140 kV lassen sich nicht auf Unterschiede, welche die Flüssigkeiten betreffen, zurückführen. In diesem Zusammenhang bedarf es weiterer Untersuchungen.

Dimethylsulfoxid:

Mess- und Simulationskurve von Dimethylsulfoxid weichen geringfügig voneinander ab. Zudem ist auffällig, dass die Messkurve oberhalb der Simulationskurve liegt. Aufgrund der betragsmäßigen relativen Maximalabweichung von unter 9 % ist dieses Ergebnis dennoch als gut zu bewerten. Da auch die Ergebnisse anderer Flüssigkeiten als positiv einzustufen sind, dürfte die Ursache der Abweichung bei Dimethylsulfoxid nicht im Simulationsprogramm zu finden sein. Der Grund für die Abweichung konnte nicht abschließend geklärt werden.

6 Zusammenfassung und Ausblick

Ziel der Arbeit war es, das Kontrast-Rausch-Verhältnis in gemessenen und simulierten computertomographischen Schnittbildern zu ermitteln und eine vergleichende Analyse durchzuführen. Für die entsprechenden Messungen wurde ein neuartiges Testobjekt mit geeigneten Flüssigkeiten präpariert. Die Messparameter bildeten die Grundlage für die anschließende Simulation. Mess- und Simulationsergebnisse wurden aufbereitet, um vergleichbare Kurvenverläufe zu erhalten.

Im Ergebnis konnte bei der Eisen-III-chlorid-Lösung, den Isopropylalkoholen und Bioethanol, im Spannungsbereich von 80 bis 120 kV, ein hohes Maß an Übereinstimmung zwischen Messung und Simulation festgestellt werden. Bei diesen Flüssigkeiten lag die maximale relative Abweichung unter 9 %. Ungeklärt bleiben die Abweichungen bei einer Röhrenspannung von 140 kV. Ziel einer weiteren Untersuchung könnte es sein, mögliche Ursachen zu ergründen und Lösungen zu finden.

Bei Dimethylsulfoxid wurde ebenfalls eine relative Maximalabweichung von unter 9 % festgestellt. Warum Mess- und Simulationskurve geringfügig voneinander abwichen, konnte nicht abschließend geklärt werden.

Die Kochsalzlösungen ließen erkennen, welche Bedeutung Dichte und Zusammensetzung für die Ergebnisse haben.

Diese Arbeit zeigt, dass der Einklang gemessener und simulierter Daten möglich ist. Es erscheint lohnenswert, auf diesem Gebiet weiter zu arbeiten.

Weiterhin könnte es sinnvoll sein, eine graphische Benutzeroberfläche für das Simulationsprogramm zu erstellen und das Programm so zu erweitern, dass Simulationen anderer Testobjekte möglich sind.

Tabellenverzeichnis

3.1	Liste der ausgewählten Flüssigkeiten	22
3.2	Simulationsrelevante Gerätedaten des <i>Brilliance iCT</i> Scanners	23
3.3	Übersicht der Aufnahmeparameter beider Messdurchgänge	26
3.4	Teilübersicht der Simulationsparameter	27
3.5	Zusammensetzung von Bioethanol in Massenprozent	28
3.6	Prozentuale Anteile der Elemente in Bioethanol	29
4.1	Relative Abweichungen zwischen den Mess- und Simulationskurven	37
4.2	Relative Abweichungen zwischen den normierten Mess- und Simulationskurven	40

Abbildungsverzeichnis

2.1	Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre	5
2.2	Entstehung von Bremsstrahlung	6
2.3	Entstehung von charakteristischer Strahlung	6
2.4	Spektrum einer Röntgenröhre mit Wolfram-Rhenium-Anode	7
2.5	Photoeffekt	11
2.6	Compton-Streuung	11
2.7	Rayleigh-Streuung	11
2.8	Massenschwächungskoeffizient von Blei	12
2.9	Massenschwächungskoeffizient von Wasser	12
2.10	Schema der ersten Gerätegeneration	13
2.11	Schema der zweiten Gerätegeneration	14
2.12	Schema der dritten Gerätegeneration	15
2.13	Ermittlung einer Projektion anhand von Linienintegralen	17
3.1	Testobjekt	23
3.2	Übersicht Messaufbau	24
3.3	Übersichtsaufnahme des Testobjektes	25
4.1	Schnittbild vom zweiten Messdurchgang	31
4.2	Schnittbild vom zweiten Simulationsdurchgang	31
4.3	CT-Zahl als Funktion der Röhrenspannung für alle Flüssigkeiten	33
4.4	Messkurve von Eugenol - CT-Zahl als Funktion der Röhrenspannung	33
4.5	Messkurven von Isopropylalkohol-I und Isopropylalkohol-II - CT-Zahl als Funktion der Röhrenspannung	33
4.6	Gesättigte Kochsalzlösung - mittlere FOM als Funktion der Röhrenspannung	35
4.7	Halbgesättigte Kochsalzlösung - mittlere FOM als Funktion der Röhrenspannung	35

4.8	Eugenol - mittlere FOM als Funktion der Röhrenspannung	35
4.9	Eisen-III-chlorid-Lösung - mittlere FOM als Funktion der Röhrenspannung . .	35
4.10	Isopropylalkohol-I - mittlere FOM als Funktion der Röhrenspannung	36
4.11	Isopropylalkohol-II - mittlere FOM als Funktion der Röhrenspannung	36
4.12	Dimethylsulfoxid - mittlere FOM als Funktion der Röhrenspannung	36
4.13	Bioethanol - mittlere FOM als Funktion der Röhrenspannung	36
4.14	Gesättigte Kochsalzlösung - Vergleich der Kurvenverläufe	38
4.15	Halbgesättigte Kochsalzlösung - Vergleich der Kurvenverläufe	38
4.16	Eugenol - Vergleich der Kurvenverläufe	38
4.17	Eisen-III-chlorid-Lösung - Vergleich der Kurvenverläufe	38
4.18	Isopropylalkohol-I - Vergleich der Kurvenverläufe	39
4.19	Isopropylalkohol-II - Vergleich der Kurvenverläufe	39
4.20	Dimethylsulfoxid - Vergleich der Kurvenverläufe	39
4.21	Bioethanol - Vergleich der Kurvenverläufe	39

Literaturverzeichnis

- [1] AICHINGER, Dr. rer. nat. Horst u. a.: *Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology - Physical Principles and Clinical Applications*. ISBN 978-3-662-09656-7. Berlin u. a.: Springer, 2004
- [2] BECKER, Frank-Michael u. a.: *Formelsammlung bis zum Abitur - Formeln · Tabellen · Daten*. ISBN 978-3-89818-700-8. Berlin u. a.: Duden Paetec, 2007
- [3] BERGER, M.J. u. a.: *XCOM: Photon Cross Sections Database*. National Institute of Standards and Technology. - URL: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html> - Letzter Zugriff: 22.05.2017
- [4] BUNDESÄRZTEKAMMER: *Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik - Qualitätskriterien röntgendiagnostischer Untersuchungen*. November 2007
- [5] BUNDESÄRZTEKAMMER: *Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie*. November 2007
- [6] BUZUG, Prof. Dr. Thorsten M.: *Einführung in die Computertomographie - Mathematisch-physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion*. ISBN 3-540-20808-9. Berlin u. a.: Springer, 2004
- [7] DIEHL, Dr. Bardo u. a.: *Physik Oberstufe - Qualifikationsphase*. ISBN 978-3-06-013022-1. Berlin: Cornelsen, 2010
- [8] DÖSSEL, Olaf: *Bildgebende Verfahren in der Medizin - Von der Technik zur medizinischen Anwendung*. ISBN 978-3-642-54406-4. 2. Auflage. Berlin u. a.: Springer, 2016

- [9] DÖSSEL, Prof. Dr. rer. nat. Olaf (Hrsg.); BUZUG, Prof. Dr. rer. nat. Thorsten M. (Hrsg.): *Biomedizinische Technik - Medizinische Bildgebung - Band 7*. ISBN 978-3-11-025205-7. Berlin u. a.: De Gruyter, 2014 (Biomedizinische Technik)
- [10] HESS, Prof. Dr. Robert: *Persönliches Gespräch mit Prof. Dr. Robert Heß*, 2017 - Entwickler des Simulationsprogramms
- [11] HOCHFILZER, Brigitta: *Was haben die Beatles mit moderner Medizin zu tun?*. Mitarbeitermagazin der Tiroler Landeskrankenanstalten GmbH "hallo", Ausgabe 1/2013 - URL: <https://radiologie.tirol-kliniken.at/data.cfm?vpath=dokumente/beatles-in-der-modernen-medizin&download=yes> - Letzter Zugriff: 23.06.2017
- [12] KALENDER, Willi A.: *Computertomographie - Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen*. ISBN 978-3-89578-215-2. Erlangen: Publicis Corporate Publishing, 2006
- [13] KAUFFMANN, Günter (Hrsg.); SAUER, Rolf (Hrsg.); WEBER, Wolfgang (Hrsg.): *Radiologie - Bildgebende Verfahren, Strahlentherapie, Nuklearmedizin und Strahlenschutz*. ISBN 978-3-437-41417-6. 4.Auflage. München: Urban & Fischer Verlag / Elsevier GmbH, 2011
- [14] KRIEGER, Dr. rer. nat. Hanno: *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*. ISBN 978-3-8348-1815-7. 4. Auflage. Wiesbaden: Springer Spektrum, 2012
- [15] PLASSMANN, Wilfried (Hrsg.); SCHULZ, Detlef (Hrsg.): *Handbuch Elektrotechnik - Grundlagen und Anwendungen für Elektrotechniker*. ISBN 978-3-658-07048-9. 7., neu bearbeitete Auflage. Wiesbaden: Springer Vieweg, 2016
- [16] SCHULTHESS, Gustav K. von: *Röntgen, Computertomografie & Co. - Wie funktioniert medizinische Bildgebung?*. ISBN 978-3-662-53930-9. Berlin u. a.: Springer, 2017

A Anhang

Der Anhang der Arbeit befindet sich auf CD und ist bei Prof. Dr. Robert Heß und Prof. Dr. rer. nat. Annabella Rauscher-Scheibe einzusehen.

A.1 Bachelorthesis

A.2 Zusammensetzung der Flüssigkeiten

A.3 Sicherheitsdatenblätter der Flüssigkeiten

A.4 Messdaten

A.5 Simulationsdaten

Versicherung über die Selbstständigkeit

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

Hamburg, 4. Juli 2017

Ort, Datum

Unterschrift