



DIPLOMARBEIT

Entwicklung eines SDNR Phantoms mit unterschiedlichen Kontrasten für die Anwendung in der
Mammographie

Ausgeführt am

Zentrum für Medizinische Physik und Biomedizinische Technik
Der Medizinischen Universität Wien
&
Atominstitut
Der Technischen Universität Wien

unter der Anleitung von Ao. Univ.-Prof. Dipl.-Ing Dr.techn. Peter Homolka

durch

Karl Schöndorfer, Bsc

Schulgasse 79, 1180 Wien

Februar 2017

Datum

Unterschrift (Student)

1.	Einleitung	5
1.1	Kontrast	5
1.2	Signaldifferenz-Rausch-Verhältnis SDNR	6
1.3	Die Mamma	8
1.4	Mammographie	10
1.5	Phantome	14
2.	Materialien und Methoden	19
2.1	Phantommaterialien und Röntgenschwächung	19
2.2	Mammographiespektren	20
2.3	Detektorabsorption	24
2.4	Berechnung der Zusammensetzungen der Phantome	25
2.5	Kontrastmaterialien zur Bildqualitätskontrolle	29
3.	Resultate und Diskussion	34
3.1	Mammaäquivalente Phantome	34
3.2	Gold Kontrastdetails	39
3.3	SDNR Vergleich	41
4.	Appendix	46
5.	Literatur	49
6.	Verzeichnis Tabellen/Figuren	50

Abstract

The goal of this work is the development and construction of a phantom for SDNR (Signal Difference to Noise Ratios) measurements with different X-ray qualities and different contrast materials for mammography applications. The radiological contrast, and therefor the SDNR, varies with the energy dependency of the detector, X-ray spectra, base material of the phantom and effective atomic number of the contrast material. Because of the easy production of phantoms with gold contrasts of typically a few microns thickness, this material is used in commercial phantoms for quality control and optimization. Especially for SDNR and ESP (“edge spread function”) determination many phantoms use aluminum of typically 0.2 mm thickness to simulate the breast tissue all commercial phantoms utilize PMMA. As a base material we use a breast equivalent mixture instead of PMMA. In this work the dependence of materials used is studied systematically and quantitatively. These measurements can be used to correct from a phantom contrast to tissue contrast in order to predict the visibility of tumor tissue or micro calcification in a real breast from measured gold or aluminum against PMMA.

Kurzfassung

Ziel der Arbeit ist es ein Phantom zu entwickeln und zu bauen, um SDNRs ("SDNR"; Signal Difference to Noise Ratios) für unterschiedliche Strahlenqualitäten, und unterschiedliche kontrastgebende Materialien für Mammographieanwendungen, zu messen. Der radiologische Kontrast, und damit das SDNR, hängt bei gegebener Energieabhängigkeit des Detektors neben dem verwendeten Spektrum und dem Grundmaterial des Phantoms von der effektiven Ordnungszahl des Kontrastmaterials ab. Aufgrund der leichten Herstellbarkeit wird typischerweise Gold, mit einigen Zehntel μm Dicke in kommerziellen Phantomen für die Qualitätskontrolle und Optimierung verwendet. Speziell für die SDNR und ESP („edge spread function“) Messung wird 0,2 mm Aluminium gegen PMMA verwendet. Als Grundmaterial wird statt PMMA eine brustgewebeäquivalente Mischung bestimmt. In dieser Arbeit wurde systematisch und quantitativ die Abhängigkeit von den verwendeten Materialien bestimmt, um mit Standardphantomen bestimmten Gold- und Aluminiumkontrasten auf Gewebekontraste korrigieren zu können, um etwa von der Sichtbarkeit von Gold gegen PMMA auf die Sichtbarkeit eines Tumors oder einer Mikroverkalkung gegen Brustgewebe schließen zu können.

1. Einleitung

1.1 Kontrast

Kontrast ist üblicherweise definiert als das Verhältnis von Signaldifferenz zu Hintergrundsignal. Das grundlegende Konzept ist, dass eine kleine Signaldifferenz zu vernachlässigen ist wenn das Hintergrundsignal sehr groß ist, während eine kleine Signaldifferenz bereits sichtbar ist wenn das Hintergrundsignal schwach ist.

Es gibt zwei gängige Definitionen des Kontrasts bei medizinischen Bildern:

1) Kontrast nach Weber, oder lokaler Kontrast:

$$C_{Weber} = \frac{|I_2 - I_1|}{I_1}$$

I_2 ...Signal des betrachteten Features (siehe Abb.1)

I_1 ...Signal des Hintergrunds

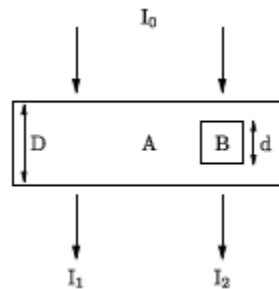


Abbildung 1: Kontrast nach Weber von Objekt B in Material A, mit einfallender Röntgenintensität I_0

Diese Definition wird verwendet, wenn es sich um kleine betrachtete Objekte auf einem großen Hintergrund handelt.

2) Michelson Kontrast oder Modulation:

$$C_M = \frac{f_{max} - f_{min}}{f_{max} + f_{min}}$$

f_{max} ...höchstes Signal

f_{min} ...niedrigstes Signal

Der Michelson Kontrast wird vor allem bei Muster eingesetzt, bei denen helle und dunkle Objekte ähnliche große Bildflächen einnehmen.

Generell hängt der Bildkontrast nicht nur vom betrachteten Objekt (Röntgenschwächung und Größe) sondern auch von einigen anderen Faktoren ab, wie zum Beispiel: dem einfallenden Röntgenspektrum (Anoden/Filter Kombination, Röhrenspannung und Röhrenstrom), dem Detektormaterial und der Detektordicke (Dance *et al.*, 2014).

1.2 Signaldifferenz-Rausch-Verhältnis SDNR

Es ist nun oft nützlich, nicht nur das Signal eines gewissen Objektes alleine zu betrachten, sondern es mit dem Hintergrundrauschen in Verbindung zu stellen. In der Qualitätskontrolle wird dies vor allem in der Mammographie eingesetzt.

Im Gegensatz zum Kontrast bestimmt das SDNR über die Erkennbarkeit einer Struktur in rauschbehafteten Bildern, insbesondere Röntgenaufnahmen. Für den Fall wenn der Kontrast als Signaldifferenz definiert ist, kann man es auch als Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR: „Contrast to noise ratio“) bezeichnen.

$$SDNR = \frac{\overline{x_a} - \overline{x_b}}{\sigma}$$

$\overline{x_a}$...Signalmittelwert in der Region des Objekts

$\overline{x_b}$...Signalmittelwert in der Hintergrundregion

σ ...Standartabweichung des Hintergrundsignals

Illustriert ist die Formel in Abb.2.

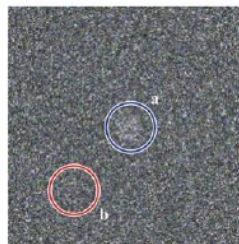
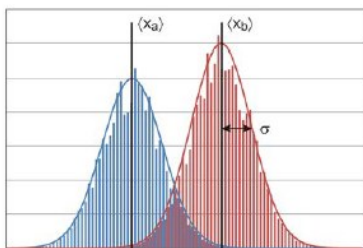


Abbildung 2: Uniforme Scheibe (a) auf einem Hintergrund (b) mit Rauschen. SNR dieses Objektes wird berechnet als Differenz des Mittelwertsignals von a und b, sowie der Standartabweichung des Hintergrundsignals. Aus (Dance et al., 2014).

Um das SDNR als verlässlichen Vergleichswert benutzen zu können, muss nicht nur genau angegeben werden, wie es berechnet wird, sondern auch wie die ROIs („Regions of interest“) definiert sind. Hier haben verschiedene Institute und Einrichtungen unterschiedliche Definitionen zur Berechnung des SDNR für die Qualitätskontrolle in der Mammographie festgelegt. Die wichtigsten sind in der nachfolgenden Abbildung (Abb.3) dargestellt.

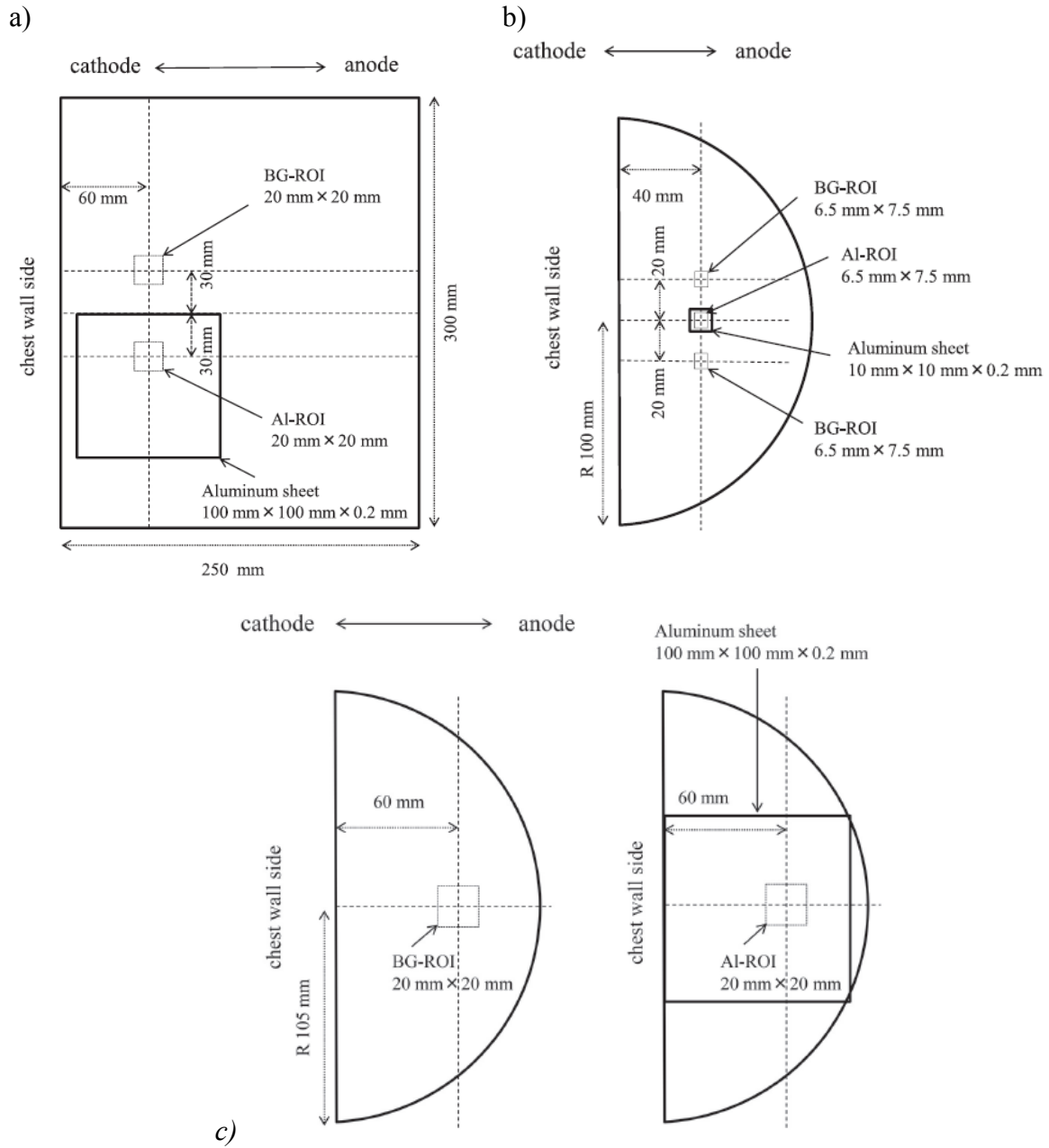


Abbildung 3: Unterschiedliche Methoden zur Bestimmung des SDNR nach bestimmten Guidelines. a) European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF) (IEC). b) International Atomic Energy Agency (IAEA). c) International Electrotechnical Commission. Aus (Nagami *et al.*, 2015).

1.3 Die Mamma

1.3.1 Aufbau und Funktion

Die weibliche Brust (lat.: Mamma) besteht aus verschiedenen Geweben und steht bei der Frau in funktionaler Beziehung zu den Geschlechtsorganen. Den Hauptanteil stellt das in Lappen (Lobi) unterteilte Drüsengewebe dar. Die Brustdrüse enthält ca. zehn bis 20 Lobi. Jeder Drüsenlappen besteht wiederum aus mehreren Drüsenläppchen (Lobuli), die sich aus den Milchbildungszellen, einem Lumen, in dem sich die Milch sammelt, und zu einem kleineren Anteil aus Myoepithelzellen, die die Milch aus dem Lobulus pressen, zusammensetzen.

Das Lumen hat einen Ausführungsgang, der in den kleinen Milchgang mündet. Das Gangsystem der kleinen Milchgänge mündet infolge in den großen Milchgang, der aus dem Lobus führt und in die Brustwarze mündet (siehe Abb. 4).

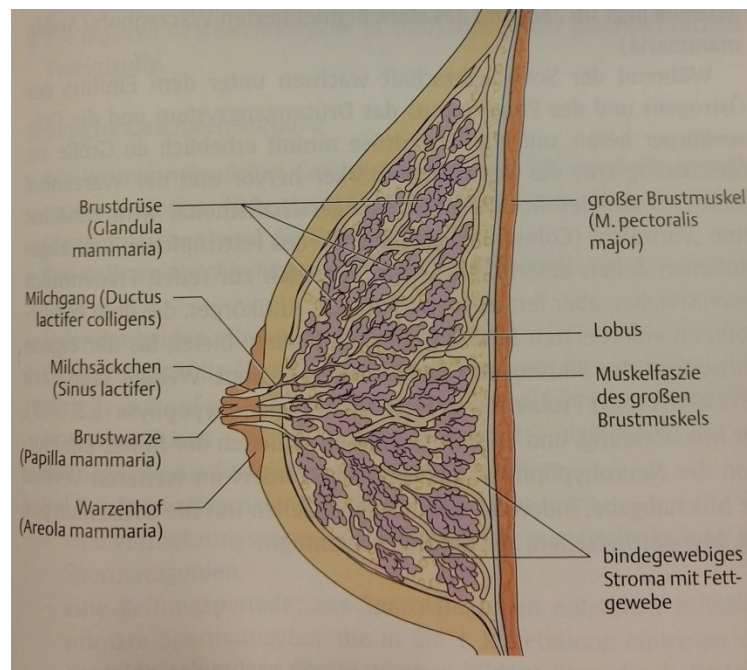


Abbildung 4: Längsschnitt durch die weibliche Brust aus (Faller and Schünke, 2004).

Zwischen dem eigentlichen Brustdrüsengewebe befindet sich Fett- und Bindegewebe. Darin verlaufen Nerven, Blut- und Lymphgefäße, die mit Nerven-, Blut- und Lymphsystem des umliegenden Gewebes in Verbindung stehen. Zur Mamma gehört zudem die außen aufliegende Haut mit Brustwarze und Warzenvorhof. Die rückwärtige Begrenzung bilden der große und der kleine Brustmuskel.

1.3.2 Pathologien

Karzinom

Man unterscheidet bei Mammakarzinomen präinvasive, sogenannte „in situ“ Formen und invasive Karzinome. Während Erstere im Inneren der Milchgänge wachsen und bis dato die Basalmembran noch nicht durchbrochen und somit noch nicht metastasiert haben, sind invasive Karzinome bereits aus dem Milchgang ausgetreten und in das umliegende Gewebe eingewachsen. Damit besitzen sie auch Anschluss an Gefäße und Möglichkeit zur Metastasierung. Man kann Brustkrebs auch nach seinem Entstehungsort einteilen (siehe Abb.5) – in ductale (= im Milchgang wachsende) und lobuläre (= im Drüsenläppchen wachsende) Karzinome. Lobuläre Karzinome in situ unterscheiden sich manchmal am Mammografiebild kaum vom umgebenden Brustgewebe und sind dann nicht leicht zu diagnostizieren. Lobuläre Karzinome in situ werden aber nichtmehr als Präkanzerose sondern als Hinweis auf erhöhtes Karzinomrisiko gesehen (Reiche, 2003).

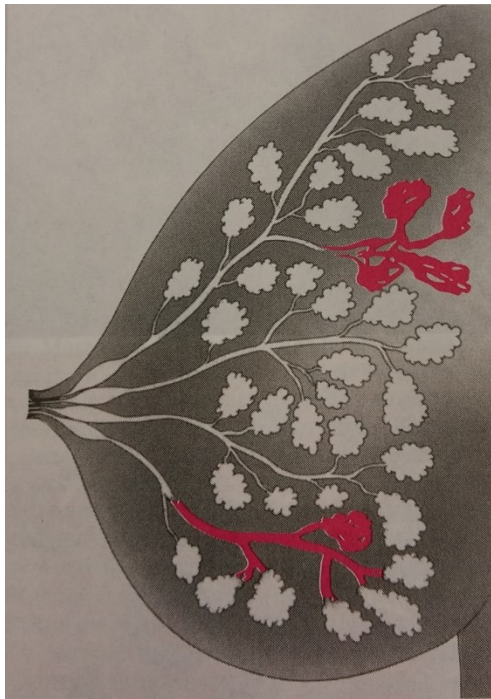


Abbildung 5: Arten von Mammakarzinomen: ductales Karzinom in situ im untere Quadranten und lobuläres Karzinom in situ im oberen. Aus (Reiche, 2003)

Kalzifikation

In situ Karzinome in den Milchgängen (CDIS) zählt zu den echten Präkanzerosen und hinterlassen unregelmäßig begrenzte, strahlenförmige und gruppierte Mikroverkalkungen. Dieser Mikrokalk ist extrem klein (150-400µm) und oft das erste Anzeichen eines malignen Geschehens und nur auf einer hochqualitativen Mammographieaufnahme gut erkennbar (Reiche, 2003).

Nicht alle Kalzifikationen haben eine maligne Ursache. Sie entstehen auch als regelmäßige,

hormonal bedingte Alterserscheinung durch den Übergang von löslichen Ca-Salzen in unlösliche Ca-Salze der nicht flüchtigen Fettsäuren oder durch Ablagerungen von Ca-Salzen in abgestorbenem oder ungenügend ernährtem Gewebe (Pschyrembel and Dornblüth, 1994).

1.4 Mammographie

Für Frauen in Europa ist Brustkrebs die derzeitig häufigste Krebsart und die wahrscheinlichste krebsinduzierte Todesursache. Laut verfügbaren Daten gab es 2008 in der EU in den 27 Mitgliedsstaaten mehr als 330 000 Neuerkrankungen und nahezu 90 000 Tote durch Brustkrebs. Neun von 10 dieser Tode waren Frauen im Alter von 50 oder höher. Dies macht Brustkrebs zu einer der führenden Ursachen der altersbezogenen Sterblichkeit bei Frauen (Perry *et al.*, 2013). Die Mammographie ist eine radiographische Methode, welche für die Früherkennung von Brustkrebs vor allem bei Frauen optimiert wurde. Es wird verglichen zu anderen Röntgenaufnahmen sehr weiche Röntgenstrahlung verwendet mit einer maximalen Spitzenenergie von 25 bis 35 keV. In der folgenden Abbildung (Abb.6) sieht man den linearen Röntgenschwächungskoeffizienten in Abhängigkeit der Röntgenenergie für drei Typen von Brustmaterial: Fettgewebe (adipose tissue) mit der geringsten Schwächung, danach fibroglanduläres Gewebe und mit nur gering höherer Schwächung, sowie ein infiltrierendes ductales Karzinom. Zu sehen ist, dass die Differenz der Röntgenschwächung sehr gering ist und gegen höher werdende Röntgenenergie verschwindet. Dies erklärt, warum bei der Mammographie sehr weiche Strahlung eingesetzt wird, um den geringen Abschwächungsunterschied und damit Gewebeunterschied darzustellen. Weiche Strahlung führt aber ebenfalls zu einer höheren absorbierten Dosis im Gewebe, welcher durch die Kompression der Brust und Ausnutzung des Heeeffekts entgegengewirkt wird.

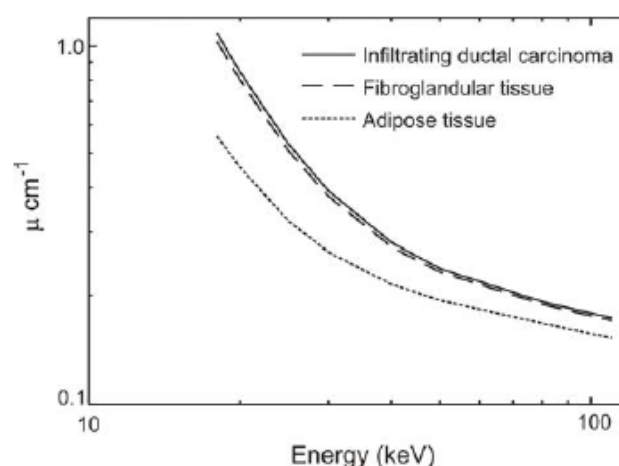


Abbildung 6: linearer Röntgenschwächungskoeffizient in Abhängigkeit der Röntgenenergie für verschiedene Brustgewebe (Dance *et al.*, 2014).

Abbildung 7 zeigt den allgemeinen Aufbau eines Mammographieaufnahmegegerätes. Die wichtigsten Komponenten sind:

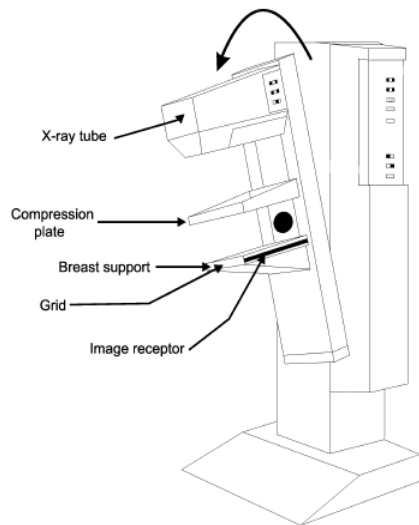


Abbildung 7: Schematischer Aufbau eines Mammographiesystems aus (Dance et al., 2014).

Die Röntgenröhre (X-ray tube): Sie beinhaltet eine Drehanode mit kleinem Anodenwinkel, welche das Röntgenspektrum erzeugt. Der relativ kleine Winkel führt dazu, dass die Intensität der Röntgenstrahlung von Kathoden- zur Anodenseite aufgrund der Eigenabsorption im Anodenmaterial abnimmt. Dieser Effekt wird Heeleffekt genannt und durch eine entsprechende Positionierung der Röntgenröhre ausgenutzt (Abb.8). Verwendet werden Molybdän, Rhodium und Wolfram als Anodenmaterial welche geeignete Röntgenstrahlung liefern, wobei die ersten zwei Materialien wegen ihrer charakteristischen Röntgenstrahlungen Einsatz finden. Diese Strahlung wird durch das Einbringen von Filtern in den Strahlengang weiter modifiziert. Vor allem durch die K-Kante von Materialien wie Molybdän, Rhodium und Silber (typische Filterdicken von 25-50 μm) kann der zu harte

Teil eines Spektrums deutlich reduziert werden. Im Gegensatz dazu dient ein Aluminiumfilter ($\sim 500\text{-}700\text{ }\mu\text{m}$) ausschließlich dazu um den zu weichen Teil des Spektrums aufzuhärten.

Das Kompressionspaddel (Compression plate): Diese Komponente dient der Kompression der Brust, welches aus verschiedenen Gründen Vorteile bei der Mammographie bietet. Sie führt zu einer besseren Verteilung des Gewebes, mit einer Minimierung der Superposition von verschiedenen Gewebeschichten und einer uniformen Röntgenschwächung. Die Nutzung eines Kompressionspaddels verringert das Verhältnis von gestreuten zu direkt transmittierten Photonen, da die Brustdicke reduziert wird (siehe Abb.9). Durch die Dickenreduktion wird ebenfalls die Brustdosis verringert. Das Einklemmen der Brust führt auch dazu das Bewegungseffekte minimiert und dadurch induzierte Unschärfe reduziert wird.

Das Streustrahlenraster (Grid): Ein großer Anteil der einfallenden Strahlung (37-50%) erfährt eine Streuinteraktion in der Brust. Würden diese gestreuten Photonen detektiert, würde das SDNR wegen des massiv reduzierten Kontrastes drastisch abnehmen. Durch den Einsatz von Streustrahlenrastern kann dieser Effekt minimiert werden. Diese sind typischerweise fokussierte lineare Lamellen aus Blei, welche Streustrahlung winkelabhängig diskriminieren. Wenn ein Raster verwendet wird, verringert sich das SPR („SPR“:scattered-to-primary-ratio) typischerweise um den Faktor 5, was zu einem besseren Bildkontrast führt. Da Raster ebenso die Primärstrahlung schwächen, wurden alternative Methoden zum Streustrahlenraster entwickelt. Es gibt bereits Mammographie Geräte der neuesten Generation welche ohne Grid arbeiten. Sie besitzen einen Softwarealgorithmus welcher die Streustrahlung aus dem Bild eliminiert und so abhängig von den Brustdicken bis zu 30 % Dosis einsparen kann (Siemens, 2016).

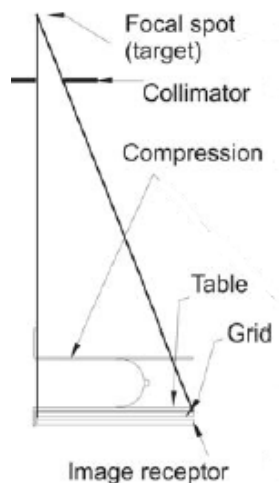


Abbildung 8: Projektionsgeometrie in der Mammographie. Aus (Dance et al., 2014).

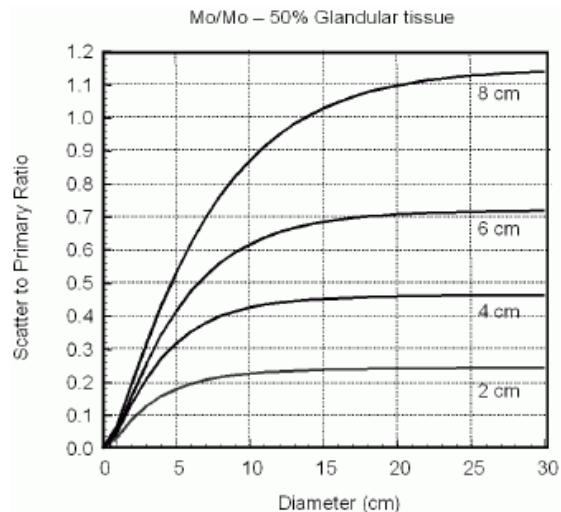


Abbildung 9: SPR in Abhängigkeit von Brustdicke und Durchmesser des Röntgenfeldes, ohne Raster. Aus (Dance et al., 2014).

Der Detektor (Image receptor):

Abbildung 10 zeigt einen Überblick der verwendeten Detektortechniken für die Mammographie. Sie unterscheiden sich in die größeren Gruppen der analogen Film-Folien Systeme und der digitalen Systeme, welche sich wiederum in CR („computed radiography“) und DR („digital radiography“) aufteilt. Bei Film-Folien Systemen ist der Detektor ein Film, kombiniert mit einer Verstärkerfolie. Es ist dies eine Kombination aus einem röntgensensitiven Leuchtstoff, welcher einen Teil der absorbierten Röntgenenergie als sichtbares Licht remittiert und einem lichtsensitiven Film. Die Speicherfolien (CR) repräsentieren die erste Technologie, welche digitale radiografische Bilder erzeugt. Bei ihr wurden die Film-Folien durch CR-Folien ersetzt, sonst konnte dasselbe Mammographiegerät benutzt werden. Der Leuchtstoff wird als Pulver oder nadelförmige Kristalle aufgebracht. Abbildung 11 zeigt das Energieniveauschema der in den Traps gespeicherten Elektronen, welche durch externe Energiezufuhr (Laserstrahl) bei Rekombination Photonen im sichtbaren Bereich emittieren. Diese werden mit einem Photomultiplier gemessen und dem entsprechenden Pixel zugeordnet.

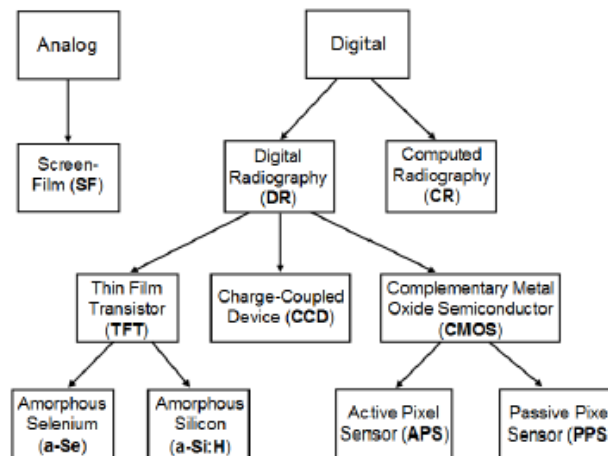


Abbildung 10: Übersicht der in der Mammographie verwendeten Detektoren. Aus (Konstantinidis, 2014).

Film-Folien und Pulver CR Systeme kommen in der Mammographie praktisch kaum noch zum Einsatz sondern hauptsächlich digitale Systeme, darunter vor allem Flachdetektorsysteme (TFT) und Nadel CR.

Bei digitalen Flachdetektorsystemen ist der Detektor ein fix integrierter Teil des Geräts. Er dient dazu einfallende Röntgenenergie in ein elektrisches Signal umzuwandeln und direkt das erzeugte Bild auf einem Monitor darzustellen.

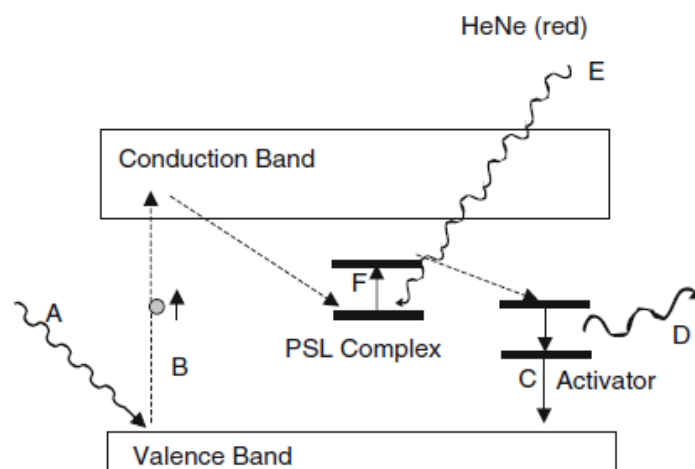


Abbildung 11: Angeregte Elektronen in „F-Center“, welche durch Lasereinwirkung unter Photonenabgabe in niedrige Energieniveaus wechseln. Aus (Yaffe, 2010).

Auch bei diesen Systemen unterscheidet man zwischen zwei Typen, den Detektoren mit indirekter und direkter Konversion. Bei indirekter Konversion wird der Röntgenstrahl zuerst mit Hilfe eines Szintillators in sichtbares Licht umgewandelt und anschließend mit Photodioden in elektrische Ladung umgewandelt. Durch Verwendung von speziellen Halbleitern, wie zum Beispiel Selen, wird der Röntgenstrahl direkt in elektrische Ladung umgewandelt. Bei Detektoren mit direkter Konversion treffen die Röntgenquanten auf eine unter Spannung

stehende Selenschicht und erzeugen dort durch Absorption Ladungsträgerpaare (Elektronen-Loch-Paare). Diese Ladungsträgerpaare werden durch die angelegte Spannung getrennt und können während der Belichtung in Kondensatoren gespeichert werden. Die dadurch entstandene Ladung ist zur absorbierten Röntgenenergie proportional. Die Pixelelektrode gemeinsam mit dem Speicherkondensator sind im weiteren an einen TFT (Thin-Film Transistor) angekoppelt. Über diesen TFT wird nun die Ladung ausgelesen, verstärkt, in digitale Daten umgewandelt und gespeichert.

Moderne amorphe Selendetektoren haben einen w -Faktor (benötigte Energie in eV um eine Signaleinheit zu erzeugen, in diesem Fall ein Elektronen-Loch-Paar) von ca. 50 bei einer angelegten Spannung von $10\text{V}/\mu\text{m}$ (Yaffe, 2010).

1.5 Phantome

In der Mammographie ist es essenziell Objekte mit sehr geringem Kontrast und Größe vom Hintergrund zu unterscheiden. Dafür sollte die Qualität der vorhandenen Röntgentechnik in einem regelmäßigen Intervall überprüft werden. Dies wird typischerweise durchgeführt in dem die physikalischen Parameter des Röntgenequipments gemessen werden, und mit früheren Vergleichsaufnahmen periodisch kontrolliert werden. Die Konstanzprüfungen sollen sicherstellen, dass die Bildqualität und Strahlenexposition einer Einrichtung möglichst immer auf dem technisch besten Niveau liegt, und einerseits keine Wiederholungsaufnahmen aufgrund von fehlerhafter Technik nötig sind, und andererseits aufgrund mangelhafter Bildqualität Pathologien übersehen werden.

Für diesen Zweck wurden verschiedene Phantome und Richtlinien zur Qualitätskontrolle des Röntgenequipments definiert. Wir unterscheiden vor allem in Dosimetriephantome und Phantome zur Überprüfung der Abbildequalität (zum Beispiel CDMAM).

Dosimetriephantome

Dosimetriephantome kommen in der Mammographie zur Abschätzung der MGD („mean glandular dose“) zum Einsatz. Drüsengewebe in der Brust gehört zu dem Gewebetyp mit der höchsten Gefahr der strahleninduzierten Krebserkrankung. Der Strahlengewichtungsfaktor ist derselbe wie für andere strahlensensitive Gewebe wie Lunge und Knochenmark (ICRP, 2007). Sind die anatomischen Details weniger von Interesse als das totale Röntgenschwächungsverhalten, können simple PMMA Phantome für die Dosimetrie in der Mammographie eingesetzt werden. Hierfür wird statt der Brust ein entsprechendes PMMA Phantom mit den gewünschten Aufnahmeparametern abgebildet und die einfallende Luftkerma an der Oberfläche, ohne Rückstreuphotonen, gemessen. Diese kann nun mit bestimmten Faktoren multipliziert (g -Faktor) werden um eine Abschätzung für die MGD zu erhalten. So haben Dance et. al. für verschiedene Brustdicken äquivalente PMMA Phantome simuliert und deren g -Faktoren bestimmt (Dance *et al.*, 2000).

CDMAM

Das CDMAM-Phantom besteht aus einer 0,5 mm dicken Aluminiumbasis mit einer Variation von Goldscheiben mit verschiedenem Durchmesser und Dicke, welche von einer 5 mm dicken Plexiglasscheibe (PMMA) bedeckt sind. Diese Zusammenfügung hat eine Plexiglasäquivalentdicke von 10 mm. Das Phantom wird mit weiteren vier PMMA-Platten mit jeweils 10 mm Dicke und einer Standardgröße für Mammographiefilme von 180x240 mm geliefert.

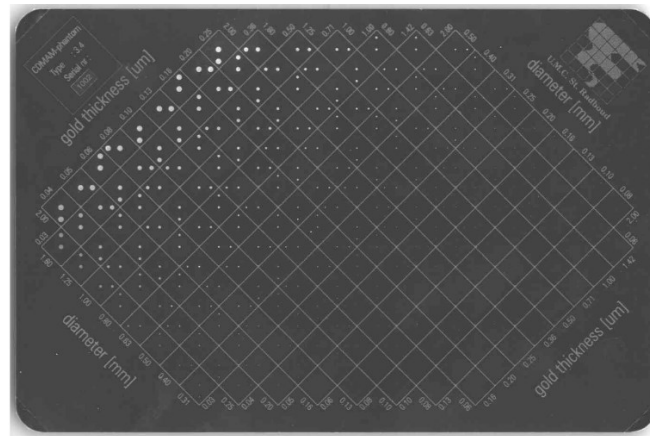


Abbildung 12: CDMAM-phantom (Contrast-Detail MAMmography) V. 3.4

Das Phantom ist in 16 Zeilen mal 16 Reihen angeordnet und jede Zelle beinhaltet zwei idente Goldscheiben, wobei eine der Scheiben im Zentrum der Zelle und die andere in einer zufälligen Ecke liegt. Die Dicke und der Durchmesser der Goldscheiben verringern sich logarithmisch von Zelle zu Zelle um eine große Reichweite von Objekten abzudecken (Abb.12). Der Durchmesser variiert von 2 zu 0.06 mm in jeder Reihe und die Dicke von 2 bis 0,03 μm in jeder Zeile. Diese Goldelemente führen zu einem Strahlenkontrast von 0.5 – 30% bei Standardaufnahmeparametern von 28 kVp, Molybdänanode und 30 μm Molybdänfilter (Bijkerk *et al.*, 2000).

Bei einer Kontrastdetailanalyse mit diesem Phantom wird die Fähigkeit der Detektion von niedrig Kontrast und kleinen Detailelementen des Röntgensystems gemessen. Es wird also die Gesamtheit der Kombination von Auflösung, Kontrast und Rauschen berücksichtigt.

Modellierung der Brust für mathematische Phantome

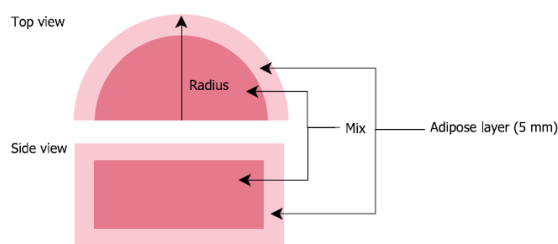


Abbildung 13: Standard Brust Model mit Radius von 8 cm aus (Bouwman, Diaz et al. 2013).

Für Dosimetrieaufgaben entwickelte David Dance ein Brustmodell welches hier als „Standard Brust“ bezeichnet wird (Dance et al., 2000). Die komprimierte Standard Brust ist ein Halbzylinder mit einem Radius von 8 cm (Abb.13). Sie hat eine Dicke von 2 bis 11 cm und besteht im Zentrum aus einer Mischung aus Fettgewebe (adipose tissue) und Drüsengewebe (glandular tissue), umgeben von 5 mm Fettgewebe. Die umliegende Schicht soll die Schwächung der Haut nachahmen (Perry et al., 2013). In der zentralen Region variiert der glanduläre Anteil von 100 bis 3 Prozent in Abhängigkeit der komprimierten Brustdicken. Eine Brust mit 50% Glandularität entspricht einer nach Gewicht gleichen Mischung aus adipösen und glandulären Gewebes. Entnommen sind die prozentuale Glandularitäten aus dem nationalen Brustscreeningprogramm UK für die Altersgruppe 50-64 (Dance et al., 2000). Dieses Model dient als mathematisches Phantom zur Simulation der mittleren Drüsengewebedosis (MGD: „mean glandular dose“) und zur Berechnung von brustäquivalenten Dosimetrie Phantomen aus PMMA passend zum Drüsengewebeanteil (siehe Abb.14) (Dance et al., 2000).

Thickness of PMMA (cm)	Equivalent breast thickness (cm)	Glandularity for age 50 to 64 (%)
2.0	2.1	97
3.0	3.2	67
4.0	4.5	40
4.5	5.3	29
5.0	6.0	20
6.0	7.5	9
7.0	9.0	4
8.0	10.3	3
8.5	10.9	3

Breast thickness (cm)	Glandularity age 50 to 64 (%)	Equivalent thickness of PMMA (cm)
2.0	100	1.9
3.0	72	2.8
4.0	50	3.6
5.0	33	4.3
6.0	21	5.0
7.0	12	5.6
8.0	7	6.3
9.0	4	7.0
10.0	3	7.8
11.0	3	8.6

Abbildung 14: PMMA zu Brustgewebe ; Brustgewebe zu PMMA äquivalent aus (Dance et al., 2000)

Sowohl für mathematische Phantome, Monte-Carlo-Simulationen als auch für physikalische Phantome spielen die elementaren Zusammensetzungen eine entscheidende Rolle. In Tabelle 1 sind die mittleren elementaren Zusammensetzungen der wesentlichen Brustgewebe nach ICRU 44 für Erwachsene dargestellt (ICRU, 1989). Sind die Massenschwächungskoeffizienten für die enthaltenen Elemente bekannt, kann wie in Abschnitt 2.1 beschrieben, die Röntgenschwächung des Gemisches (in diesem Fall des Gewebes) berechnet werden. Abbildung 15 zeigt die auf diese

Art bestimmten Massenschwächungskoeffizienten für die beiden wichtigsten Brustgewebe.

	H	C	N	O	andere	ρ [kg/m ³]
Adipose tissue Adult #2	11,4	59,8	0,7	27,8	0,1 Na; 0,1 S; 0,1 Cl	950
Breast-mammary gland Adult #2	10,6	33,2	3	52,7	0,1 Na; 0,1 P; 0,2 S; 0,1 Cl	1020

Tabelle 1: elementare Gewebezusammensetzung (Massenanteile) nach ICRU Report 44.

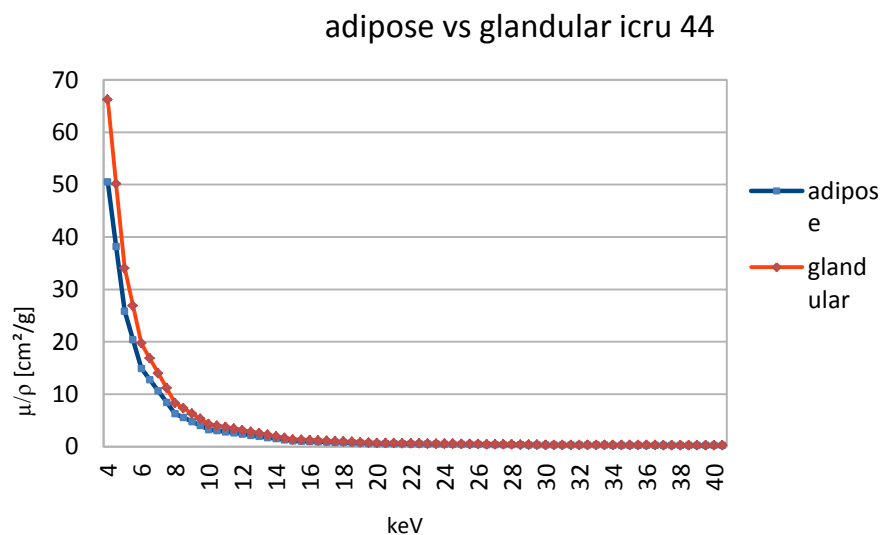


Abbildung 15: Massenschwächungskoeffizient mit XMuDat hergeleitet (Nowotny, 1998).

Für die Phantomerstellung und die radiologischen Eigenschaften ist vor allem die prozentuale Glandularität von Bedeutung. Sie beschreibt wie viel Prozent der Masse eine Brust aus Brustdrüsengewebe bestehen. Hierfür hat Dance et al (2000) typische Glandularitäten, basierend auf zwei Screening-Programmen (Guildford und Northern Region) untersucht, und ein Polynom durch die Messwerte gefittet:

$$glandularity(\%) = at^3 + bt^2 + ct + d$$

t...Dicke der komprimierten Brust in mm

a,b,c,d....Polynomkoeffizienten

Das interpolierte Polynom ist in Abbildung 16 zu sehen und wurde von einer Altersgruppe von

50 bis 64 Jahre bestimmt. In Tabelle 2 sind die bestimmten Polynomkoeffizienten angegeben.

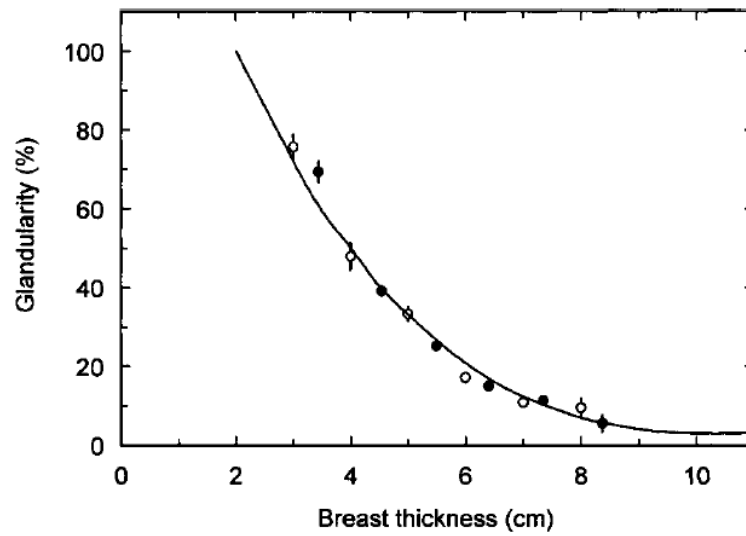


Abbildung 16: Durchschnittliche Brustzusammensetzung; Guildford (offener Kreis), Northern Region (voller Kreis). Aus (D R Dance, 2000).

Koeffizienten	Altersgruppe 50-64
a	-0,0001118
b	0,03932
c	-4,544
d	176,0

Tabelle 2: Polynomkoeffizienten aus (Dance et al., 2000).

2. Materialien und Methoden

2.1 Phantommaterialien und Röntgenschwächung

Tabelle 3 zeigt die elementaren Zusammensetzungen der zur Simulation verwendeten Kunststoffe PMMA und PE dargestellt.

	H	C	N	O	sonstige	Dichte [g/cm³]
POLYMETHYL METHACRYLATE (PMMA)	0,080541	0,599846		0,319 613		1,19
POLYETHYLENE (PE)	0,14376	0,85684				0,93

Tabelle 3: elementare Materialzusammensetzung in Massenanteilen zur Berechnung des Massenschwächungskoeffizienten aus (ICRU, 1989).

Ist die elementare Zusammensetzung also die Masseanteile bekannt kann die nachstehende Formel verwendet werden, um den Massenschwächungskoeffizienten für ein Gemisch zu berechnen.

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{Ziel}} = \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_H * w_H + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_C * w_C + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_N * w_N + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_O * w_O + \dots$$

Mit den Massenschwächungskoeffizienten aus der „NIST X-ray Attenuation Database“ (Hubbell and Seltzer, 1996) für elementare Medien (H,C,N,O,Na,P,S,Cl,Al) und den bekannten Massenanteilen lassen sich nun die Massenschwächungskoeffizienten für Gemische bei bestimmten Photonenenergien berechnen. Verwendet wurde dafür das Programm „XMuDat“ von (Nowotny, 1998) welches die Koeffizienten in einem beliebigen Energieintervall berechnet. Die Ergebnisse sind in den nachfolgenden Graphen dargestellt, in Abbildung 17 jener Massenschwächungskoeffizient der Phantommaterialien und in Abbildung 18 jener des Brustgewebes.

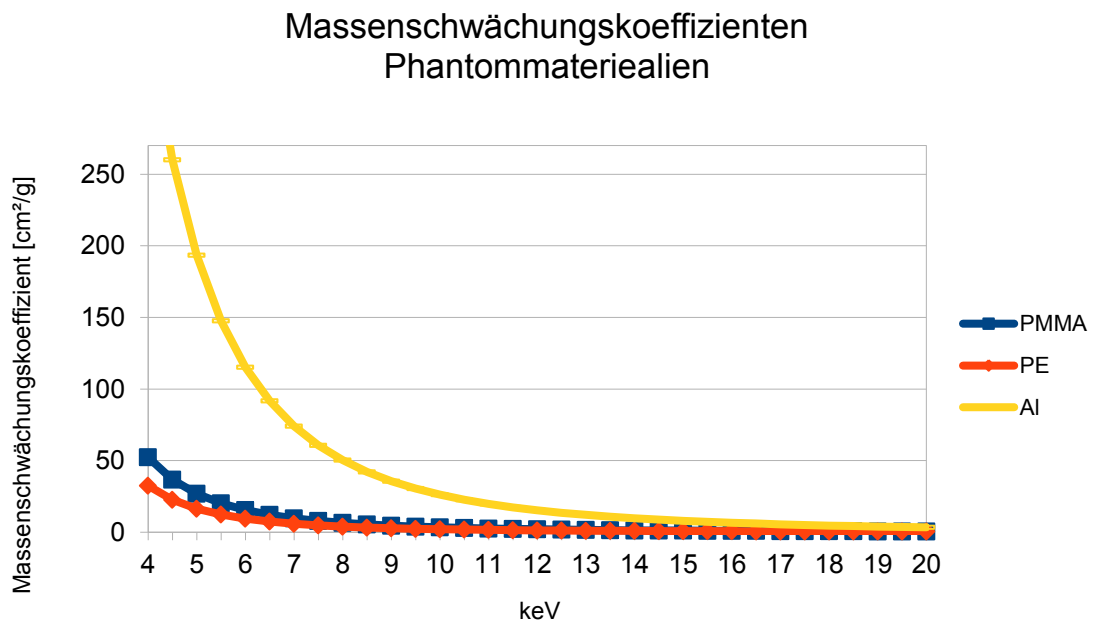


Abbildung 17: Massenschwächungskoeffizienten der verwendeten Phantommaterialien.

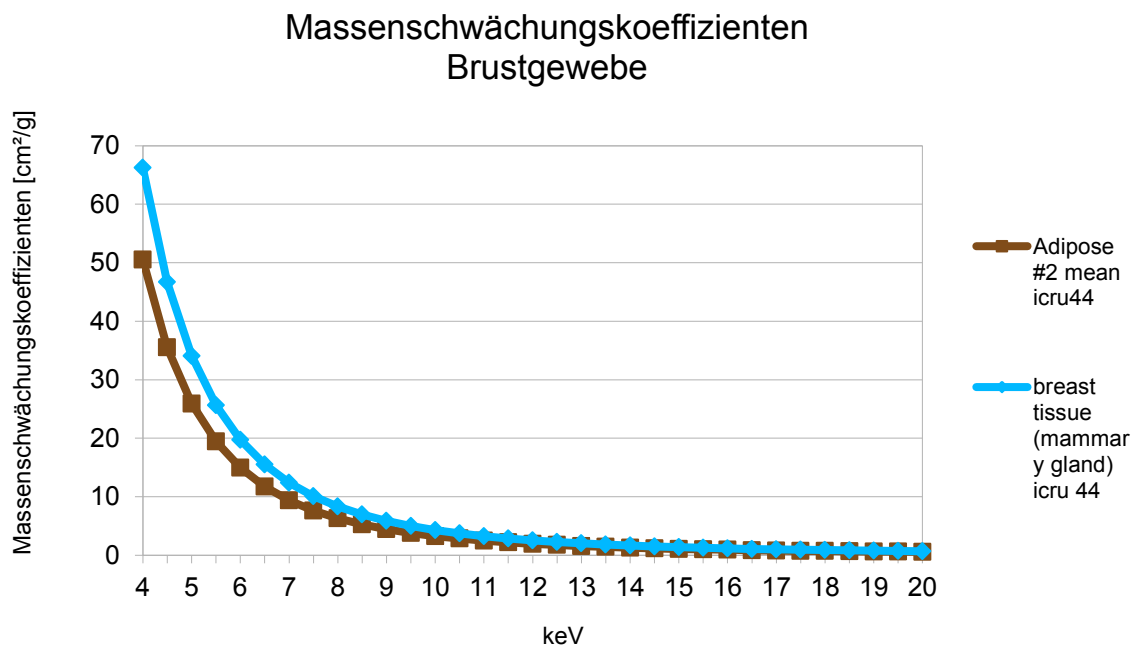


Abbildung 18: Massenschwächungskoeffizienten des Brustgewebes.

2.2 Mammographiespektren

Da der Röntgenkontrast, wie oben erwähnt, nicht nur vom durchleuchteten Material, Form und Größe des Objektes abhängt, sondern auch vom verwendeten Eingangsspektrum wird in diesem

Abschnitt darauf eingegangen, wie wir dieses erhalten.

Die zuverlässigste Methode zur Herleitung von Röntgenspektren ist die Simulation einer möglichst großen Zahl an Elektronenstoßwegen durch das Anodenmaterial im Zuge der Monte-Carlo-Simulation. Hierbei werden jedes einzelne Elektron, seine Stöße und die daraus resultierenden Strahlungen beachtet. Dies ist zeitaufwendig, aber mit moderner Rechenleistung umsetzbar.

Ein simplerer Ansatz der Spektrenherleitung, bei der man nicht auf die Interaktionen und Stoßwege jedes einzelnen Elektrons eingehen muss, beschreibt das Eindringen einer Elektronenwolke in das Material. Bei dieser Methode wird nur eine durchschnittliche Eindringtiefe verwendet (Chyba *et al.*, 2010).

Eine weitere Methode, bei der auf keine physikalischen Effekte der Röntgenerzeugung eingegangen wird, ist die semi-empirische Polynomfitmethode (Boone *et al.*, 1997). Mit dieser kann man innerhalb von Sekunden mit einfachen Programmen (z.B.: Excel) und ohne jegliches Hintergrundwissen, Röntgenspektren herleiten. In dieser Arbeit würde diese Methode gewählt und im nächsten Abschnitt erläutert.

Semi-empirische Methode zur Berechnung von Mammographie Eingangsspektren

Messungen der Röntgenspektren galten lange als höchster Standard. Diese werden jedoch in geringfügig unterschiedlichen Intervallen aufgenommen und sind schwer zu vergleichen. Durch die Interpolation und Erzeugung eines stetigen Polynoms lassen sich beliebige Messwerte berechnen. Die Techniken für alle Anodenmaterialien und Röhrenspannungen sind im Allgemeinen identisch.

Generell werden für ein Anodenmaterial und einen Anodenwinkel mehrere Spektren mit unterschiedlichen Röhrenspannungen (kVp) und konstanten mAs erzeugt. Die Messung des Photonenflusses (photons/mm²) erfolgte mit einem Multikanal-Detektor (Abb.19). Die Energiebins des Detektors wurden so zentriert, dass die charakteristischen Röntgenlinien des Anodenmaterials bestmöglich dargestellt werden (Boone *et al.*, 1997).

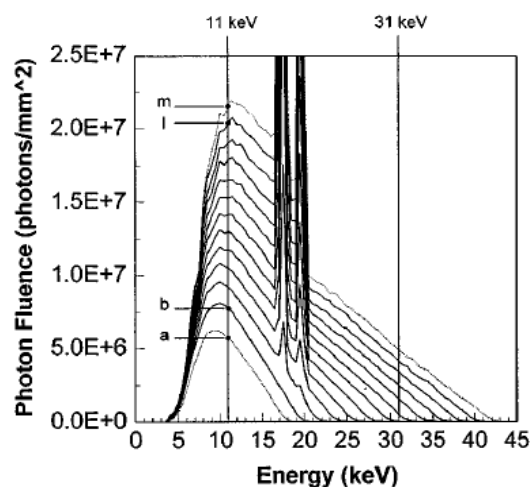


Abbildung 19: Spektrum einer Molybdänanode bei verschiedenen kVp aus (Boone *et al.*, 1997).

Zur Interpolation wird der Photonenfluss eines Energiebins über alle Röhrensparnungen grafisch dargestellt (siehe Abb.20). Abbildung 20 zeigt als Beispiel eine Umformung dieser Art für 11 und 31 keV und deren Interpolation mit einem Polynom 3. Grades. Dieses hat die Form:

$$\Phi(E,V)=a_0[E]+a_1[E]V+a_2[E]V^2+a_3[E]V^3$$

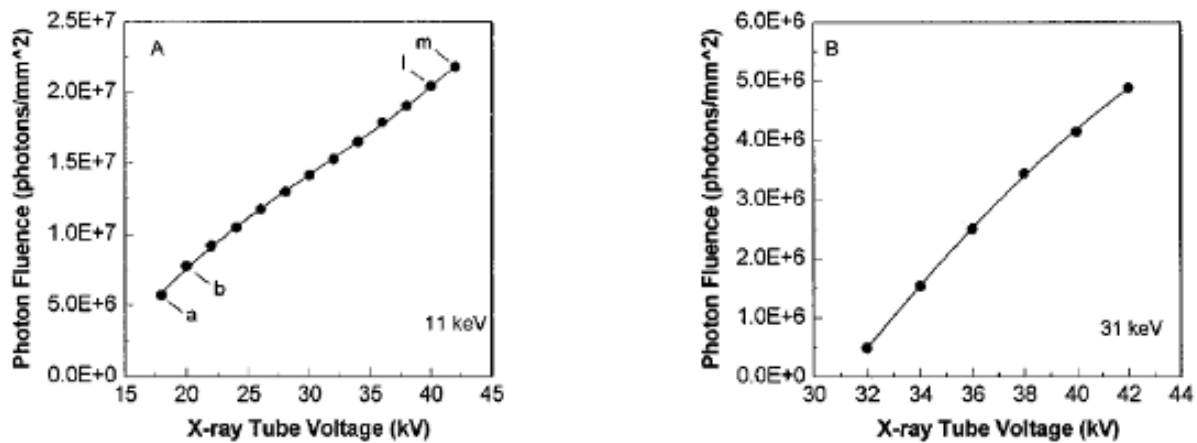


Abbildung 20: Interpolation des Photonenflusses bei 11 und 31 keV aus (Boone et al., 1997)

Die Koeffizientenmatrix $a_0[E]$, $a_1[E]$, $a_2[E]$ und $a_3[E]$ wird mit verschiedenen Polynomfitroutinen für jeden Energiebin gelöst. Nach der Bestimmung aller Koeffizienten ist die Berechnung des Flusses in jedem Energiebin, bei gewünschter Röhrensparnung, möglich. Diese Rohdaten können nun mit dem energieabhängigen Lambert-Beerschen Gesetz weiter modelliert werden, um auf verschiedene Filtermaterialien Rücksicht zu nehmen.

Die verwendeten Daten beruhen auf der Messung mit einem hochreinen Multikanal-Germaniumdetektor. Die Spektren wurden auf 500 eV Intervalle rebinned, startend bei 0,5 kV und zentriert um 0,5, 1, 1,5, ... 45,5 keV. Eine Ausnahme stellt das Rhodiumspektrum da, dieses wird um 3,7, 4,2, 4,7, ... 45,2 keV zentriert um die charakteristischen Röntgenlinien besser aufzulösen. Die Polynomkoeffizienten wurden für diese Anodenmaterialien bereits von Boone et al. gelöst und in eine Exceltabelle implementiert; genannt „TASMIP“ (tungsten anode spectral model interpolating polynomials), „RASMIP“ (rhodium anode spectral model interpolating polynomials) und „MASMIP“ (molybdenum anode spectral model interpolating polynomials) (Boone et al., 1997). Die einzige nötige Eingabe ist die Röhrensparnung. Der Anodenwinkel ist auf 12° und der Röhrenstrom auf ein mAs festgelegt. Diese Einstellungen können nicht modifiziert werden. Die Spektren sind bereits mit einem 0,5 mm Berylliumfenster aufgenommen worden. Diese Tabelle hatte den Fluss (Photonen/mm²) pro Energieintervall (0,5 keV) als Ergebnis (Boone et al., 1997).

Im Anhang finden befinden sich Tabellen, welche die verwendeten Koeffizienten für die in der Mammographie üblichen Anodenmaterialien Molybdän, Rhodium und Wolfram beinhalten. In Abbildung 21 bis 23 werden einige normierte Spektren von verschiedenen Anodenmaterialien und Röhrensparnungen, welche in dieser Arbeit für die Optimierung des Phantommaterials verwendet wurden gezeigt, und zwar Mo/Mo 26 kVp, Mo/Rh 28 kVp und W/Rh mit 30 kVp.

Die oben beschriebene Methode kann auch ohne Probleme erweitert werden, um einen viel größeren Bereich von Röntgenenergien abzudecken, wie er zum Beispiel für die Computertomographie gebraucht wird. Dies funktioniert gleich und wird für eine Wolframanode von 20 bis 640 kV beschrieben (Hernandez and Boone, 2014).

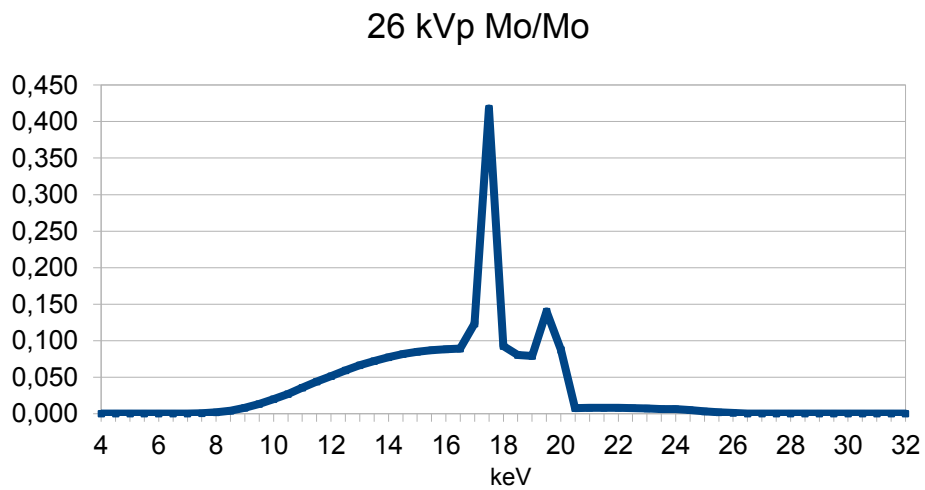


Abbildung 21: Spektrum einer Molybdänanode mit 0,03 mm Molybdänfilter.

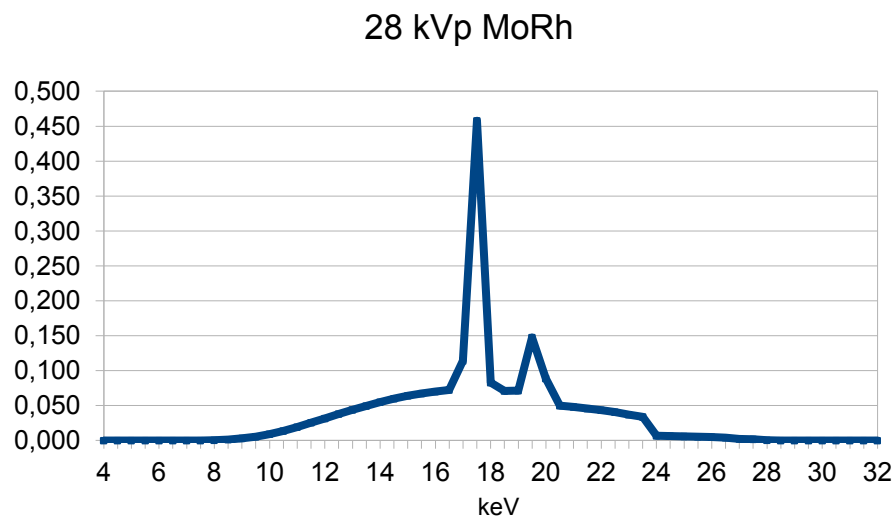


Abbildung 22: Spektrum einer Molybdänanode mit 0,025 mm Rhodiumfilter.

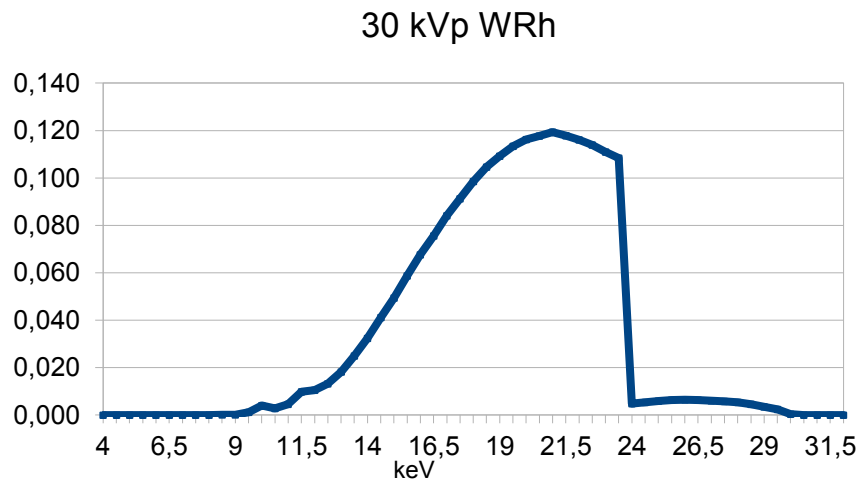


Abbildung 23: Spektrum einer Wolframanode mit 0,05 mm Rhodiumfilter.

2.3 Detektorabsorption

Eine der wichtigsten Größen zur Beschreibung der Detektorabsorptionseigenschaften ist der Massenenergieabsorptionskoeffizient:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = (1 - g) \frac{\mu_{tr}}{\rho}$$

Der Faktor g beschreibt den durchschnittlichen Anteil der Energie der sekundär geladenen Teilchen, welcher durch Photonenemission verloren geht (Hubbell and Seltzer, 1996). Der Massenenergietransferkoeffizient μ_{tr}/ρ multipliziert mit dem Energiefluss der einfallenden Photonen ergibt die Dosisgröße Kerma (Kinetic Energy released per unit mass).

In dieser Arbeit beschränken wir uns auf amorphes Selen Dünnschichtdetektoren (100-200 μm). Die Werte des Massenenergieabsorptionskoeffizient μ_{en}/ρ und der Dichte ρ wurden aus der NIST Datenbank entnommen und mit Hilfe von „XMuDat“ (Nowotny, 1998) im Energiebereich 4-40 keV, in 0,5 keV Schritten, ausgegeben. Nun wurde der Detektorabsorptionskoeffizient (A) bestimmt nach der Formel:

$$A = 1 - e^{-\frac{\mu_{en}}{\rho} \cdot \rho \cdot d}$$

wobei d die Dicke des verwendeten Detektormaterials ist. Daraus ergibt sich für den betrachteten Energiebereich der folgende Verlauf der Detektorabsorption (Abb. 24):

Absorption 0,2 mm Se

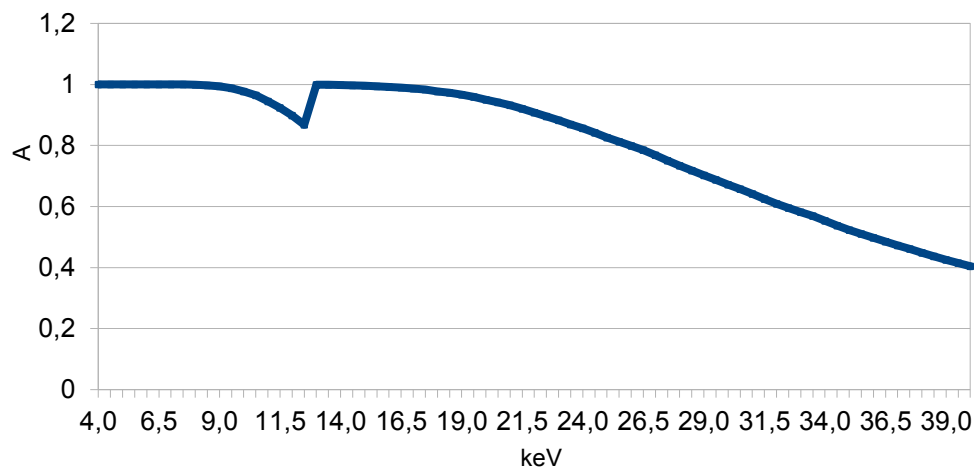


Abbildung 24: Absorptionskoeffizient eines 0,2 mm Selendetektors.

Die verwendeten μ_{en}/ρ sind im Anhang für den gesamten Energiebereich angegeben.

2.4 Berechnung der Zusammensetzungen der Phantome

Um ein gewebeäquivalentes Phantommaterial zu bestimmen wird eine Kombination aus Schichtdicken von Acrylglas („PMMA“: Polymethylmethacrylat), PE (Polyethylen) und Aluminium (Al) so bestimmt, dass die im Detektor absorbierte Energie, nach dem Gewebe oder Phantombdurchgang möglichst ident ist, bei allen in den verwendeten Spektren enthaltenen Röntgenenergien.

Um mathematisch eine Optimierungsaufgabe für die Röntgenaufnahme zu erhalten wird ausgehend vom Standard-Brust-Model (Dance *et al.*, 2000) ein Model mit verschiedenen Schichtdicken, aus den verschiedenen Komponenten erzeugt. Die uniforme Mixschicht wird nach den prozentualen Angaben der Massenanteile (Glandularity) in zwei separate Schichten aus reinem Fettgewebe (d_{adipose}) und Brustdrüsengewebe ($d_{\text{glandular}}$) zerlegt, und die zwei separaten 0,5 cm Fettschicht werden zu einer 1 cm Schicht zusammengefasst (Abb.25).

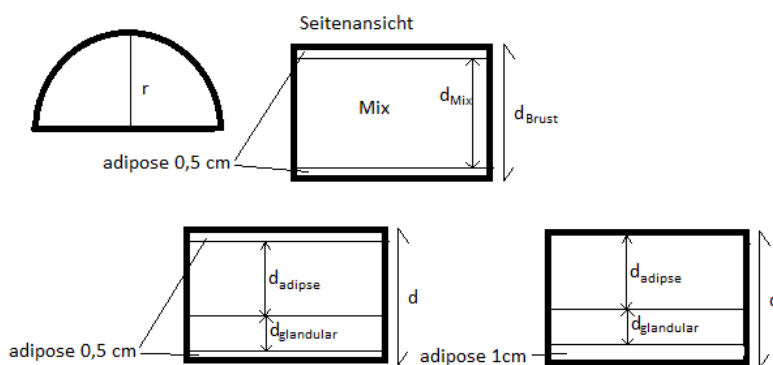


Abbildung 25: Umschichtung ausgehend vom Standard-Brust-Model.

Mathematisch wurden folgende Zusammenhänge verwendet und weiter auf die gesuchten Schichtdicken umgeformt.

$$V_{Phantom} = r^2 \pi d_{Brust}$$

$d_{Mix} = d_{Brust} - 1$	...Brustdicke minus 1 cm Fettschicht
$d_{Mix} = d_{adipose} + d_{glandular}$	...Mixschicht setzt sich aus zwei Schichten zusammen
$d_i = \frac{2M_i}{r^2 \pi \rho_i}$	...Die Dicke d_i einer Schicht mit Halbkreis als Basis
$M_{glandular} = g * M_{Mix}$	...Masse der Adipose,- und Glandularschicht ist Masse der
$M_{adipose} = a * M_{Mix}$	Mixschicht mal g oder a Koeffizienten
	... g , a ist der prozentuale Adipose,- und
	Glandulargewebemassenanteil dividiert durch 100.
$M_{Mix} = \frac{r^2 \pi d_{Mix} \rho_G \rho_A}{2(g \rho_A + a \rho_G)}$	...Masse der Mixschicht mit ρ_A und ρ_G als Dichte der Fett,-
	und Drüsengewebe

Diese werden nun kombiniert um die Schichtdicken zu berechnen:

$$d_{glandular} = \frac{g * d_{Mix} * \rho_{adipose}}{g * \rho_{adipose} + a * \rho_{glandular}}$$

$$d_{adipose} = \frac{a * d_{Mix} * \rho_{adipose}}{g * \rho_{adipose} + a * \rho_{glandular}}$$

Dabei entsprechen $d_{adipose}$ und $d_{glandular}$ den Anteilen aus der uniformen Mixschicht. Daher muss für das gesamte Model noch 1 cm Fettgewebe dazu addiert werden.

Beispiel:

Bei einer komprimierten Brustdicken von 6 cm gehen wir von 21% Glandularity aus. Ziehen wir von der gesamten Brustdicke die zwei mal 0,5 cm Fettgewebe ab bleiben wir bei einer 5 cm uniformen Mischschicht über mit 21% Massenanteil Drüsengewebe und dem Rest Fettgewebe. Man kommt somit auf eine Drüsengewebeschichtdicke von 9,92 mm und einer Fettgeweschichtdicke von 40,08 mm in der Mixschicht. Für die gesamte komprimierte Brust mit $d=6$ cm kommt man daher auf die Schichtdicke $d_{Glandular}=9,92$ mm und $d_{Adipose}=50,08$ mm.

Fitting Algorithmus

Erster Fit:

Bei monoenergetischer Strahlung könnte man den linearen Röntgenschwächungskoeffizienten des gewünschten Materials mit der Dicke d leicht durch die Kombination von zwei anderen Materialien der Dicke d_1 und d_2 mit den linearen Röntgenschwächungskoeffizienten μ_1 und μ_2 erhalten:

$$\mu * d = \mu_1 * d_1 + \mu_2 * d_2$$

In der Mammographie arbeitet man aber nicht mit monoenergetischen Strahlungsquellen, daher wird die perfekte Nachahmung der Röntgeneigenschaften eines Gewebes durch andere Materialien nicht möglich sein. Deswegen suchen wir nach Kombinationen für welche die Abweichung der Röntgeneigenschaften zum nachahmenden Gewebe möglichst gering ist. Dafür definieren wir eine Residuen Funktion, welche quadratisch minimiert werden soll. Die zu optimierenden Parameter sind d_{PMMA} , d_{PE} , d_{Al} .

$$res = w(E) \left[\left(e^{-\mu_{\text{adipos}}(E) * d_a} e^{-\mu_{\text{glandular}}(E) * d_g} \right) - \left(e^{-\mu_{\text{PMMA}}(E) * d_{\text{pmma}}} e^{-\mu_{\text{PE}}(E) * d_{\text{PE}}} * e^{-\mu_{\text{Al}}(E) * d_{\text{Al}}} \right) \right]$$

$w(E)$ ist ein Gewichtungsfaktor, welcher sich wie folgt zusammensetzt:

$$w(E) = S(E) * E * A(E)$$

$S(E)$... Wahrscheinlichkeit das ein Photon mit gewisser Energie im Eingangsspektrum vorkommt

E Energie des Photons

$A(E)$... Absorbtionskoeffizient des Detektors

Dieser Absorbtionskoeffizient setzt sich folgendermaßen zusammen:

$$A(E) = 1 - e^{-\mu_{\text{en}}(E) * d}$$

$\mu_{\text{en}}(E)$... Energieübertragungskoeffizient des Detektormaterials abhängig von Photonenenergie

d Dicke der Detektorschicht

Für die jeweiligen zu optimierenden Brustdicken wurden passende Eingangsspektren gewählt (Tabelle 4) und mit der semi-empirischen Methode bestimmt. Diese werden in den Gewichtungsfaktor eingebracht.

$D_{\text{Brust}}[\text{cm}]$	2	3	4	5	6	7	8	9
kVp	26	27	28	29	30	30	31	32
Anode/Filter	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Rh	W/Rh	W/Rh	W/Rh	W/Rh	W/Rh

Tabelle 4: Gewählte Eingangsspektren.

Optimal wäre es also wenn die Residuen Funktion für jede Energie E genau Null beträgt. Dies würde bedeuten, dass sich die Brust und das Phantom bezüglich ihrer Photonentransmission bei jeder Photonenenergie genau ident verhalten:

$$E_{Detektor,Brust}(E) = E_{Detektor,Phantom}(E)$$

$$E_{Detektor,Brust}(E) = S(E) * E * A(E) * e^{-\mu_{adipose}(E)*d_a} * e^{-\mu_{glandular}(E)*d_g}$$

$$E_{Detektor,Phantom}(E)$$

$$= S(E) * E * A(E) * e^{-\mu_{PMMA}(E)*d_{pmma}} * e^{-\mu_{PE}(E)*d_{PE}} * e^{-\mu_{Al}(E)*d_{Al}}$$

$E_{Detektor,Brust}$Deponierte Energie im Detektor nach dem Durchgang durch Brustgewebe
 $E_{Detektor,Phantom}$Deponierte Energie im Detektor nach dem Phantomdurchgang

Umgesetzt wurde der Fit mit Hilfe eines Pythoncodes und dem Scipy least-square-fit Algorithmus „scipy.optimize.leastsq“ (The Scipy Community, 2016). Die Residuen Funktion wurden wie vorher beschrieben definiert, und zur Minimierung der Summen der Quadrate an den Algorithmus übergeben. Die Anfangsbedingungen für die zu optimierenden Schichtdicken wurden mit jeweils einem Zentimeter angenommen und die maximale Anzahl an Optimierungsschritten mit 10^6 . Der Optimierungsalgorithmus schätzt die Jacobi-Matrix ab, damit von den Anfangsbedingungen ausgehend das Minimum der Residuen Funktion gefunden werden kann. Das Ergebnis des ersten Fits sind die optimalen Materialdicken der PMMA, PE und Al-Schichten.

Zweiter Fit:

Die Ergebnisse aus dem Ersten Fit sind nur bedingt für die Umsetzung eines echten Phantoms geeignet, da sie wie zum Beispiel im Fall des Aluminiums für uns nicht herstellbar oder erwerbbar sind. Der Fit für eine Brustdicke von 6 cm ergibt eine optimale Schicht von 42,16 mm PMMA, 8,86 mm Polyethylen und 0,19 mm Aluminium, diese 0,19 mm sind technisch aus einer Schicht nicht herstellbar. 0,2 mm Bleche bzw. Folien sind im Gegensatz dazu in guter Dickengenauigkeit verfügbar. In einem zweiten Schritt wird die Aluminiumschichtdicke auf brauchbare Werte gerundet und die Differenz der daraus resultierenden fehlenden oder zusätzlichen Röntgenschwächung, wie im oberen Punkt, durch eine äquivalente Schicht aus PMMA und PE ausgeglichen. Die dafür definierte Residuenfunktion hat die Form:

$$res = w(E) \left[\left(e^{-\mu_{Al}(E)*d_{\Delta Al}} \right) - \left(e^{-\mu_{PMMA}(E)*d_{pmma}} e^{-\mu_{PE}(E)*d_{PE}} \right) \right]$$

$w(E)$...Gewichtungsfaktor

ΔAl Änderung der Aluminiumschichtdicke

Damit werden die Dicken d_{PMMA} und d_{PE} bestimmt, um die die in der ersten Fitroutine berechneten Dicken korrigiert werden.

2.5 Kontrastmaterialien zur Bildqualitätskontrolle

2.5.1 Au

Gold lässt sich fein abgestuft in beliebigen Dicken herstellen und dient daher mit seinem hohen Röntgenschwächungskoeffizienten als beliebtes Kontrastmaterial in der Qualitätskontrolle. Es dient in vielen gängigen Phantomen wie zum Beispiel dem bereits beschriebenen CDMAM (Bijkerk *et al.*, 2000). Für diese Arbeit wurden Golddetails auf PMMA aufgedampft, mit Dicken in einem Bereich wie sie im CDMAM-Phantom verwendet werden. Die Durchmesser der Scheiben wurden größer gewählt um im Anschluss leichter das SDNR zu messen.

Herstellung

Die Herstellung der Goldkontrastelemente erfolgte, durch physikalisches Abscheiden aus der Gasphase, am Festkörperinstitut der Technischen Universität Wien unter der Anleitung von Ao. Univ.Prof.Dipl.-Ing Dr.techn. Christoph Eisenmenger-Sittner und mit Hilfe von Peter Florian Graf auf einer Aufdampfanlage (Abb.26).

Aufbau

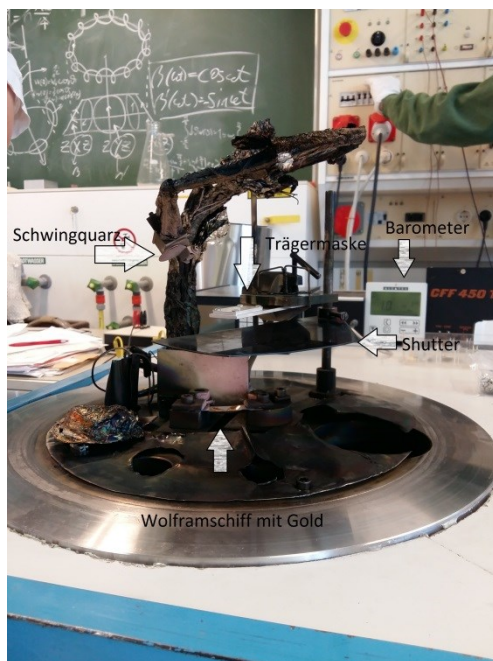


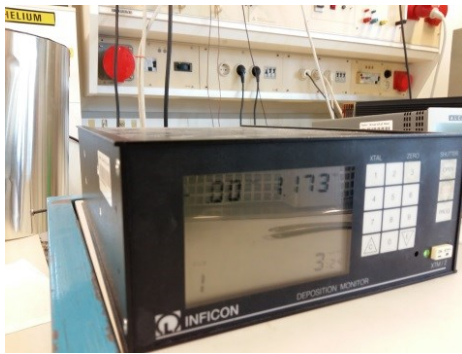
Abbildung 26: Aufdampfanlage des Festkörperinstituts TU Wien.

Wolframschiff: Hierbei handelt es sich um Stück Wolfram, welches so geformt ist das es eine kleine Vertiefung hat, um das gewünschte Material zum Verdampfen zu bringen. Dies geschieht dadurch, dass das Schiff in einen Stromkreis gebracht wird, indem es den größten Widerstand darstellt und durch Erhöhung des Durchflusstromes zum Glühen gebracht wird und so das Substrat schmilzt.

Vorpumpe und Turbomolekularpumpe: An der Unterseite gibt es mehrere runde Eingänge für

diverse Pumpen, welche benötigt werden um einen möglichst geringen Druck für den Bedampfungsvorgang zu erzeugen. Wir nutzen eine Vorpumpe um zu einen Druck von ca. 10^{-1} mbar zu gelangen und danach eine Turbomolekularpumpe, mit dieser kamen wir nach 24 Stunden Evakuationszeit auf einen Druck von 10^{-5} bis $6 \cdot 10^{-6}$ mbar.

Schwingquarz: Zur Bestimmung der Bedampfungsrate und der Schichtdicke wurde ein Schwingquarz verwendet. Durch eine kleine kreisförmige Öffnung, welche mit einem Druckluftshutter geöffnet werden kann, gelangt das Bedampfungsmaterial auf den Kristall und verändert in Abhängigkeit von dem abgelagerten Schichtdicken die Schwingungsdauer. Diese Veränderung wird gemessen und es kann auf die momentane Bedampfungsrate zurückgeschlossen werden. Man kann ebenfalls über die Steuerungskonsole des Schwingquarzes über eine beliebige Zeitspanne die momentane Bedampfungsrate integrieren und so einen Wert für die bedampfte Schichtdicke am Schwingquarz erhalten welche in einem direkt proportionalen Zusammenhang mit der Schichtdicke am gewünschten Substrat entspricht. Die Rate wird in Å/s und die Schichtdicke in kÅ angezeigt.



*Abbildung 27: Anzeige Schwingquarz
links oben rate, rechts oben Schichtdicke*



*Abbildung 28: Substrathalter mit eingelegten
und beschichteten Bedampfungsscheiben*

Shutter: Dient dazu um den Bedampfungsweg manuell zu öffnen oder zu versperren. Hiermit kann man steuern, ab welcher Bedampfungsrate man den Vorgang starten oder beenden möchte und eine Synchronisation mit der Bedampfungsschichtanzeige des Schwingquarzkristalls schaffen.

Substratträger: Ein Substratträger mit zwei 12 mm großen Substratblättchen welche eingelegt werden und auf einer Kreisfläche (Durchmesser 6 mm) bedampft werden können wurde verwendet (Abb. 28).

Kuppel: Für den Bedampfungsvorgang muss ein Vakuum erzeugt werden. Hierfür wird eine Glaskuppel über den Aufbau gesetzt. Sie besitzt einen Dichtungsring an der Unterseite um optimal zu schließen und bestmöglichstes Vakuum zu erzeugen.

Transformator: Ein Transformator mit Drehknopfgregler diente um den Strom durch das Wolframschiff zu regulieren.

Vorbereitung und Bedampfungsfaktorbestimmung

Die Bedampfungsmaske zum Einlegen der Substratplättchen wurde auf der Med Uni Wien angefertigt. Man kann man zwei Scheiben mit jeweils 12 mm Durchmesser und bis zu 2 mm Dicke eingelegen und gleichzeitig auf einer Kreisfläche mit 6 mm Durchmesser bedampfen. Vor jedem Aufdampfvorgang musste die Maske mit Methanol geputzt sowie der gesamte Aufbau gründlich gesaugt und gereinigt werden. Dann wird die Kuppel auf dem Aufbau platziert und die Pumpen können gestartet werden. Nach einer Evakuierungsdauer von circa 24 Stunden war der gewünschte Druck von 10^{-5} bis $6 \cdot 10^{-6}$ mbar erreicht.

Bevor das Gold auf die endgültigen Substraträger aus PMMA aufgedampft werden kann muss der Proportionalitätsfaktor zwischen auf dem Schwingquarz angezeigter Bedampfungsschichtdicke und tatsächlicher Dicke bestimmt werden. Dafür wurden runde Mikroskopiedeckgläser mit verschiedenen Dicken laut Schwingquarz bedampft und danach ihre echte Schichtdicke mit Hilfe eines Profilometers bestimmt. Sie wurden dabei in derselben Maske wie später die PMMA Substraträger platziert und die Position genau notiert. Die Mikroskopiedeckgläser hatten den Vorteil, dass das Bestimmen der Schichtdicken mit dem Profilometer dank der glatten Oberfläche des Glases leichter war und sie auch günstiger in Mengen vorhanden waren.

Bedampfungsvorgang

Zuerst öffnet man die Kühlwasserzufuhr und dann kann über den Drehknopf des Transformators der Strom erhöht werden. Ab circa 180 Ampere sieht man durch das Sichtfenster der Kuppel, dass das Wolframschiff zu Glühen beginnt und das Substrat darin schmilzt. In einem Bereich von 200 bis 220 Ampere wurde dann sobald eine stabile Bedampfungsrate erreicht wurde der Shutter geöffnet und die Sichtdickenmessen des Schwingquarzes gestartet. Nach meist nicht mehr als 30 Sekunden waren die Wunschkicken erreichten und der Shutter wird wieder geschlossen sowie der Strom langsam reduziert. Am Ende öffnet man langsam das Belüftungsventil und wartet bis im Inneren wieder annähernd Atmosphärendruck herrscht, um die Kuppel anschließend zu entfernen.

Bestimmung der Schichtdicke

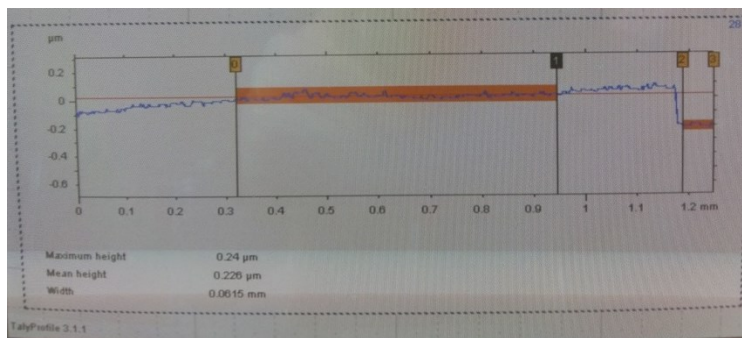


Abbildung 29: Profilometer Auswertungssoftware mit einem mittleren Schichtdicken von 0,226 μm

Verwendet wurde ein taktils Profilometer (Abb. 30), welches mit einer Diamantnadel die Oberfläche abtastet und so eine oberflächentopografische Aufnahme macht. Zur Schichtdickenbestimmung wurde die Nadel 0,8 mm über den Rand der Beschichtungsoberfläche gezogen und die Topographie mittels Software dargestellt. Zuletzt konnte man mit einer einfachen Auswertungssoftware die Schichtdicke bestimmen (Abb. 29), dieser Vorgang wurde pro zu bestimmender Schichtdicke mindestens sieben Mal an verschiedenen Stellen wiederholt und daraus der Mittelwert gebildet. In Abbildung 31 ist eine mikroskopische Aufnahme eines Goldkontrastelements nach der Messung mit dem Profilometer gezeigt. Man sieht, dass die Oberfläche in Mitleidenschaft gezogen wird, weshalb die Schichtdicke ebenfalls radiologisch bestimmt wird (Abschnitt 3.2).



Abbildung 30: Taktils Profilometer.

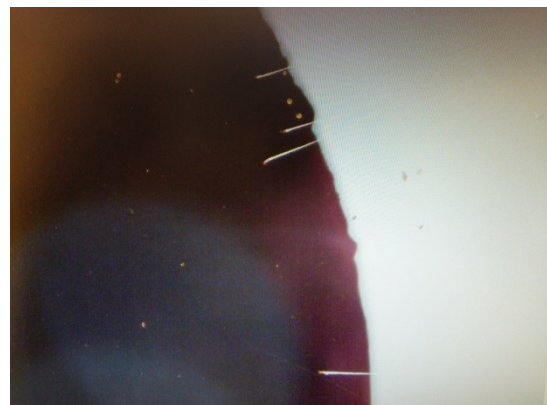


Abbildung 31: Mikroskopische Aufnahme der Goldschicht nach der Messung.

2.5.2 Al

Aluminium ist ein beliebtes Kontrastmaterial. Es ist günstig, in den benötigten Dicken (im Millimeterbereich) leicht handhabbar und es hat gute Eigenschaften zur radiologischen Nachahmung von Kalzifikationen (Warren *et al.*, 2013). Wie in Abschnitt 1.2, genauer in

Abbildung 3, beschrieben ist wird die SDNR-Messung nach aktuellen Standards mit Aluminiumkontrastelementen durchgeführt. Diese sind rechteckig mit verschiedenen Dimensionierungen (100x100mm, 20x20mm und 10x10mm) aber immer mit 0,2 mm Dicke. Diese Kontrastelemente sind sehr günstig in den gewünschten Dicken zu erwerben und wurden bei Alujet-Universal (Düsseldorf, Deutschland) als circa 10x10 cm große Platte mit Dicke von 0,2 mm gekauft. Für die SDNR Messung wurden zwei Rechtecke mit einem cm Länge und zwei cm Breite aus der Platte geschnitten und wie in Abbildung 42 zu sehen ist auf einem PMMA Phantom angeordnet.

3. Resultate und Diskussion

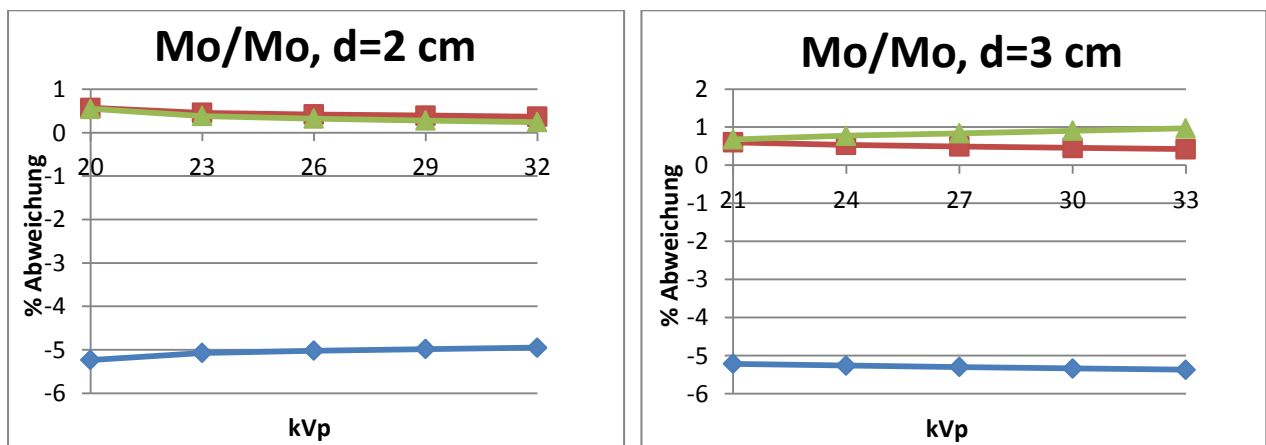
3.1 Mammaäquivalente Phantome

In der nachfolgenden Tabelle (Tabelle 5) sind die berechneten Schichtdicken dargestellt welche das Gewebeäquivalent für die jeweilige Brust mit Dicke d ergeben. Die Werte d_{PMMA} , d_{PE} und d_{Al} ergeben sich nach der ersten Fitroutine und sind die optimalsten Werte, während $\sim d_{\text{PMMA}}$, $\sim d_{\text{PE}}$ und $\sim d_{\text{Al}}$ die Schichtdicken nach der zweiten Fitroutine ergeben, um die Aluminiumschichten auf zehntel Millimeter zu runden. Diese Schichtdicken sind in Abbildung 41 grafisch dargestellt.

$d[\text{cm}] =$	2	3	4	5	6	7	8	9
$d_{\text{PMMA}}[\text{mm}]$	16,72	25,08	32,25	37,91	42,16	45,63	51,1	56,07
$d_{\text{PE}}[\text{mm}]$	0	0	1,31	4,29	8,86	14,32	17,51	21,28
$d_{\text{Al}}[\text{mm}]$	0,11	0,15	0,16	0,16	0,19	0,22	0,23	0,25
$\sim d_{\text{PMMA}}[\text{mm}]$	16,88	24,31	31,64	37,34	42,02	45,91	51,52	56,77
$\sim d_{\text{PE}}[\text{mm}]$	0	0	1,31	4,29	8,86	14,32	17,51	21,28
$\sim d_{\text{Al}}[\text{mm}]$	0,1	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2

Tabelle 5: Berechnete gewebeäquivalente Phantomschichtdicken.

Um diese Ergebnisse zu vergleichen, wird die im Detektor deponierte Energie (siehe Abschnitt 2.4) zwischen ICRU-Gewebe, PMMA-Brust-Äquivalent und unserem Phantom verglichen. Auf der x-Achse ist die Röhrenspannung (kVp) aufgetragen und auf der y-Achse die prozentuale Abweichung des Detektorsignals relativ zu ICRU-Gewebe hinter PMMA bzw. hinter dem Phantom mit den jeweiligen Dicken laut Tabelle 5. Die rote Linie beschreibt die Abweichung der deponierten Energie hinter dem ersten Fitphantom, die grüne Linie hinter dem Phantom mit auf zehntel Millimeter gerundetem Al Dicken entsprechend der zweiten Fitroutine und die blaue Linie die Abweichung hinter dem PMMA-Brust-Äquivalent nach Boone (Abb. 32).



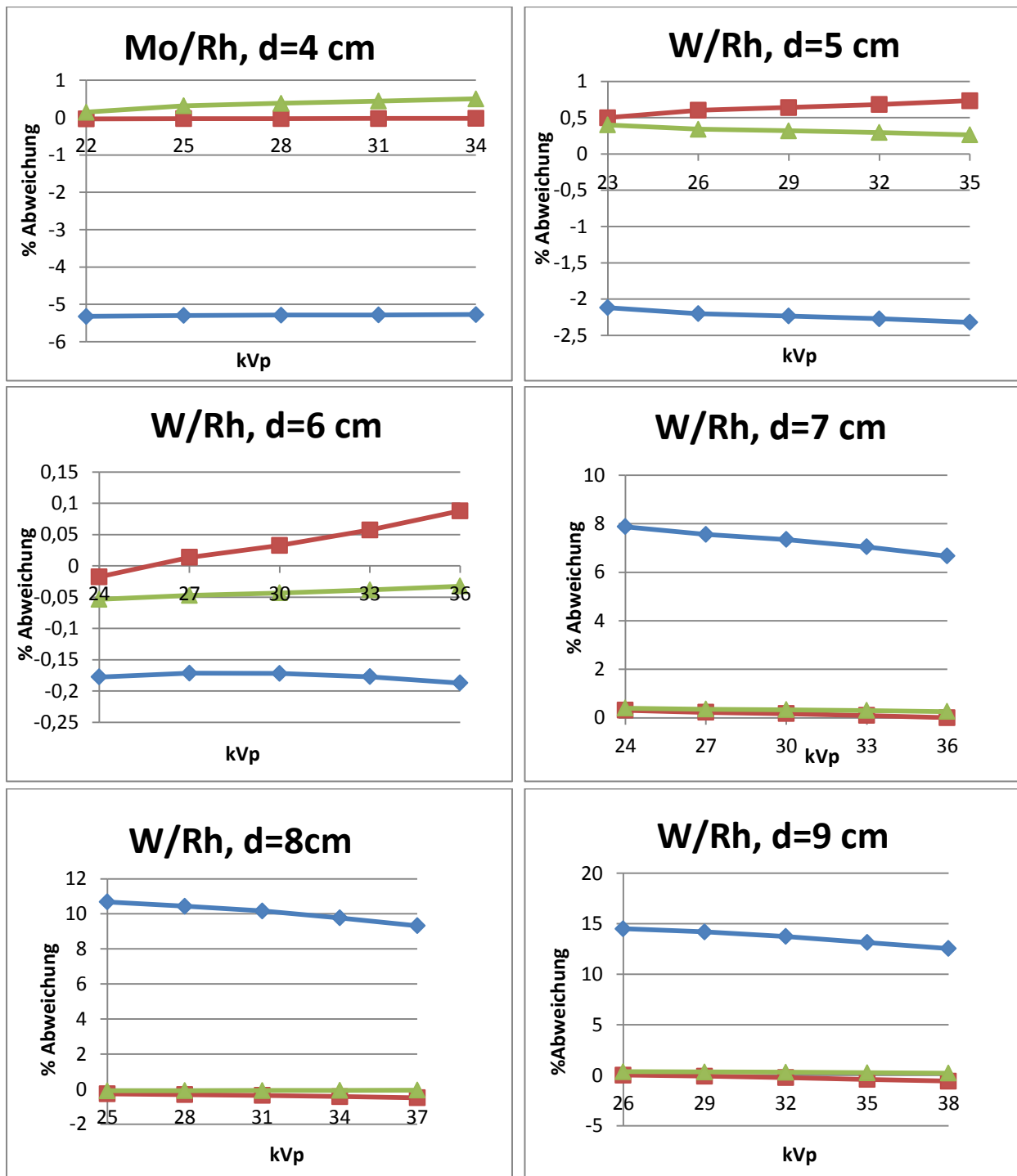


Abbildung 32: Prozentuale Abweichung der deponierten Energie am Detektor zu Gewebedurchgang. rot= optimaler Phantomfit, grün= Phantomfit nach zweiter Fitroutine, blau= PMMA Brustäquivalent.

	1. Fit(rot)	2. Fit(gelb)	PMMA(blau)
mittlere % Abweichung bei optimierten kVp	0,252	0,36	6,16
min.% Abweichung bei optimierten kVp	bei d=4 cm mit $\approx -0,027\%$	bei d=6 cm mit $\approx 0,033\%$	bei d=6 cm mit $\approx -0,172\%$
max.% Abweichung bei optimierten kVp	bei d=3cm mit $\approx 0,495\%$	bei d=3 cm mit $\approx 0,839\%$	bei d=9 cm mit $\approx 13,747\%$

Tabelle 6: mittlere, maximale und minimale Abweichung der Phantomzusammensetzungen

Wie zu sehen ist wurde für jede beliebige Brustdicke eine gewebeäquivalente Phantomzusammensetzung gefunden bei der, für die relevanten Röhrenspannungen, die an den Detektor deponierte Energie weniger von der nach einem ICRU-Gewebedurchgang abweicht als nach dem Durchgang durch das aktuelle zur jeweiligen Brustdicke passende PMMA-Brustgewebeäquivalent. In Tabelle 6 sind die mittleren, maximalen und minimalen Abweichungen, verglichen zu ICRU-Gewebe, für die verschiedenen Phantomzusammensetzungen angegeben. Die drei Komponenten Phantome aus dem ersten Fit liefern Abweichungen unter einem Prozent, während das PMMA-Brustäquivalent-Phantom im besten Fall auch Abweichungen kleiner einem Prozent aufweist, kann es in schlechten Fällen um mehr als 10 Prozent abweichen. Im Prinzip kann man mit den Daten der Glandularität in Abhängigkeit der Brustdicke auch gewebeäquivalente Phantome für jede beliebige Brustdicke berechnen.

Für eine noch bessere Vergleichbarkeit der jeweiligen Phantomzusammensetzungen wurden die relativen Unterschiede der im Detektor deponierten Energien berechnet (rote Linie in Abb. 32). Die strichlierten blauen Linien in Abbildung 33 bis 40 zeigen die prozentualen Abweichungen in $\mu \cdot d$ zwischen ICRU-Geweben und optimalen Fits (siehe Formel $\Delta\mu d/\mu d$). Die Größen $E_{\text{Detektor,Brust}}(E)$ und $E_{\text{Detektor,Phantom}}(E)$ wurden bereits im Abschnitt 2.4 beschrieben und bezeichnen die jeweilige deponierte Energie im Detektormaterial nach Brust,- oder Phantomdurchgang.

$$\frac{\Delta\mu(E)d}{\mu(E)d} = \frac{(-\mu_a(E)d_a - \mu_g(E)d_g) - (-\mu_{PMMA}(E)d_{PMMA} - \mu_{PE}(E)d_{PE} - \mu_{Al}(E)d_{Al})}{(-\mu_a(E)d_a - \mu_g(E)d_g)} * 100$$

$$E_{rel}(E) = \frac{E_{\text{Detektor,Brust}}(E) - E_{\text{Detektor,Phantom}}(E)}{E_{\text{Detektor,Brust}}(E)}$$

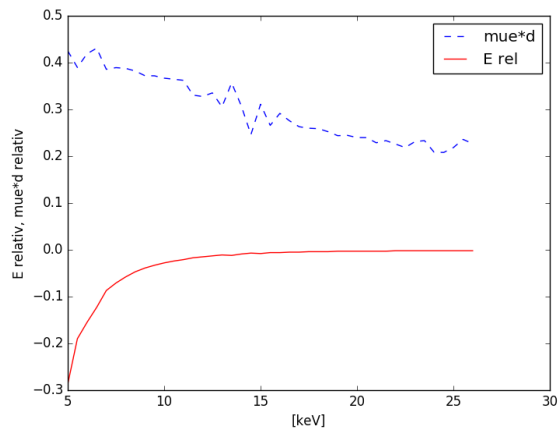


Abbildung 33: $d=2$ cm

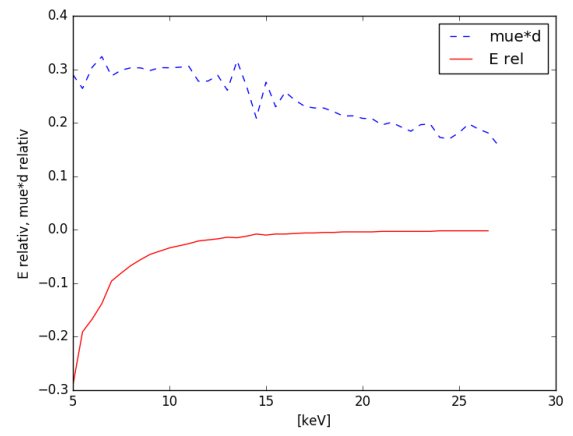


Abbildung 34: $d=3$ cm

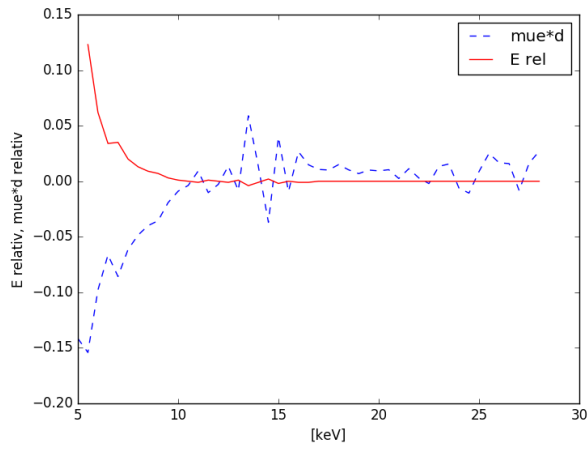


Abbildung 35: $d=4$ cm

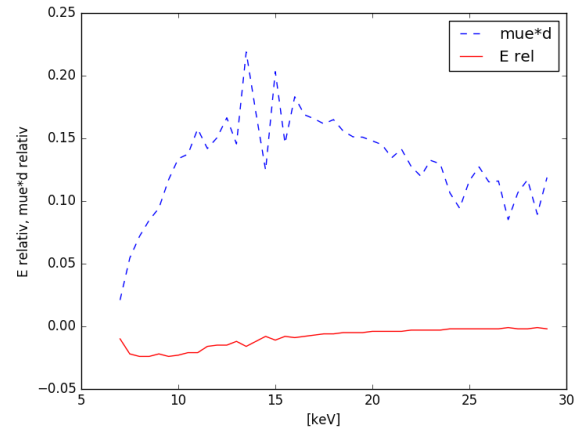


Abbildung 36: $d=5$ cm

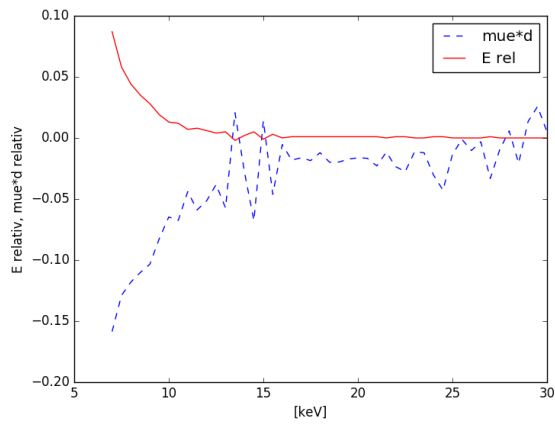


Abbildung 37: $d=6$ cm

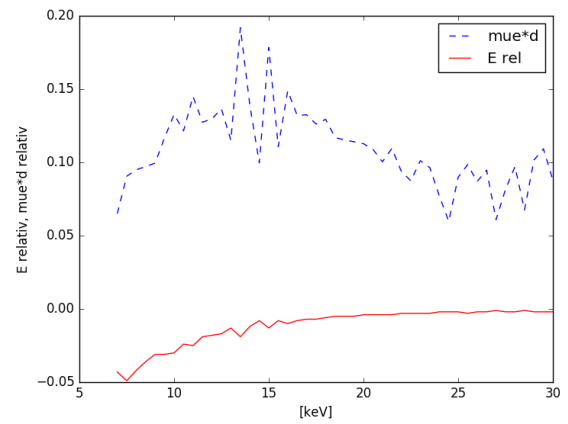


Abbildung 38: $d=7$ cm

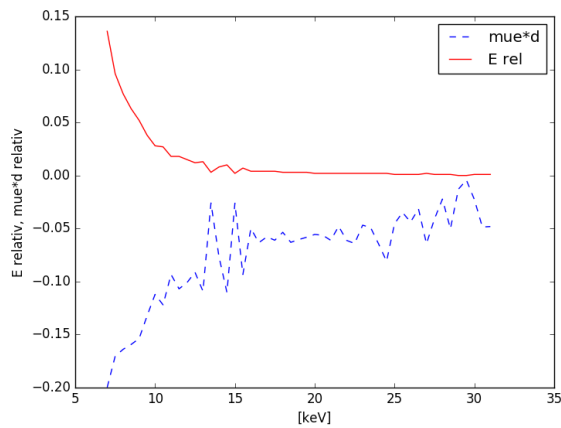


Abbildung 39: $d=8\text{ cm}$

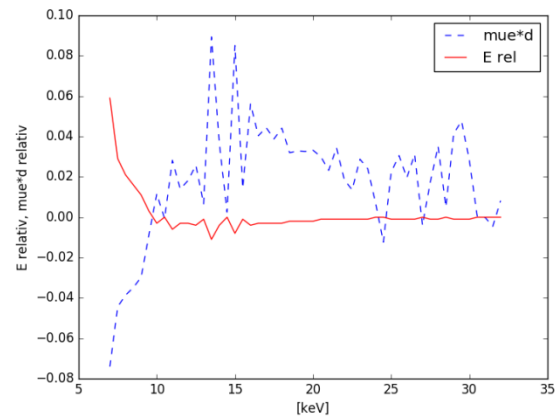


Abbildung 40: $d=9\text{ cm}$

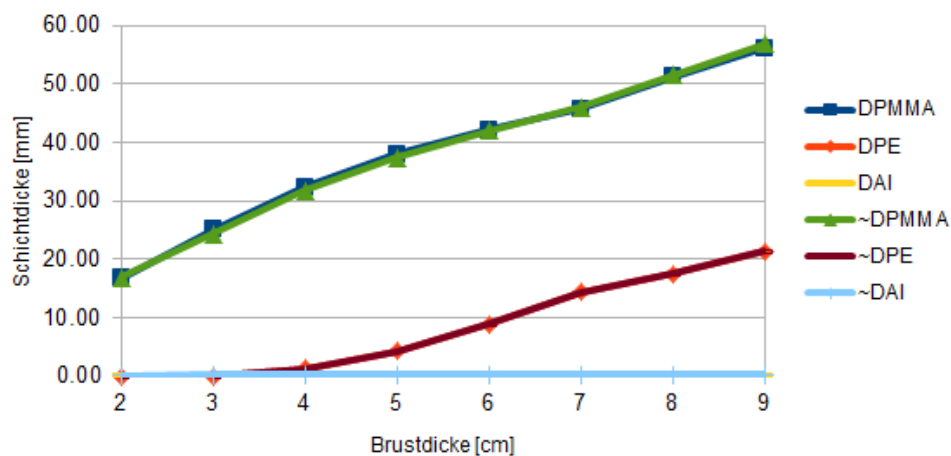


Abbildung 41: Brustdicken und dazugehörige Phantomschichtdicken.

Es ist zu erkennen, dass die Phantomzusammensetzungen gegen dicke Brüste hin dem Gewebeäquivalent immer näher kommen. Dies liegt an den gewählten Materialien und daran, dass der Anteil an Fettgewebe für dickere Brüste steigt. Im Abschnitt 2.1 in den Grafiken der Massenschwächungskoeffizienten ist zu erkennen, dass PMMA einen sehr ähnlichen Verlauf wie Fettgewebe hat, aber Drüsengewebe durch Kombinationen von Aluminium mit höherer Abschwächung und Polyethylen mit niedrigerer Abschwächung erzeugt werden kann. Dies hat zu Folge, dass Brüste mit hohem Fettgewebeanteil und niedrigem Drüsengewebeanteil besser röntgenschwächungsäquivalent nachgebaut werden können.

3.2 Gold Kontrastdetails

Die Vermessung der Dicken mit dem Profilometer (Abschnitt 2.5.1) ergab:

$$\text{Au}(5)=0,868\pm0,019 \mu\text{m}$$

$$\text{Au}(9)=0,836\pm0,021 \mu\text{m}$$

$$\text{Au}(13)=0,212\pm0,018 \mu\text{m}$$

$$\text{Au}(8)=0,166\pm0,011 \mu\text{m}$$

Tabelle 7: Dicken der Goldelemente, bestimmt mit einem Profilometer.

Die Nummern der Goldelemente in Tabelle 7 korrespondiert mit den ROIs im SDNR Vergleich (Abschnitt 3.3, Abb. 42). Wie auch in Abbildung 27 zu sehen ist zerstört die Messung mit dem Profilometer zu einem Teil die Oberfläche, dies ist für die Uniformität der Goldschicht und der anschließenden SDNR-Bestimmung nicht vorteilhaft. Deshalb werden die Dicken der restlichen Goldkontraste mit Hilfe von Mammographieaufnahmen derselben über ihre Röntgenschwächung bestimmt. In der radiologischen Aufnahme gilt, dass die jeweilige absorbierte Energie pro Pixel multipliziert mit einer Proportionalitätskonstante k dem Grauwert G des Pixels entspricht. Daraus ergibt sich:

$$\begin{aligned} (e^{-\mu_{PMMA}d_{PMMA}} * e^{-\mu_{Au}d_{Au}}) * k &= G_1 \\ (e^{-\mu_{PMMA}d_{PMMA}}) * k &= G_2 \\ d_{Au} &= \frac{\ln(\frac{G_2}{G_1})}{\mu_{Au,eff}} \end{aligned}$$

Aus bekannten ähnlichen Golddicken und den dazu gehörigen Grauwerten berechnet man einen effektiven Abschwächungskoeffizienten und daraus die Dicke eines ähnlichen Goldkontrastes. Dafür verwenden wir die Grauwerte aus einer Phantomaufnahme mit einer Wolfram-Rhodium Anoden-Filter-Kombination mit 35 kVp und 40 mAs (siehe Tabelle 8). Ein Bild der Phantomaufnahme mit den dazugehörigen ROIs findet sich in Abschnitt 3.3 (Abb. 38).

ROI Nr.	Area	Mean	StdDev	Min	Max
5	13.034	716.691	8.139	686	752
6	13.034	777.027	8.474	748	806
7	13.034	771.96	8.53	740	800
8	13.034	768.7	8.32	743	797
9	13.034	724.306	8.288	696	753
10	13.034	774.932	8.556	747	801
11	13.034	764.958	8.538	738	792
12	13.034	767.642	8.524	735	793
13	13.034	766.24	8.619	740	799

Tabelle 8: Grauwerte aus Phantomaufnahmen. Aufnahmeparameter und ROI Setzung siehe Abschnitt 3.3. Grau hinterlegt sind bekannte Golddicken, braun hinterlegt bekannte PMMA Dicken.

Für Element Au(8) verglichen mit dem unbedampften PMMA-Element gleicher Dicke PMMA(6) ergibt sich:

$$\frac{\ln(\frac{777,027}{768,7})}{0,0000166} = \mu_{Au,eff} \approx 649,06 \text{ cm}^{-1}$$

Nimmt man dieses μ_{eff} nun um $d_{Au(7)}$ zu berechnen, so folgt:

$$d_{Au(7)} = \frac{\ln(\frac{777,027}{771,96})}{649,06} \approx 0,10 \mu\text{m}$$

Für Element Au(13) verglichen mit PMMA(10):

$$\frac{\ln(\frac{774,932}{766,24})}{0,00002117} = \mu_{Au,eff} \approx 532,82 \text{ cm}^{-1}$$

Nimmt man dieses μ_{eff} nun um $d_{Au(11)}$ und $d_{Au(12)}$ zu berechnen, so folgt:

$$d_{Au(11)} = \frac{\ln(\frac{774,932}{764,958})}{532,82} \approx 0,24 \mu\text{m}$$

$$d_{Au(12)} = \frac{\ln(\frac{774,932}{767,642})}{532,82} \approx 0,18 \mu\text{m}$$

Daraus ergeben sich für die unbekannten Dicken der Goldkontraste:

$$d_{Au(7)} = 0,10 \mu\text{m}$$

$$d_{Au(11)} = 0,24 \mu\text{m}$$

$$d_{Au(12)} = 0,18 \mu\text{m}$$

Insgesamt ist zu sagen, dass sich der Aufdampfprozess nur bedingt gelohnt hat. Die Motivation war es, nicht erwerbbarer Golddecken, wie sie im CDMAM Phantom benutzt werden, selbst herzustellen. Ziel waren zum Beispiel genau Dicken von 1, 0,75 und 0,25 μm herzustellen, welches mit der beschriebenen Bedampfungstechnik so genau nicht möglich war. Probleme waren der nicht konstante Bedampfungsfaktor, die manuelle Steuerung des Durchflussstroms und generell, das schwere Einhalten von gleichen Bedingungen während des Bedampfungsvorgangs. Es ist daher ratsam für weitere Messungen Goldkontraste zu erwerben, auch wenn diese nicht auf den gewünschten Substraten oder genau in den optimalen Dicken vorhanden sind. Diese sind zum Beispiel bei Goodfellow (Bad Neuheim, Deutschland) als Folien mit Acryl- oder Polyesterbeschichtung verstärkt erhältlich.

3.3 SDNR Vergleich

Um einen Ausblick auf die geplante Verwendung der Goldkontraste zu geben wurden erste Messungen durchgeführt. Die hergestellten Kontrastelemente wurden auf der FH Campus Wien mit einem Mammographiegerät aufgenommen. Dafür wurden die PMMA-Scheiben mit Gold, Aluminiumplättchen und unbedampfte PMMA-Scheiben auf ein halbkreisförmiges PMMA-Phantom mit 6 cm Dicke und 8 cm Radius gelegt. Für die Aufnahmen wurden verschiedene Anoden und Filterkombination sowie Röhrenspannungen und Ströme gewählt (Tabelle 9). Die digitalen Röntgenaufnahmen wurden als DICOM Dateien zur weiteren Analyse exportiert. Dabei werden pro Aufnahme zwei Dateien erstellt, eines zur Befundung (DICOM: for presentation), und eines mit minimaler Bildbearbeitung (DICOM: for processing).

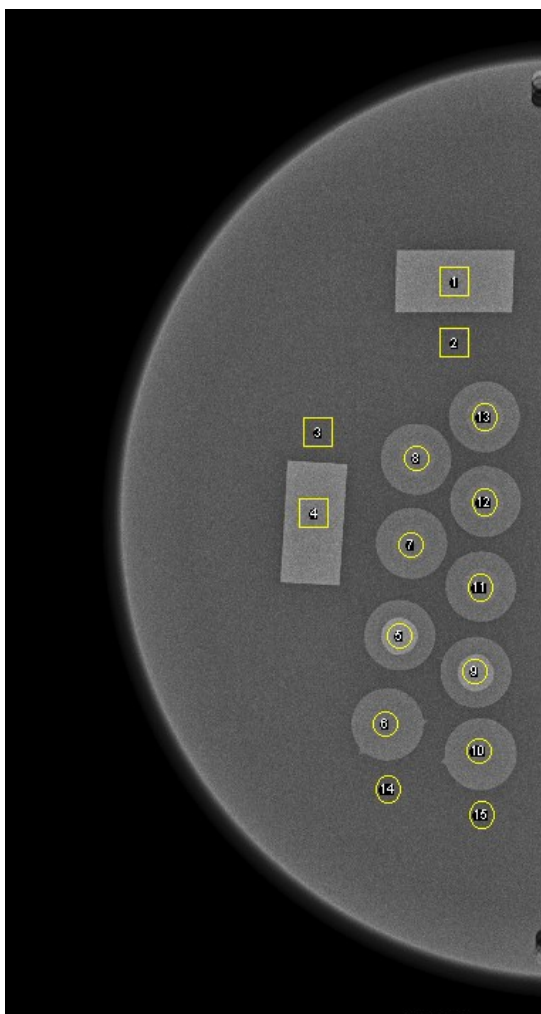


Abbildung 42: Mammographieaufnahme (DICOM: for presentation) von 6cm PMMA Phantom mit Al, Au und PMMA Kontrastelementen.

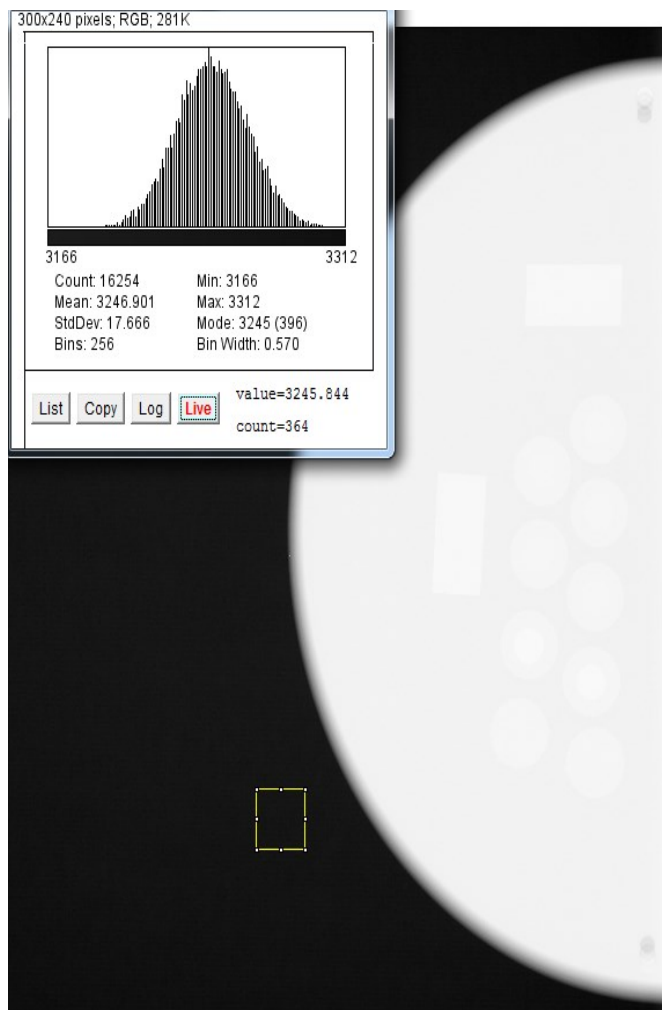


Abbildung 43: unbearbeitete Aufnahme (DICOM: for processing) von Bild 13 mit Histogramm des Hintergrundes.

Abbildung 42 zeigt für jede Aufnahme die gewählten ROIs, wie sie zur Verarbeitung und

Benennung für alle Bilder verwendet wurden. Man erkennt die Kontrastelemente dank Bildbearbeitung (z.B. Kantenanhebung) sehr gut. Der Hintergrundbereich wurde komplett normalisiert. In Abbildung 43 ist das (DICOM: for processing) Bild mit Histogramm des Hintergrundes. Die Kontrastelemente sind wesentlich schwerer zu erkennen. In Abbildung 44 ist die Messanordnung zu sehen.

Bild Nr.	Anode/Filter	kVp	mAs
1	Mo/Mo	23	56
2	Mo/Mo	26	56
3	Mo/Mo	29	56
4	Mo/Mo	32	40
5	Mo/Mo	35	40
6	Mo/Rh	23	56
7	Mo/Rh	26	56
8	Mo/Rh	29	56
9	Mo/Rh	32	40
10	Mo/Rh	35	40
11	W/Rh	23	56
12	W/Rh	26	56
13	W/Rh	29	56
14	W/Rh	32	40
15	W/Rh	35	40

Tabelle 9: Aufnahmeparameter.



Abbildung 44: Positionierung des Phantoms

In alle Bilder wurden dieselben ROIs gelegt und aus ihren mittleren Pixelwerten und Standardabweichungen die SDNRs und Kontraste nach Weber berechnet. Die einzelnen SDNR und Kontraste sind stark abhängig von den Aufnahmeparametern. In den folgenden Abbildungen werden die jeweiligen Kontraste und ihre Verhältnisse (Abb.45 und 46) sowie die SDNRs Verhältnisse (Abb.47 und 48) für verschiedene Aufnahmeparameter dargestellt. Durch Vergleich der Verhältnisse zwischen den SDNRs der verschiedenen Kontrastmaterialien werden diese unabhängig von der jeweiligen Aufnahmedosis, soweit die Aufnahme im poissondominierten Dosisbereich angefertigt wurde. Zum Vergleichen wurde das dickste Goldelement in ROI Nummer 5, das Aluminiumelement auf der Thoraxseite mit ROI Nummer 1 und das PMMA-Element mit ROI Nummer 6 gewählt (siehe Abb. 42). Sowohl die Kontraste als auch die SDNR-Verhältnisse sind einerseits absolut (Abb.45 und 47) und andererseits normiert relativ zur Aufnahme mit MoMo 29kVp dargestellt (Abb. 46 und 48). Kontrast und SDNR von Aluminium wurde über die mittleren Grauwerte und die Standardabweichung aus ROI 1 und 2 berechnet, für Gold wurden ROI 5 und 6 gewählt und für PMMA ROI 6 und 14.

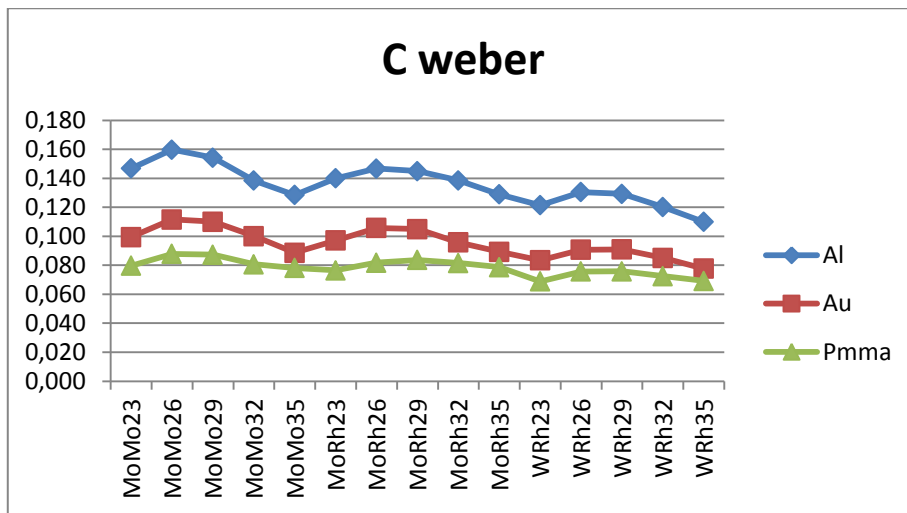


Abbildung 45: Kontrast nach Weber für Au, Al und PMMA.

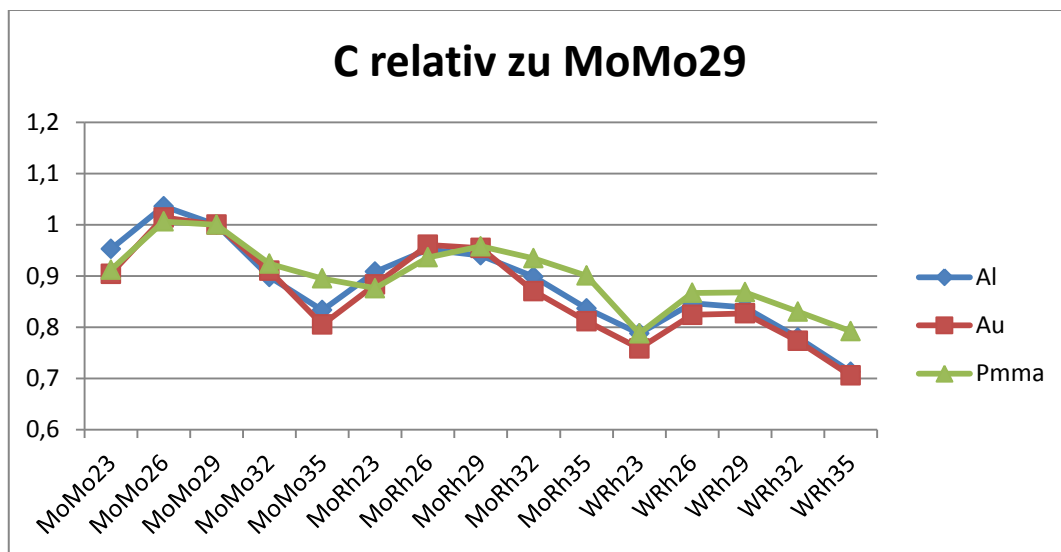


Abbildung 46: relativer Kontrast nach Weber für Au, Al und PMMA, verglichen mit Kontrast bei MoMo 29 kVp Aufnahme.

In Abbildung 45 und 46 ist eindeutig eine Abhängigkeit des Kontrastes von Anodenmaterial und kVp zu sehen. Es wird nicht allgemein für höhere kVp der Kontrast geringer, sondern es gibt pro Anodenmaterial einen Aufnahmeparametersatz, der zu maximalen Kontrast führt. Es ist aber anhand dieser wenigen Aufnahmen und Messungen nicht möglich zu sagen ob dieses Maxima immer an derselben Stelle liegt. Für diese Analyse sind, spezielle zur Fehlerabschätzung, weitere Messungen notwendig. Ersichtlich ist, dass der Kontrastverlauf von Au und Al sehr ähnlich ist.

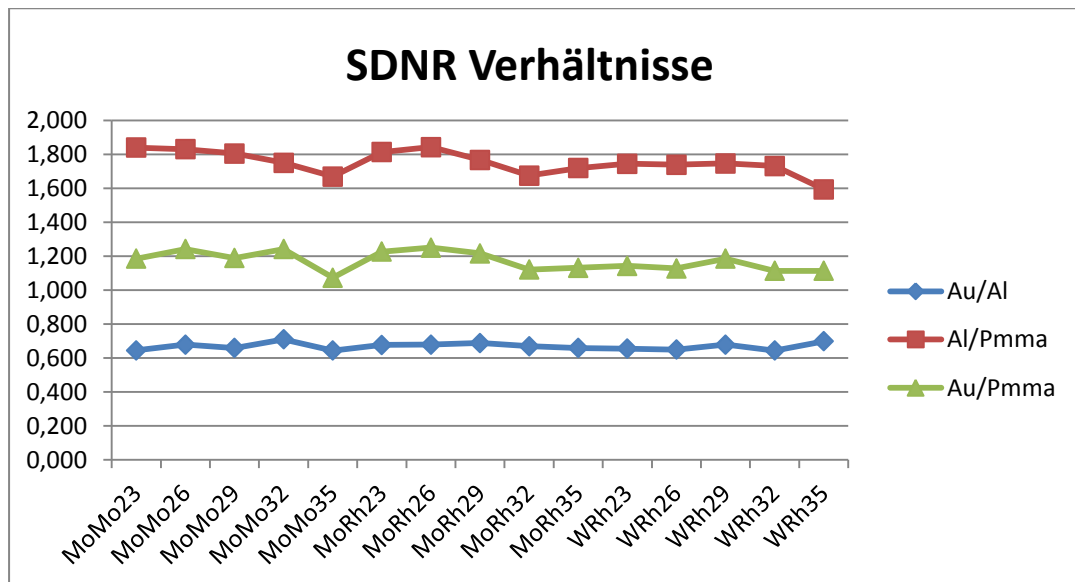


Abbildung 47: Verlauf der SDNR Verhältnisse.

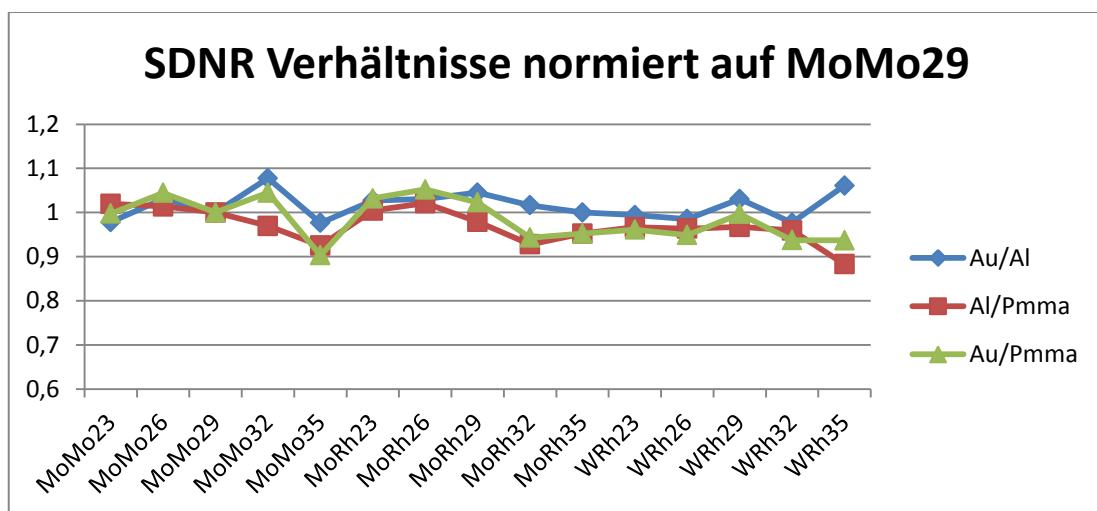


Abbildung 48: relative Verlauf der SDNR Verhältnisse.

Betrachtet man den die Verhältnisse der SDNR Verläufe in Abbildung 46 so ist zu erkennen, dass das SDNR Verhältnis von Au zu Al relativ konstant ist. Dies lässt darauf schließen, dass aufgrund des ähnlichen Verlaufs im Kontrast und dem konstanten SDNR Verhältnisses beide Materialien sich ähnlich als Kontrastelemente in Phantomen verhalten. Der Verlauf von Au zu PMMA und Al zu PMMA in Abbildung 47 im Rahmen der in dieser vorläufigen Messserie möglichen Genauigkeit nicht nachweisbar verschieden. Das SDNR Verhältnis müsste aber genauer untersucht werden um sagen zu können, ob man Metallkontraste als Aussage über Weichgewebekontraste korrigieren muss oder nicht.

In weiterer Folge wäre es interessant die Kontraste und SDNRs, mit den neuen gewebeäquivalenten Phantomen, welche in Abschnitt 3.1 beschrieben sind zu bestimmen und zu vergleichen. Auch eine Verifizierung der Messung mittels Monte-Carlo-Simulation sollte folgen. Ebenfalls wäre das Erstellen und Messen mit neuen Kontrastelementen erstrebenswert. Zum Beispiel haben Fredenberg et. al. für 61 Proben von gut,- und bösartigen Brusttumoren

Röntgenschwächungsäquivalente PMMA und Aluminium Dicken bestimmt (Fredenberg *et al.*, 2016). Dies wurde ebenfalls für Zystenflüssigkeiten und Wasser gemacht und verglichen (Abb.49). Die Messungen wurden alle mit einer Wolframanode und Aluminiumfiltration mit 32 kV Röhrenspannung und 40 mAs durchgeführt. Die Ergebnisse wurden alle auf 10 mm Probengröße normalisiert. Für beispielsweise einen bösartigen Tumor erhalten sie so durchschnittlich 8,59 mm PMMA und 0,296 mm Aluminium als Äquivalents (Fredenberg *et al.*, 2016).

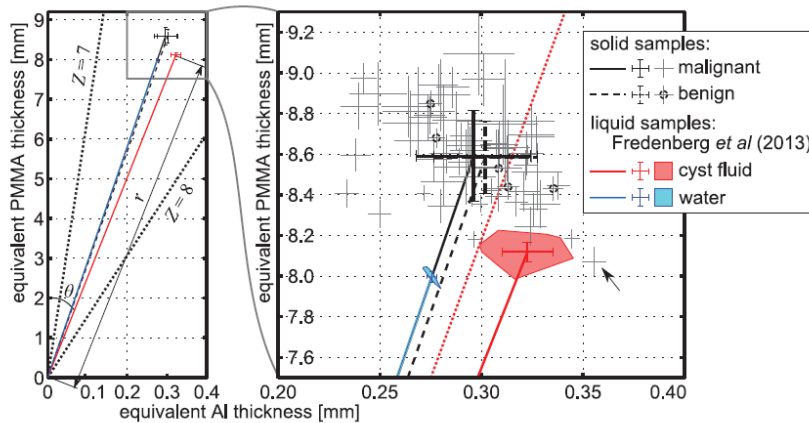


Abbildung 49: Äquivalente PMMA und Al Dicke zu auf 10 mm normalisierten Proben. Aus (Fredenberg *et al.*, 2016).

Diese könnte man als Kontrastelemente in neue gewebeäquivalente Phantome zur SDNR Bestimmung einbauen.

4. Appendix

Energy (keV)	a ₀	a ₁	a ₂	a ₃
3.5	+0.000000e+000	+0.000000e+000	+0.000000e+000	+0.000000e+000
4.0	-1.444468e+005	+1.505384e+004	+0.000000e+000	+0.000000e+000
4.5	-2.157610e+004	+1.756251e+004	+0.000000e+000	+0.000000e+000
5.0	-1.069419e+006	+1.569301e+005	-0.043083e+003	+3.914996e+001
5.5	-3.062868e+006	+4.184705e+005	-1.177408e+004	+1.196206e+002
6.0	-4.916993e+006	+6.789471e+005	-1.904982e+004	+1.963841e+002
6.5	-6.925022e+006	+9.227469e+005	-2.431684e+004	+2.485349e+002
7.0	-9.240879e+006	+1.197607e+006	-3.016570e+004	+2.894177e+002
7.5	-1.196409e+007	+1.506369e+006	-3.734140e+004	+3.358694e+002
8.0	-1.433777e+007	+1.725903e+006	-4.149616e+004	+4.076118e+002
8.5	-1.346037e+007	+1.602853e+006	-3.417208e+004	+3.197254e+002
9.0	-1.703271e+007	+1.992354e+006	-4.714275e+004	+4.732125e+002
9.5	-1.735496e+007	+1.964368e+006	-4.346886e+004	+4.179785e+002
10.0	-1.806311e+007	+2.014349e+006	-4.465826e+004	+4.502301e+002
10.5	-1.680020e+007	+1.840469e+006	-3.830591e+004	+3.793459e+002
11.0	-2.131791e+007	+2.320385e+006	-5.571021e+004	+5.947650e+002
11.5	-1.837808e+007	+1.941591e+006	-4.164300e+004	+3.696088e+002
12.0	-1.984031e+007	+2.051260e+006	-4.550193e+004	+4.825815e+002
12.5	-1.868657e+007	+1.856300e+006	-3.785170e+004	+3.944230e+002
13.0	-2.294681e+007	+2.290842e+006	-5.356084e+004	+5.760982e+002
13.5	-2.231694e+007	+2.181380e+006	-5.004156e+004	+5.412009e+002
14.0	-2.281241e+007	+2.182148e+006	-4.982511e+004	+5.395803e+002
14.5	-2.223463e+007	+2.055223e+006	-4.472059e+004	+4.753687e+002
15.0	-2.138391e+007	+1.910704e+006	-3.956225e+004	+4.187863e+002
15.5	-2.183426e+007	+1.905475e+006	-3.938379e+004	+4.207844e+002
16.0	-2.210670e+007	+1.880798e+006	-3.838533e+004	+4.106319e+002
16.5	-2.341731e+007	+1.966213e+006	-4.140524e+004	+4.524618e+002
17.0	+4.410687e+006	-1.228638e+006	+5.956400e+004	-1.509388e+002
17.5	+2.393001e+008	-2.799296e+007	+9.214276e+005	-5.792732e+003
18.0	-1.687220e+007	+1.111509e+006	-1.417979e+004	+2.537656e+002
18.5	-2.685072e+007	+2.144921e+006	-4.691376e+004	+4.874623e+002
19.0	-3.181105e+007	+2.602798e+006	-6.209036e+004	+6.590199e+002
19.5	+3.735285e+006	-1.520292e+006	+6.688979e+004	+0.000000e+000
20.0	-7.801074e+006	-3.623279e+004	+2.136239e+004	+0.000000e+000
20.5	-2.607519e+007	+1.984240e+006	-4.278393e+004	+3.803342e+002
21.0	-3.235224e+007	+2.581614e+006	-6.219627e+004	+5.856532e+002
21.5	-2.883215e+007	+2.182060e+006	-4.876334e+004	+4.424922e+002
22.0	-2.762892e+007	+2.061974e+006	-4.578730e+004	+4.210210e+002
22.5	-3.111678e+007	+2.317619e+006	-5.247238e+004	+4.795377e+002
23.0	-2.692913e+007	+1.845917e+006	-3.656864e+004	+3.073399e+002
23.5	-3.602581e+007	+2.706274e+006	-6.425582e+004	+5.998871e+002
24.0	-2.948700e+007	+2.084902e+006	-4.552940e+004	+4.157864e+002
24.5	-1.634090e+007	+7.942274e+005	-4.991084e+003	+0.000000e+000
25.0	-1.891984e+007	+9.291174e+005	-6.896883e+003	+0.000000e+000
25.5	-1.813234e+007	+8.642746e+005	-5.958818e+003	+0.000000e+000
26.0	-1.772540e+007	+8.280173e+005	-5.458039e+003	+0.000000e+000
26.5	-1.908858e+007	+8.867837e+005	-6.205095e+003	+0.000000e+000
27.0	-5.870978e+007	+4.326653e+006	-1.055765e+005	+9.471267e+002
27.5	-1.951479e+007	+8.763217e+005	-5.994696e+003	+0.000000e+000
28.0	-1.873200e+007	+8.200074e+005	-5.262214e+003	+0.000000e+000
28.5	-1.988762e+007	+8.638795e+005	-5.760048e+003	+0.000000e+000
29.0	-1.989074e+007	+8.507146e+005	-5.634714e+003	+0.000000e+000
29.5	-2.091310e+007	+8.944657e+005	-6.235000e+003	+0.000000e+000
30.0	-1.976925e+007	+8.214290e+005	-5.284905e+003	+0.000000e+000
30.5	-2.486637e+007	+1.079714e+006	-8.691732e+003	+0.000000e+000
31.0	-2.916641e+007	+1.297188e+006	-1.158454e+004	+0.000000e+000
31.5	-2.523419e+007	+1.069977e+006	-8.528449e+003	+0.000000e+000
32.0	-2.576746e+007	+1.095557e+006	-8.985011e+003	+0.000000e+000
32.5	-1.388773e+007	+3.273039e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
33.0	-2.630931e+007	+1.076203e+006	-8.433643e+003	+0.000000e+000
33.5	-3.190475e+007	+1.368707e+006	-1.241636e+004	+0.000000e+000
34.0	-2.139757e+007	+7.921584e+005	-4.691571e+003	+0.000000e+000
34.5	-1.498973e+007	+4.408404e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
35.0	-3.664991e+007	+1.552772e+006	-1.441075e+004	+0.000000e+000
35.5	-3.575070e+007	+1.494224e+006	-1.368656e+004	+0.000000e+000
36.0	-2.285521e+007	+8.235004e+005	-5.143063e+003	+0.000000e+000
36.5	-1.491104e+007	+4.134720e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
37.0	-1.569037e+007	+4.286760e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
37.5	-1.571175e+007	+4.220360e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
38.0	-1.559272e+007	+4.143320e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
38.5	-1.597894e+007	+4.182650e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
39.0	-1.646647e+007	+4.259945e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
39.5	-1.809636e+007	+4.597110e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
40.0	-1.676175e+007	+4.227545e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
40.5	-1.980247e+007	+4.895522e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
41.0	-2.153375e+007	+5.258515e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
41.5	-2.594940e+007	+6.260341e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
42.0	-1.435279e+008	+3.420986e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
42.5	-1.435279e+008	+3.420986e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
43.0	-1.435279e+008	+3.420986e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
43.5	-1.435279e+008	+3.420986e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
44.0	-1.435279e+008	+3.420986e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
44.5	-1.435279e+008	+3.420986e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
45.0	-1.435279e+008	+3.420986e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
45.5	-1.435279e+008	+3.420986e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000

Abbildung 50: Polynomkoeffizienten für Molybdän. Aus (Boone et al., 1997).

Energy (keV)	a ₀	a ₁	a ₂	a ₃
3.7	+0.000000e+000	+0.000000e+000	+0.000000e+000	+0.000000e+000
4.2	-1.192045e+005	+1.367483e+004	-1.778029e+002	+0.000000e+000
4.7	-1.530890e+005	+2.993084e+004	-3.532862e+002	+0.000000e+000
5.2	-4.149003e+005	+8.345416e+004	-1.083803e+003	+0.000000e+000
5.7	-2.110957e+006	+3.086459e+005	-6.845642e+003	+5.278299e+001
6.2	-2.895965e+006	+4.286116e+005	-8.011144e+003	+5.426242e+001
6.7	-5.555697e+006	+7.440265e+005	-1.642142e+004	+1.359430e+002
7.2	-6.230149e+006	+8.173703e+005	-1.611456e+004	+1.222256e+002
7.7	-6.721657e+006	+8.681462e+005	-1.532193e+004	+1.103395e+002
8.2	-9.068231e+006	+1.096678e+006	-2.023126e+004	+1.549885e+002
8.7	-8.560903e+006	+1.021060e+006	-1.534351e+004	+9.531149e+001
9.2	-9.932459e+006	+1.131318e+006	-1.756427e+004	+1.235573e+002
9.7	-8.539150e+006	+9.150594e+005	-7.607820e+003	+0.000000e+000
10.2	-1.230498e+007	+1.299176e+006	-2.007492e+004	+1.400943e+002
10.7	-1.258838e+007	+1.281049e+006	-1.888631e+004	+1.459051e+002
11.2	-1.117718e+007	+1.123389e+006	-1.388007e+004	+9.606536e+001
11.7	-1.341985e+007	+1.322989e+006	-2.081445e+004	+1.790645e+002
12.2	-1.165702e+007	+1.092111e+006	-1.302265e+004	+9.547466e+001
12.7	-9.828931e+006	+8.537916e+005	-4.495113e+003	+0.000000e+000
13.2	-1.315013e+007	+1.166460e+006	-1.522815e+004	+1.211643e+002
13.7	-1.055732e+007	+8.516584e+005	-4.450458e+003	+0.000000e+000
14.2	-1.226238e+007	+9.997632e+005	-1.888631e+004	+6.619936e+001
14.7	-1.138493e+007	+8.582543e+005	-4.631944e+003	+0.000000e+000
15.2	-1.421375e+007	+1.145459e+006	-1.533291e+004	+1.259842e+002
15.7	-9.209721e+006	+5.087933e+005	+8.598628e+003	-1.587797e+002
16.2	-1.549092e+007	+1.206348e+006	-1.766176e+004	+1.532736e+002
16.7	-1.932713e+007	+1.607190e+006	-3.258084e+004	+3.306037e+002
17.2	-1.655464e+007	+1.245415e+006	-2.068765e+004	+2.442210e+002
17.7	-1.425125e+007	+9.396121e+005	-9.776435e+003	+1.259881e+002
18.2	-1.815094e+007	+1.364727e+006	-2.403874e+004	+2.285077e+002
18.7	-1.216617e+007	+7.156276e+005	-2.695818e+003	+0.000000e+000
19.2	-2.145288e+007	+1.616216e+006	-3.195334e+004	+3.094406e+002
19.7	-2.414743e+006	-3.452748e+005	+2.379756e+004	+0.000000e+000
20.2	+3.003396e+008	-3.075391e+007	+9.339644e+005	-7.017946e+003
20.7	+5.462775e+006	-1.213200e+006	+5.677435e+004	-4.994289e+002
21.2	-2.351651e+007	+1.690655e+006	-3.414655e+004	+3.187491e+002
21.7	-2.467444e+007	+1.753499e+006	-3.541516e+004	+3.220338e+002
22.2	-1.450545e+007	+1.628329e+005	-3.060708e+003	+0.000000e+000
22.7	+3.578927e+007	-4.382693e+006	+1.475727e+005	-1.066008e+003
23.2	-1.096621e+007	+3.159859e+005	+6.759924e+003	+0.000000e+000
23.7	-1.482286e+007	+7.697687e+005	-5.920930e+003	+0.000000e+000
24.2	-1.353926e+007	+6.892985e+005	-4.922390e+003	+0.000000e+000
24.7	-1.585640e+007	+8.193523e+005	-6.915169e+003	+0.000000e+000
25.2	-2.091730e+007	+1.281929e+006	-2.166006e+004	+1.561249e+002
25.7	-1.682020e+007	+8.387164e+005	-7.058292e+003	+0.000000e+000
26.2	-1.371139e+007	+6.412199e+005	-4.135089e+003	+0.000000e+000
26.7	-1.317428e+007	+5.910486e+005	-3.312845e+003	+0.000000e+000
27.2	-1.527150e+007	+7.058618e+005	-5.108053e+003	+0.000000e+000
27.7	-1.893962e+007	+8.966009e+005	-7.635881e+003	+0.000000e+000
28.2	-1.501063e+007	+6.731629e+005	-4.715857e+003	+0.000000e+000
28.7	-1.677653e+007	+7.439650e+005	-5.437238e+003	+0.000000e+000
29.2	-1.554349e+007	+6.616319e+005	-4.284524e+003	+0.000000e+000
29.7	-2.030067e+007	+9.246585e+005	-8.056714e+003	+0.000000e+000
30.2	-2.059148e+007	+9.300864e+005	-8.139347e+003	+0.000000e+000
30.7	-1.812410e+007	+7.722229e+005	-5.847742e+003	+0.000000e+000
31.2	-1.698671e+007	+7.030718e+005	-4.949130e+003	+0.000000e

Energy (keV)	a ₀	a ₁	a ₂	a ₃
5.5	+0.000000e+000	+0.000000e+000	+0.000000e+000	+0.000000e+000
6.0	-6.873489e+007	+7.187753e+006	-2.159918e+005	+2.221631e+003
6.5	-6.070034e+007	+6.345849e+006	-1.857021e+005	+1.845997e+003
7.0	-8.743849e+007	+9.280132e+006	-2.839093e+005	+2.922466e+003
7.5	-1.026951e+008	+1.081317e+007	-3.267757e+005	+3.35058e+003
8.0	-2.469562e+008	+2.591247e+007	-8.003514e+005	+8.518917e+003
8.5	-4.706627e+008	+4.614004e+007	-1.283757e+006	+1.301409e+004
9.0	-1.560684e+008	+1.572514e+007	-4.455923e+005	+4.439223e+003
9.5	-3.606819e+008	+3.634391e+007	-1.070835e+006	+1.140357e+004
10.0	-3.068500e+008	+2.869390e+007	-7.291643e+005	+7.155739e+003
10.5	-1.276861e+008	+1.288114e+007	-3.660513e+005	+3.644392e+003
11.0	-1.257411e+008	+1.297512e+007	-3.854823e+005	+3.942138e+003
11.5	-1.363437e+008	+1.364892e+007	-3.889844e+005	+3.882684e+003
12.0	-1.029163e+008	+1.055863e+007	-3.115667e+005	+3.143828e+003
12.5	-8.470663e+007	+8.705748e+006	-2.556132e+005	+2.545929e+003
13.0	-8.670866e+007	+8.952853e+006	-2.672010e+005	+2.712157e+003
13.5	-8.561442e+007	+8.769771e+006	-2.593430e+005	+2.613102e+003
14.0	-8.318715e+007	+8.460735e+006	-2.485027e+005	+2.499402e+003
14.5	-7.335074e+007	+7.279689e+006	-2.054119e+005	+2.011454e+003
15.0	-7.627260e+007	+7.608005e+006	-2.192303e+005	+2.200747e+003
15.5	-7.756584e+007	+7.662825e+006	-2.195321e+005	+2.191898e+003
16.0	-7.462895e+007	+7.294175e+006	-2.069436e+005	+2.060917e+003
16.5	-7.097482e+007	+6.859915e+006	-1.925960e+005	+1.912045e+003
17.0	-7.072362e+007	+6.763036e+006	-1.891083e+005	+1.882858e+003
17.5	-6.219645e+007	+5.788333e+006	-1.555985e+005	+1.516050e+003
18.0	-5.502960e+007	+4.926868e+006	-1.247321e+005	+1.166320e+003
18.5	-6.065437e+007	+5.395190e+006	-1.389085e+005	+1.311125e+003
19.0	-7.070298e+007	+6.342366e+006	-1.699210e+005	+1.646678e+003
19.5	-6.271249e+007	+5.382715e+006	-1.357499e+005	+1.262038e+003
20.0	-5.812485e+007	+4.840952e+006	-1.172847e+005	+1.060619e+003
20.5	-6.740821e+007	+5.686414e+006	-1.441134e+005	+1.340266e+003
21.0	-6.699264e+007	+5.464481e+006	-1.336550e+005	+1.206979e+003
21.5	-7.662571e+007	+6.357553e+006	-1.627368e+005	+1.518921e+003
22.0	-6.756454e+007	+5.414589e+006	-1.327032e+005	+1.210007e+003
22.5	-7.591042e+007	+6.173340e+006	-1.570560e+005	+1.469012e+003
23.0	-8.531624e+007	+6.865103e+006	-1.744268e+005	+1.609156e+003
23.5	-8.404450e+007	+6.628089e+006	-1.650829e+005	+1.498164e+003
24.0	-8.668162e+007	+6.854728e+006	-1.730579e+005	+1.590682e+003
24.5	-6.495929e+007	+4.651735e+006	-1.020722e+005	+8.478419e+002
25.0	-1.070874e+008	+8.469419e+006	-2.174418e+005	+1.997402e+003
25.5	-9.403950e+007	+7.084522e+006	-1.716615e+005	+1.508351e+003
26.0	-8.754474e+007	+6.488524e+006	-1.551625e+005	+1.359698e+003
26.5	-3.529739e+007	+1.744532e+006	-1.503964e+004	+0.000000e+000
27.0	-3.813298e+007	+1.870898e+006	-1.668576e+004	+0.000000e+000
27.5	-4.450025e+007	+2.221201e+006	-2.179242e+004	+0.000000e+000
28.0	-4.272417e+007	+2.092002e+006	-1.996507e+004	+0.000000e+000
28.5	-4.416447e+007	+2.137812e+006	-2.045019e+004	+0.000000e+000
29.0	-3.691062e+007	+1.668331e+006	-1.338276e+004	+0.000000e+000
29.5	-3.907555e+007	+1.774209e+006	-1.498448e+004	+0.000000e+000
30.0	-1.195746e+008	+8.396072e+006	-1.961298e+005	+1.641245e+003
30.5	-4.365839e+007	+1.975074e+006	-1.762596e+004	+0.000000e+000
31.0	-4.651813e+007	+2.091356e+006	-1.891025e+004	+0.000000e+000
31.5	-5.022499e+007	+2.257714e+006	-2.101889e+004	+0.000000e+000
32.0	-4.846810e+007	+2.147030e+006	-1.960649e+004	+0.000000e+000
32.5	-4.732332e+007	+2.059328e+006	-1.836286e+004	+0.000000e+000
33.0	-5.582990e+007	+2.475062e+006	-2.368736e+004	+0.000000e+000
33.5	-6.325837e+007	+2.830780e+006	-2.814664e+004	+0.000000e+000
34.0	-6.455889e+007	+2.905371e+006	-2.948107e+004	+0.000000e+000
34.5	-2.215968e+007	+6.551200e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
35.0	-5.679439e+007	+2.407766e+006	-2.232638e+004	+0.000000e+000
35.5	-8.115400e+007	+3.604377e+006	-3.716713e+004	+0.000000e+000
36.0	-7.735838e+007	+3.421578e+006	-3.521819e+004	+0.000000e+000
36.5	-2.213949e+007	+6.210240e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
37.0	-2.489510e+007	+6.823500e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
37.5	-2.619137e+007	+7.038040e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
38.0	-2.658188e+007	+7.053680e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
38.5	-2.316312e+007	+6.122530e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
39.0	-2.999583e+007	+7.719365e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
39.5	-2.840658e+007	+7.219850e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
40.0	-2.741783e+007	+6.895365e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
40.5	-3.342120e+007	+8.262318e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
41.0	-3.816755e+007	+9.320471e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
41.5	-3.830466e+007	+9.241070e+005	+0.000000e+000	+0.000000e+000
42.0	-2.052079e+008	+4.891130e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
42.5	-2.052079e+008	+4.891130e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
43.0	-2.052079e+008	+4.891130e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
43.5	-2.052079e+008	+4.891130e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
44.0	-2.052079e+008	+4.891130e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
44.5	-2.052079e+008	+4.891130e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
45.0	-2.052079e+008	+4.891130e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000
45.5	-2.052079e+008	+4.891130e+006	+0.000000e+000	+0.000000e+000

Abbildung 52: Polynomkoeffizienten für Wolfram. Aus (Boone et al., 1997).

keV	Mue _{en} /rho
4,00	515,80
4,50	376,00
5,00	284,10
5,50	219,20
6,00	174,80
6,50	139,90
7,00	113,20
7,50	94,15
8,00	78,57
8,50	66,55
9,00	56,29
9,50	49,05
10,00	41,87
10,50	37,00
11,00	32,12
11,50	28,64
12,00	25,42
12,50	22,53
13,00	81,60
13,50	76,19
14,00	70,37
14,50	65,77
15,00	61,60
15,50	57,62
16,00	54,01
16,50	51,07
17,00	48,34
17,50	45,25
18,00	42,22
18,50	39,96
19,00	37,82
19,50	35,49
20,00	33,16
20,50	31,51
21,00	29,90
21,50	28,11

keV	Mue _{en} /rho
22,00	26,46
22,50	25,08
23,00	23,80
23,50	22,62
24,00	21,55
24,50	20,48
25,00	19,42
25,50	18,60
26,00	17,83
26,50	17,09
27,00	16,23
27,50	15,43
28,00	14,69
28,50	14,07
29,00	13,47
29,50	12,91
30,00	12,38
30,50	11,88
31,00	11,40
31,50	10,90
32,00	10,43
32,50	10,05
33,00	9,69
33,50	9,34
34,00	8,95
34,50	8,58
35,00	8,23
35,50	7,94
36,00	7,65
36,50	7,37
37,00	7,10
37,50	6,85
38,00	6,61
38,50	6,38
39,00	6,16
39,50	5,95
40,00	5,75

Abbildung 53: Massenenergieabsorptionskoeffizient von 4 bis 40keV von Selen mit $\rho = 4,5 \text{ g/cm}^3$.

5. Literatur

- Bijkerk K, Thijssen M and Arnoldussen T 2000 Manual CDMAM-phantom type 3.4. University medical center, Nijmegen)
- Boone J M, Fewell T R and Jennings R J 1997 Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography *Medical physics* **24** 1863-74
- Chyba B, Mantler M, Ebel H and Svagera R 2010 CALCULATION METHODS OF X-RAY SPECTRA: A COMPARATIVE STUDY
- Dance D R, Christofides S, Maidment A D A, McLean I D and ng K H 2014 *Diagnostic Radiology Physics*: International atomic energy agency)
- Dance D R, Skinner C L, Young K C, Beckett J R and Kotre C J 2000 Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol *Phys. Med. Biol.* **45**
- Faller A and Schünke M 2004 *Der Körper des Menschen*: Thieme Verlag)
- Fredenberg E, Kilburn-Toppin F, Willsher P, Moa E, Danielsson M, Dance D R, Young K C and Wallis M G 2016 Measurement of breast-tissue x-ray attenuation by spectral mammography: solid lesions *Physics in medicine and biology* **61** 2595
- Hernandez A M and Boone J M 2014 Tungsten anode spectral model using interpolating cubic splines: unfiltered x-ray spectra from 20 kV to 640 kV *Medical physics* **41** 042101
- Hubbell J H and Seltzer S M 1996 X-Ray Mass Attenuation Coefficients. ed N 5632: The National Institute of Standards and Technology (NIST))
- ICRP 2007 The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection **103**
- ICRU 1989 Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement **44**
- Konstantinidis A C 2014 Digital Mammography: From Physical Performance Evaluation To Image Quality Analysis *e-Journal of Science & Technology* **3**
- Nagami A, Ishii M, Ishii R, Kodama S, Sanada T and Yoshida A 2015 Comparison of Contrast to Noise Ratio and Signal Difference to Noise Ratio Based on QA and QC Guidelines in CR Mammography **72** 503-13
- Nowotny R 1998 XMuDat. ed 1.0.1 (<https://www-nds.iaea.org/publications/iaea-nds/iaea-nds-0195.htm>: IAEA)
- Perry N, Broeders M, Wolf C, Törnberg S, Holland R and Karsa L 2013 *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*: European Union, 2013)
- Pschyrembel W and Dornblüth O 1994 *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch*: Walter de Gruyter)
- Reiche D 2003 *Roche Lexikon Medizin*: Urban&Fischer)
- Siemens 2016 Siemens PRIME Technology.
- The Scipy Community 2016 scipy.optimize.leastsq. (<https://docs.scipy.org/doc/scipy-0.18.1/reference/generated/scipy.optimize.leastsq.html>)
- Warren L M, Mackenzie A, Dance D R and Young K C 2013 Comparison of the x-ray attenuation properties of breast calcifications, aluminium, hydroxyapatite and calcium oxalate *Physics in medicine and biology* **58** N103
- Yaffe M J 2010 Detectors for Digital Mammography *Springer*

6. Verzeichnis Tabellen/Figuren

Tabelle 1: elementare Gewebezusammensetzung (Massenanteile) nach ICRU Report 44.	17
Tabelle 2: Polynomkoeffizienten aus (Dance et al., 2000).	18
Tabelle 3: elementare Materialzusammensetzung in Massenanteilen zur Berechnung des Massenschwächungskoeffizienten aus (ICRU, 1989).	19
Tabelle 4: Gewählte Eingangsspektren.	27
Tabelle 5: Berechnete gewebeäquivalente Phantomschichtdicken.	34
Tabelle 6: mittlere, maximale und minimale Abweichung der Phantomzusammensetzungen.	36
Tabelle 7: Dicken der Goldelemente, bestimmt mit einem Profilometer.	39
Tabelle 8: Grauwerte aus Phantomaufnahmen. Aufnahmeparameter und ROI Setzung siehe Abschnitt 3.3. Grau hinterlegt sind bekannte Golddicken, braun hinterlegt bekannte PMMA Dicken.	39
Tabelle 9: Aufnahmeparameter.	42
Abbildung 1: Kontrast nach Weber von Objekt B in Material A, mit einfallender Röntgenintensität I_0	5
Abbildung 2: Uniforme Scheibe (a) auf einem Hintergrund (b) mit Rauschen. SNR dieses Objektes wird berechnet als Differenz des Mittelwertsignals von a und b, sowie der Standardabweichung des Hintergrundsignals. Aus (Dance et al., 2014).	6
Abbildung 3: Unterschiedliche Methoden zur Bestimmung des SDNR nach bestimmten Guidelines. a) European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF) (IEC). b) International Atomic Energy Agency (IAEA). c) International Electrotechnical Commission. Aus (Nagami <i>et al.</i> , 2015).	7
Abbildung 4: Längsschnitt durch die weibliche Brust aus (Faller and Schünke, 2004).	8
Abbildung 5: Arten von Mammakarzinomen: ductales Karzinom in situ im untere Quadranten und lobuläres Karzinom in situ im oberen. Aus (Reiche, 2003)	9
Abbildung 6: linearer Röntgenschwächungskoeffizient in Abhängigkeit der Röntgenenergie für verschiedene Brustgewebe (Dance et al., 2014).	10
Abbildung 7: Schematischer Aufbau eines Mammographiesystems aus (Dance et al., 2014).	11
Abbildung 8: Projektionsgeometrie in der Mammographie. Aus (Dance et al., 2014).	12
Abbildung 9: SPR in Abhängigkeit von Brustdicke und Durchmesser des Röntgenfeldes, ohne Raster. Aus (Dance et al., 2014)	12
Abbildung 10: Übersicht der in der Mammographie verwendeten Detektoren. Aus (Konstantinidis, 2014).	13
Abbildung 11: Angeregte Elektronen in „F-Center“, welche durch Lasereinwirkung unter	

Photonenabgabe in niedrige Energieniveaus wechseln . Aus (Yaffe, 2010).	13
Abbildung 12: CDMAM-phantom (Contrast-Detail MAMmography) V. 3.4	15
Abbildung 13: Standard Brust Model mit Radius von 8 cm aus (Bouwman, Diaz et al. 2013).	16
Abbildung 14: PMMA zu Brustgewebe ; Brustgewebe zu PMMA äquivalent aus (Dance et al., 2000).	16
Abbildung 15: Massenschwächungskoeffizient mit XMuDat hergeleitet (Nowotny, 1998).	17
Abbildung 16: Durchschnittliche Brustzusammensetzung; Guildford (offener Kreis), Northern Region (voller Kreis). Aus (D R Dance, 2000).	18
Abbildung 17: Massenschwächungskoeffizienten der verwendeten Phantommaterialien.	20
Abbildung 18: Massenschwächungskoeffizienten des Brustgewebes.	20
Abbildung 19: Spektrum einer Molybdänanode bei verschiedenen kVp aus (Boone et al., 1997).	21
Abbildung 20: Interpolation des Photonenflusses bei 11 und 31 keV aus (Boone et al., 1997)	22
Abbildung 21: Spektrum einer Molybdänanode mit 0,03 mm Molybdänfilter.	23
Abbildung 22: Spektrum einer Molybdänanode mit 0,025 mm Rhodiumfilter.	23
Abbildung 23: Spektrum einer Wolframanode mit 0,05 mm Rhodiumfilter.	24
Abbildung 24: Absorptionskoeffizient eines 0,2 mm Selendetektors.	25
Abbildung 25: Umschichtung ausgehend vom Standard-Brust-Model.	25
Abbildung 26: Aufdampfanlage des Festkörperlaboratoriums TU Wien.	29
Abbildung 27: Anzeige Schwingquarz	30
Abbildung 28: Substrathalter mit eingelegten und beschichteten Bedampfungsscheiben	30
Abbildung 29: Profilometer Auswertungssoftware mit einem mittleren Schichtdicken von 0,226 μm	32
Abbildung 30: Taktils Profilometer.	32
Abbildung 31: Mikroskopische Aufnahme der Goldschicht nach der Messung.	32
Abbildung 32: Prozentuale Abweichung der deponierten Energie am Detektor zu Gewebedurchgang. rot= optimaler Phantomfit, grün= Phantomfit nach zweiter Fitroutine, blau= PMMA Brustäquivalent.	35
Abbildung 33: d=2 cm.	37
Abbildung 34: d=3 cm.	37
Abbildung 35: d=4 cm.	37
Abbildung 36: d=5 cm.	37
Abbildung 37: d=6 cm.	37
Abbildung 38: d=7 cm.	37
Abbildung 39: d=8 cm.	38
Abbildung 40: d=9 cm.	38
Abbildung 41: Brustdicken und dazugehörige Phantomschichtdicken.	38
Abbildung 42: Mammographieaufnahme (DICOM: for presentation) von 6cm PMMA Phantom mit Al, Au und PMMA Kontrastelementen.	41
Abbildung 43: unbearbeitete Aufnahme (DICOM: for processing) von Bild 13 mit Histogramm des Hintergrundes.	41

Abbildung 44: Positionierung des Phantoms	42
Abbildung 45: Kontrast nach Weber für Au, Al und PMMA.	43
Abbildung 46: relativer Kontrast nach Weber für Au, Al und PMMA, verglichen mit Kontrast bei MoMo 29 kVp Aufnahme.	43
Abbildung 47: Verlauf der SNDR Verhältnisse.	44
Abbildung 48: relativer Verlauf der SDNR Verhältnisse.	44
Abbildung 49: Äquivalente PMMA und Al Dicke zu auf 10 mm normalisierten Proben. Aus (Fredenberg et al., 2016).	45
Abbildung 50: Polynomkoeffizienten für Molybdän. Aus (Boone et al., 1997).	46
Abbildung 51: Polynomkoeffizienten für Rhodium.	46
Abbildung 52: Polynomkoeffizienten für Wolfram.	47
Abbildung 53: Massenenergieabsorptionskoeffizient von 4 bis 40keV von Selen mit $\rho = 4,5 \text{ g/cm}^3$	48