



## DIPLOMARBEIT

Monte Carlo Simulationen von Phantomen zur SDNR Optimierung in der Mammografie

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

von

Sebastian Bauer, Bsc

Währingerstraße 51/7, 1090 Wien

27. Juli 2017

---

Datum

---

Unterschrift (Student)

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	6
1.1	Aufgabenstellung und Motivation.....	6
1.2	Beschreibung Abbildungsqualität.....	7
1.2.1	Schärfe.....	7
1.2.2	Artefakte.....	7
1.2.3	Rauschen .....	7
1.2.4	Kontrast .....	8
1.2.5	Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR=.....	9
1.2.6	Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) .....	9
1.2.7	Signaldifferenz-Rausch-Verhältnis SDNR.....	9
1.2.8	Figure of Merit.....	10
1.2.9	CDMAM .....	11
1.2.10	Aluminium als Kontrastersatz für Mikrokalzifikationen .....	12
1.3	Gewebemodelle .....	13
1.3.1	Die Mamma .....	13
1.3.2	Mikrokalzifikationen.....	13
1.3.3	Standarbrustmodell.....	14
1.4	Mammographie.....	16
1.4.1	Grundlagen .....	16
1.4.2	Aufbau .....	16
1.4.3	Röntgenröhren, Spektren, Filter.....	17
1.4.4	Streustrahlenraster .....	17
1.4.5	Detektortechnik.....	18
2	Materialien und Methoden .....	21
2.1	Monte Carlo Simulation .....	21
2.1.1	Einführung .....	21
2.1.2	Generierung von Zufallsvariablen .....	21
2.2	EGSnrc .....	22
2.2.1	Einführung .....	22
2.2.2	Tutor7pp.....	22
2.2.3	PEGS4.....	22
2.2.4	Eingabedatei Tutor7pp .....	22
2.2.5	EGS_GUI.....	25
2.3	Allgemeiner Versuchsaufbau.....	26
2.3.1	Geometrie.....	26
2.3.2	Strahlenquelle .....	28
2.3.3	Streustrahlenraster und Detektor .....	28

2.4	Versuchsaufbau SDNR/ $\sqrt{\text{AGD}}$ -Berechnung .....	29
2.5	Versuchsaufbau Schichtmodell Validierung .....	30
2.6	Fehlerberechnung .....	31
3	Resultate.....	32
3.1	Optimierung der Strahlenqualität .....	32
3.1.1	Brustdicke 3cm .....	33
3.1.2	Brustdicke 4cm .....	35
3.1.3	Brustdicke 5cm .....	37
3.1.4	Brustdicke 6cm .....	39
3.1.5	Brustdicke 7cm .....	41
3.1.6	Brustdicke 8cm .....	43
3.1.7	Brustdicke 9cm .....	45
3.2	Schichtmodell Validierung.....	47
3.2.1	Vergleich der deponierten Energie im amorphen Selendetektor .....	47
3.2.2	Vergleich der Luftkerma .....	49
4	Diskussion.....	51
4.1	Figure of merit Vergleich Al/Drüsengewebe und Au/Drüsengewebe.....	51
4.1.1	Aluminium/Drüsengewebe .....	51
4.1.2	Gold/Drüsengewebe .....	54
4.2	Schichtmodell Validierung.....	56
4.3	Optimierung der Strahlenqualitäten .....	56
4.4	Einschränkungen .....	56
5	Appendix.....	57
5.1	WAg Spektrum 32kVp .....	57
5.2	Transportparameter (Kawrakow et al., 2017).....	58
6	Abbildungsverzeichnis/Tabellenverzeichnis.....	61
7	Literatur .....	63

## Abstract

Monte Carlo Simulation was used in this thesis to find out the optimal beam qualities in mammography for various breast thicknesses. A flat panel detector consisting of 200 $\mu$  selenium was simulated. Maximum detection probability of tumor masses with minimal dose was the goal of the optimization. As a figure of merit  $SDNR / \sqrt{AGD}$  was used.

The main result was that even at small breast thickness harder beam qualities provide generally speaking better results.

Another goal of this thesis was the validation of a layer model from Karl Schöndorfer as a phantom material and a comparison between this model and the standard breast model from James Dance and a PMMA-phantom.

No advantage over the usually used Perspex-phantom in reference to the radiological equivalence of the standard breast model from James Dance was found.

In the last part of this thesis the energy dependency of gold- and aluminium-contrast was compared to human breast tissue.

A matching of the energy dependency allows to transfer assertions in a wide range of beam qualities to expected diagnostical image quality at actual mammographies.

It was shown, that by using phantoms with gold details, as they are usually used in quality assurance, determined image quality parameters can be easily transferred to human breast tissue.

The maximum deviation in the FOM relative to MoMo were typically less than 5% for gold and less than 7% for aluminium. Generally speaking this deviation rises with harder beam qualities.

## Kurzfassung

In dieser Arbeit wurden die optimalen Strahlungsqualitäten für die Mammographie bei unterschiedlichen Brustdicken mittels Monte Carlo Simulation bestimmt.

Als Detektor wurde ein gängiger FFDM Flat Panel mit 200 $\mu$  Selen simuliert.

Ziel dieser Optimierung war es, bei Verwendung einer minimalen Dosis die maximale Detektionswahrscheinlichkeit für Tumorgewebe zu erhalten. Als Figure of Merit diente  $SDNR / \sqrt{AGD}$ . Das wichtigste Ergebnis, das gezeigt werden konnte, ist, dass auch bei kleinen Brustdicken tendenziell härtere Spektren bessere Ergebnisse liefern.

Eine weitere Aufgabe dieser Arbeit war es, ein Schichtmodell von Karl Schöndorfer als sinnvolle Phantomzusammensetzung zu validieren und mit dem Standardbrustmodell nach Dance und einem PMMA-Phantom nach Dance zu vergleichen.

Das Schichtmodell weist gegenüber dem Plexiglasphantom in Bezug auf die radiologische Äquivalenz im Vergleich mit dem Standardbrustmodell nach James Dance keinen Vorteil auf.

Im letzten Teil dieser Arbeit wurde die Energieabhängigkeit von Gold- und Aluminiumkontrasten mit der von humanem Brustgewebe verglichen.

Eine Übereinstimmung der Energieabhängigkeit ermöglicht es, Aussagen in einem weiten Bereich verwendeter Strahlenqualitäten auf erwartbare diagnostische Bildqualität auf echte Mammographien zu übertragen.

Dabei zeigte sich, dass mittels Phantomen mit Goldstrukturen, wie sie üblicherweise in der Qualitätssicherung verwendet werden, bestimmte Abbildungsqualitätsparameter tendenziell gut auf humanes Brustgewebe übertragbar sind.

Die maximalen Abweichungen in der FOM relativ zu MoMo betragen typischerweise weniger als 5% für Gold und um die 7% für Aluminium. Tendenziell steigt diese Abweichung bei härteren Spektren.

# 1 Einleitung

## 1.1 Aufgabenstellung und Motivation

Die planare Bildgebung ist die gängigste Methode im Mammographie-Screening weltweit. Deswegen hat die Abbildungsqualität dieser Systeme einen großen Einfluss auf die Krebsfrüherkennung. (Mackenzie et al., 2014). Die Abbildungsqualität hat verschiedene Merkmale. In dieser Arbeit wird im speziellen auf die Messung der SDNR (Signal-Difference-Noise-Ratio) eingegangen und diese mit der Dosis im Brustgewebe in Beziehung gestellt. Die Messungen selbst wurden mit Brustschichtmodellen zwischen 3 – 9 cm und verschiedenen Kontrastmaterialien (Al, AU, Drüsengewebe) durchgeführt. Der Aufbau dieses Modells wurde nach dem Standardbrustmodell nach Dance ausgeführt. (Dance, 1990) Mit dieser Gegenüberstellung soll ein qualitativer Vergleich verschiedener Strahlenqualitäten (Anode, Filtermaterial, Röhrenspannung) bei verschiedenen Brustdicken im Mammographie-Screening erreicht werden.

Zur Ausführung dieser Versuche wurde ein im medizinischen Bereich bekanntes Monte Carlo Simulationsprogramm mit dem Namen EGSnrc (Kawrakow et al., 2015) verwendet. Weiters wurde zur Verifizierung der Simulation das Brustschichtmodell mit verschiedenen PMMA Phantomen (Dance et al., 2000a) verglichen.

Ein anderer Aspekt dieser Arbeit war es, ein von (Schöndorfer, 2017) erstelltes Schichtmodell aus drei Materialien (PMMA, Al, HDPE) mit dem Brustschichtmodell zu vergleichen.

## 1.2 Beschreibung Abbildungsqualität

### 1.2.1 Schärfe

Die Abbildungsschärfe eines Objekts reduziert hauptsächlich den Kontrast kleiner Objekte. Der Effekt dieser Unschärfe macht aus einem fokussierten Punkt einen diffusen Punkt. Die Aufweichung eines Punktes verringert auch dessen Intensität, wie in Abbildung 1 zu sehen ist. Dieser Effekt tritt aber nur auf, wenn das Objekt kleiner als die Unschärfefunktion ist; der Kontrast größerer Objekte bleibt unverändert. (Dance et al., 2014)

Die Modulationstransferfunktion ist durch den Quotienten des Bildkontrastes und des Objektkontrastes definiert und deren Wert drückt die Höhe des Kontrastverlustes aus.

$$MTF(f) = \frac{\text{Bildkontrast}(f)}{\text{Objektkontrast}(f)}$$

f..... Ortsfrequenz der Modulation

Der Kontrastverlust wiederum ist ein Maß der Unschärfe eines Systems.

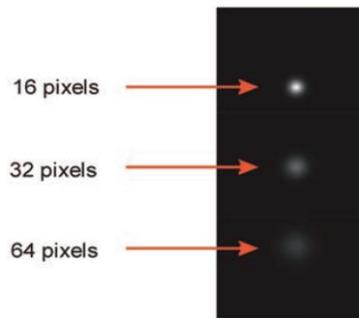


Abbildung 1: Ein Punkt wird künstlich mit Kernels verwischt. Je größer der Kernel desto größer die Unschärfe und desto niedriger der Kontrast kleiner Objekte(Dance et al., 2014)

### 1.2.2 Artefakte

Als Artefakt bezeichnet man allgemein die Fehlinterpretation von Daten die zu einem Fehler in der Abbildung führen können.

Artefakte kann man in 5 verschiedene Kategorien gemäß dem Ursprung des Artefakts einteilen:

- Detektor (tote Detektorelemente, ungelesene Linien)
- Gantry (Fremdmaterial auf der Kompressionsplatte, Gitterartefakte)
- Patient (Bewegung des Patienten, Fremdsubstanzen auf der Haut des Patienten z.B. Deodorant)
- Verarbeitungsalgorithmus (Pixelumkehrungsartefakt, Fehler Hautlinien Algorithmus)
- Bildspeicherung (Rauschen bei der Übertragung, Probleme bei der Speicherung)

(Geiser, 2012)

### 1.2.3 Rauschen

Das Rauschen kann man in einem digitalen Mammographiesystem in drei Komponenten aufteilen.

- Elektronisch: Rauschen, das man mit der Elektronik des Systems in Verbindung bringt
- Quanten: Rauschen, das man mit der Absorption der Röntgenquanten assoziiert.
- Struktur: Rauschen, das man mit nicht zufälligen Variationen im Bild in Verbindung bringt, z.B. Variationen der Dicke des Detektors.

(Mackenzie et al., 2014)

In einem gut designten Röntgenabbildungssystem stellt das Quantenrauschen den limitierenden Faktor zur Detektion von Objekten dar. Der Prozess der Erstellung von Röntgenquanten ist willkürlich. Die intrinsische Fluktuation der Anzahl der Röntgenquanten wird Quantenrauschen genannt. Dieses Rauschen ist poissonverteilt.

Die Fähigkeit, ein Objekt zu detektieren, hängt mit dem SDNR (Signal zu Rausch Verhältnis) zusammen.

(Dance et al., 2014)

#### 1.2.4 Kontrast

Als Kontrast wird das Verhältnis von Signaldifferenz zu mittlerem Signal definiert. Abhängig vom Hintergrundsignal und der Größe der Signaldifferenz wirkt sich diese entweder stark oder schwach auf den Kontrast aus. Da man in der medizinischen Bildgebung versucht, Pathologien zu visualisieren, ist es wichtig, dass sich diese deutlich vom Hintergrundsignal abheben.

In der medizinischen Bildgebung gibt es zwei allgemein übliche Methoden, den Kontrast zu definieren:

##### 1.2.4.1 Michelson Kontrast / Modulationskontrast

$$C_M = \frac{f_{max} - f_{min}}{f_{max} + f_{min}} \quad (1) \quad \begin{array}{l} f_{max} \dots \text{maximal Signal} \\ f_{min} \dots \text{minimal Signal} \end{array}$$

Der Michelson Kontrast wird meist verwendet, wenn ein ähnlicher Anteil an hellen und dunklen Features im Bild existieren. Der Modulationskontrast ist in der Fourier Analyse von bildgebenden Systemen relevant.

##### 1.2.4.2 Kontrast nach Weber / lokaler Kontrast

$$C_M = \frac{f_f - f_b}{f_b} \quad (2) \quad \begin{array}{l} f_f \dots \text{Signal eines Features} \\ f_b \dots \text{Hintergrundsignal} \end{array}$$

Der Kontrast nach Weber wird meist bei einem gleichförmigen Hintergrund und kleinen Features verwendet. Dies ist der Kontrast, der bei dem Beispiel einer Mikrokalzifikation im Brustgewebe am aussagekräftigsten sein sollte.

Im Röntgenbild ist der Objektkontrast des Röntgenspektrums von der Abschwächung des Hintergrunds, der Abschwächung der Features und dem Detektoraufbau abhängig. In der Mammographie hat zusätzlich noch das Streustrahlenraster Auswirkungen auf den Kontrast (Dance et al., 2014).

### 1.2.5 Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR=

CNR ist ein Maß, Bildqualität zu bestimmen und eine Metrik, die Verschlechterung des Kontrastes zu evaluieren. Es wird mit dieser Formel definiert:

$$CNR = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma}$$

$S_A$  ist die Signal Intensität in Region A

$S_B$  die Signal Intensität in Region B

$\sigma$  das Hintergrundrauschen

(Desai et al., 2010)

### 1.2.6 Signal-Rausch-Verhältnis (SNR)

Im Allgemein wird die SNR als die Inverse des Variationskoeffizienten definiert.

$$SNR = \frac{\langle g \rangle}{\sigma_g}$$

$\langle g \rangle$ ...Mittelwert einer Variable

$\sigma_g$ .....Standardabweichung dieser Variable

In einem ergodischen System kann der longitudinale Mittelwert einer Variablen durch den Mittelwert einer Region ersetzt werden (siehe SDNR). Dies ist besonders für das Quantenrauschen interessant, da Röntgenstrahlungsquanten nicht räumlich miteinander korrelieren.(Dance et al., 2014)

Somit kann man in der Mammographie SNR anders definieren:

$$SNR = \frac{\bar{x}_a}{\sigma}$$

$\bar{x}_a$  Signalmittelwert einer Region

$\sigma$  Standardabweichung des Signals

### 1.2.7 Signaldifferenz-Rausch-Verhältnis SDNR

Um eine qualitative Betrachtung eines Signals eines Features in der Mammographie zu erhalten, muss dieses im Bezug zum Hintergrundsignal und dem Rauschen im Bild betrachtet werden. Dies wird durch das SDNR, das Signaldifferenz-Rausch (noise)-Verhältnis (ratio), beschrieben (Dance et al., 2014). Die Signalmittelwerte  $\bar{x}_{a,b}$  werden proportional zu den im Detektor deponierten Energien angenommen, was aufgrund der Lage der K-Kante von Selen bei 12,7 keV, sinnvoll ist.

$$SDNR = \frac{|\bar{x}_a - \bar{x}_b|}{\sigma} \quad (3)$$

$\bar{x}_a$  Signalmittelwert der ROI (region of interest)  
 $\bar{x}_b$  Signalmittelwert des Hintergrundsignals  
 $\sigma$  Standardabweichung des Hintergrundsignals

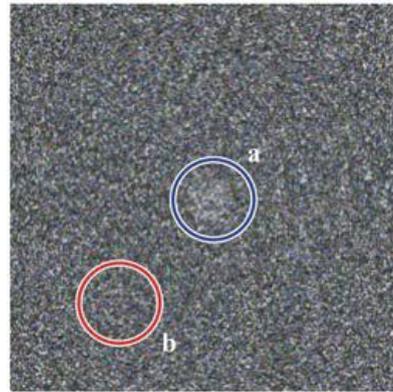
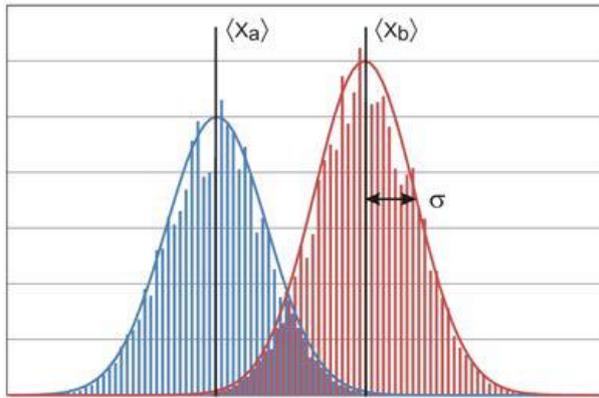


Abbildung 2: Eine gleichförmige Scheibe(a) auf einem gleichförmigen Hintergrund (b) wird mit Poissonrauschen gezeigt. Die SDNR wird als mittlere Signaldifferenz durch Standardabweichung des Hintergrunds ( $\sigma$ ) berechnet aus (Dance et al., 2014).

Falls der Kontrast als Signaldifferenz festgelegt wird, ist es möglich, die SDNR mit dem Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) gleichzusetzen.

### 1.2.8 Figure of Merit

Das ultimative Ziel der Strahlensicherheit in der medizinischen Bildgebung ist es eine Figure of Merit (FOM) zu erhalten, die die maximale Abbildungsqualität bei einem minimalen Schaden für den Patienten beschreibt. Man kann nun zur Detektion eines bekannten Objekts (z.B. Tumor) bei bekanntem Hintergrund die SDNR berechnen. Bei einem gewissen Schwellenwert (z.B.  $SDNR > 5$ ) ist es nun möglich das Tumorgewebe zu detektieren. Da eine solche Untersuchung stochastische Risiken, abhängig von der deponierten Dosis im Brustgewebe birgt, sollte die SDNR mit der Dosis in eine Beziehung gebracht werden. SDNR korreliert stark mit der Belichtung und der Dosis, also sollte eine objektive Abbildungsqualität Metrik sowohl die SDNR als auch die mittlere Dosis enthalten (Ranger et al., 2010).

Eine gute Metrik ist somit das  $SDNR / \sqrt{AGD}$ -Verhältnis, wobei AGD die mittlere Parenchymdosis (AGD, average glandular dose) beschreibt:

$$FOM = \frac{SDNR}{\sqrt{AGD}}$$

Dieser Zusammenhang ist deswegen so gewählt weil, in der durch Poissonrauschen limitierten Bildgebung  $SNR \propto \sqrt{N}$  ist. Daher ist das Verhältnis  $SDNR / \sqrt{AGD}$  invariant gegenüber der Dosis (Williams et al., 2008).

### 1.2.9 CDMAM

Das Kontrastdetailphantom für die Mammographie „CDMAM“ ist ein effektives Phantom für die Qualitätskontrolle. Das ursprüngliche Phantom (CDMAM 3.2) wurde hauptsächlich für die Verwendung mit einer Speicherfolie entwickelt. Um sich an die neue Technologie der digitalen Mammographie anzupassen, wurde das CDMAM 3.4 entwickelt. Dieses ist in der EU obligatorisch für die Qualitätskontrolle (Perry et al., 2008).

Üblicherweise wird für die Auswertung der CDMAM Bilder eine automatisierte Software mit dem Namen CDCOM verwendet (Floor-Westerdijk et al., 2014).

Das CDMAM 3.4-Phantom besteht aus einer Aluminiumbasis mit Goldscheiben verschiedener Dicken und Durchmesser. Die Goldscheiben sind in einer 16x16 Matrix angeordnet. In einer Reihe ist der Durchmesser der Scheibe konstant und die Dicke steigt logarithmisch an. Im Gegensatz dazu ist in einer Zeile die Dicke der Scheiben konstant und der Durchmesser steigt logarithmisch an. Die Dicke reicht von 0,03µm bis 2µm und der Durchmesser von 0,06mm bis 2mm.

Die Aluminiumbasis (0,5mm dickes Al) ist an der PMMA Abdeckung angebracht(3mm).

Unter normalen mammographischen Strahlenqualitäten hat das Aluminium plus das PMMA eine PMMA Äquivalenzdicke von 10mm (Artinis, 2017).

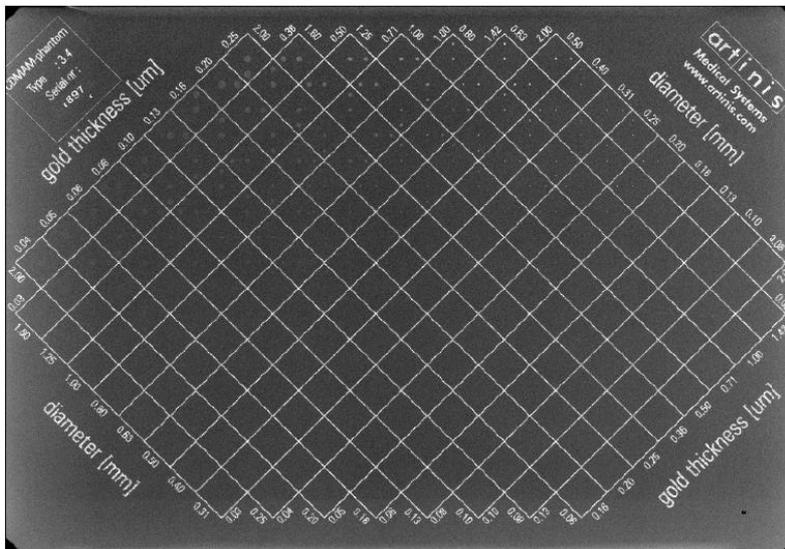


Abbildung 3: CDMAM Version 3.4 (Strudley and Young, 2014)

### 1.2.10 Aluminium als Kontrastersatz für Mikrokalzifikationen

Die früheste Phase eines Mammakarzinoms zeigt sich nicht unbedingt als Tumor, vielmehr sind Mikrokalzifikationen (MCs) in der Brust die einzigen Zeichen für die Erkrankung. (Hermann et al., 1988)

Da diese aber nicht künstlich hergestellt werden können, muss für das Mammographiephantom ein Ersatzmaterial verwendet werden.

Fast immer wird Aluminium (Al) als Ersatzmaterial für Kalzifikation bei Phantommessungen in der Mammographie verwendet, (Strudley and Young, 2014) da es ähnliche Eigenschaften der Röntgenabschwächung wie Kalzium Oxalat ( $\text{CaC}_2\text{O}_4$ ), der Hauptbestandteil von Mikrokalzifikationen, hat.

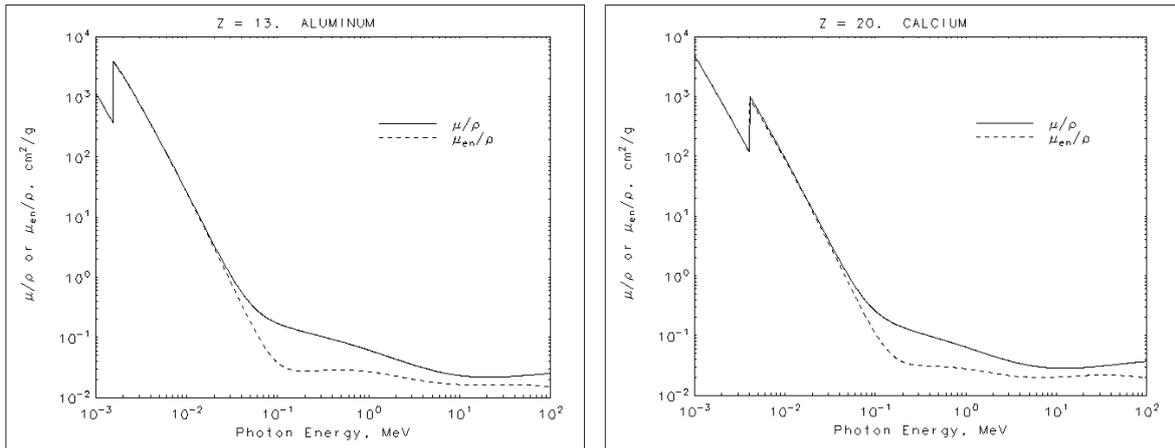


Abbildung 4: Massenabschwächungskoeffizient Kalzium (Hubbell and Seltzer, 2017)

Abbildung 5: Massenabschwächungskoeffizient Aluminium (Hubbell and Seltzer, 2017)

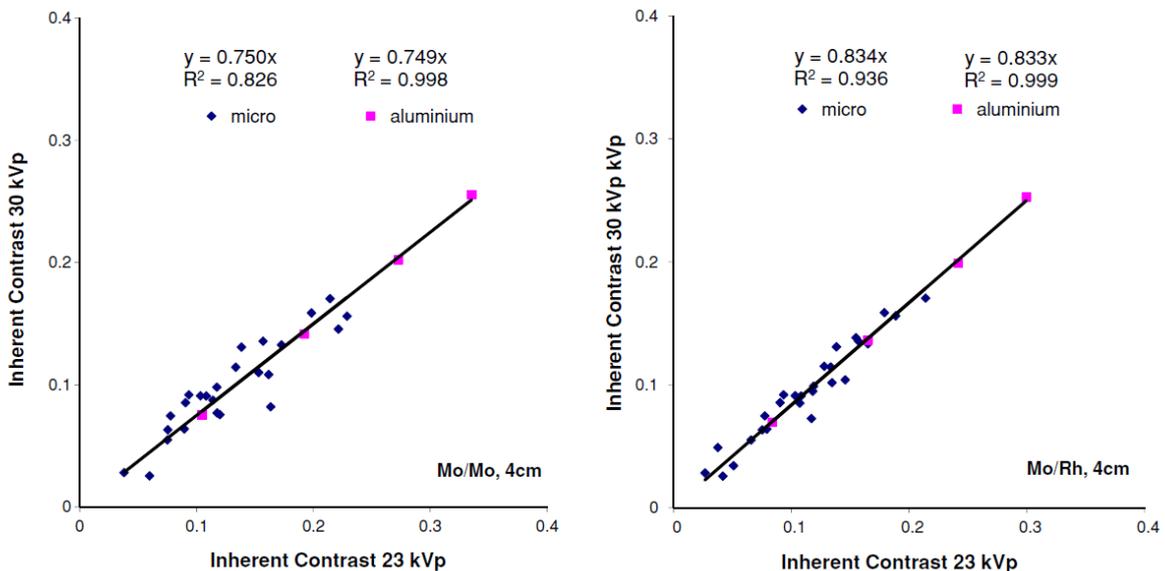


Abbildung 6: Kontrast von Al und MCs berechnet mit Bildern bei 23kV und 30kV bei einer PMMA Dicke von 4cm; links Mo/Mo, rechts Mo/Rh. (Zanca et al., 2010)

In einem Paper aus dem Jahr 2010 (Zanca et al., 2010) wurde, wie in Abbildung 6 gezeigt, der Vergleich zwischen dem Kontrast von Mikrokalzifikationen und Aluminium bei verschiedenen Dicken und Spektren durchgeführt. Die Conclusio dieses Papers war nach Analyse der Kontrastdaten, dass Aluminium zuverlässig als Ersatzmaterial für Mikrokalzifikationen verwendet werden kann.

## 1.3 Gewebemodelle

### 1.3.1 Die Mamma

Die weibliche Brust (lat.: Mamma) steht bei der Frau funktionell in einer Beziehung zu den Geschlechtsorganen. Sie baut sich aus Drüsen-, Fett und Bindegewebe auf. Die Brustdrüse setzt sich aus 10 – 20 Einzeldrüsen (Lobi) zusammen. Zwischen den Lobi befindet sich bindegewebiges Stroma mit Fettgewebe. (Faller, 2004)

Als Milchdrüse setzt sich die weibliche Brust aus verschiedenen Schichten von Gewebe zusammen. Der Hauptteil des Gewebes besteht aber aus Fett-und Drüsengewebe.(Drake et al., 2005)

### 1.3.2 Mikrokalzifikationen

Mikrokalzifikationen (Abbildung 7: Mammogramm, gebündelte Mikrokalzifikationen gezeigt durch den PfeilAbbildung 7) können in einem frühen Stadium das einzig vorliegende Zeichen für Brustkrebs sein. Die Mammographie wird weltweit verwendet, um diese zu erkennen. Es ist sehr wichtig diese früh zu erkennen, um festzustellen, ob es sich um gut- oder bösartige Kalzifikationen handelt.

Um Mikrokalzifikationen effizient zu erkennen muss eine Mammographie drei wichtige Eigenschaften besitzen:

- Spezielle Mammographie Gitter / Lamellen
- kleine fokale Spotgröße
- hohe Detektorauflösung

(Nalawade, 2009)

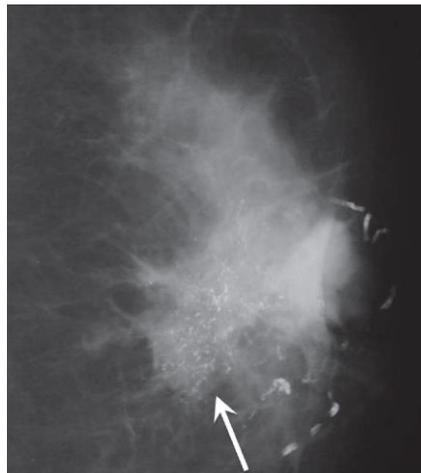


Abbildung 7: Mammogramm, gebündelte Mikrokalzifikationen gezeigt durch den Pfeil aus (Nalawade, 2009).

### 1.3.3 Standarbrustmodell

Wie in der Beschreibung der Mamma gezeigt, besteht diese hauptsächlich aus Drüsen- und Fettgewebe. Von Charles Dance (Dance, 1990) wurde ein Brustmodell entwickelt. Dieses „Standardbrustmodell“ wird in der europäischen Qualitätskontrolle häufig verwendet und es beschreibt die Brust als in cranio, caudal komprimierten semi circularen Zylinder mit einem Radius von 8cm. Dieser Zylinder hat Dicken zwischen 2-11 cm und eine zentrale Region, die einen Mix aus glandularem und adipösem Gewebe enthält. Rund um diese Mischung existiert eine 5mm dicke Schicht mit reinem Fettgewebe

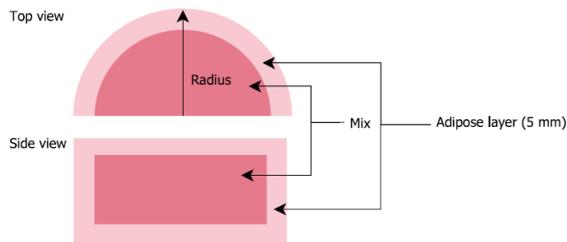


Abbildung 8: Standardbrustmodell (Bouwman et al., 2013)

Der glanduläre Anteil der zentralen Mischung reicht von 3 – 100% und ist abhängig von der Dicke der komprimierten Brust (Abbildung 9). Dieser Anteil soll Frauen im Alter von 50 – 64 Jahren, die ein nationales Untersuchungsprogramm in Großbritannien besucht haben, repräsentieren. (Dance et al., 2000a). Um eine stetige Kurve für die Glandularität zu erhalten, wurde eine polynomialer Fit dritter Ordnung auf die Messdaten angewandt (4).

$$glandularity(\%) = at^3 + bt^2 + ct + d \quad (4)$$

Tabelle 1: Koeffizienten des polynomialen fits für Glandularität als eine Funktion der Brustdicke (Gleichung (3))

Koeffizient	Age 50 - 64
a	-0,0001118
b	0,03932
c	-4,544
d	176

Aus dieser Gleichung resultiert nun die Kurve, die in Abbildung 9 zu sehen ist. In Tabelle 2 ist diese noch tabellarisch für Brustdicken in ganzen Zentimetern gegeben.

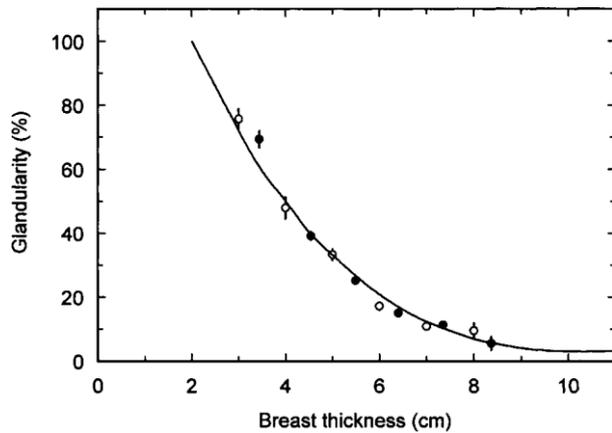


Abbildung 9: Abschätzung der durchschnittlichen Brustzusammensetzung für verschiedene komprimierte Brustdicken in Guildford (offene Kreise) und in der Nordregion (gefüllte Kreise) für Frauen im Alter von 50 - 64 Jahren aus (Dance et al., 2000a).

Tabelle 2: Glandularität zu komprimierter Brustdicke (Dance et al., 2000a).

Komprimierte Brustdicke [cm]	Glandularität Alter 50-64 [%]
2	100
3	72
4	50
5	33
6	21
7	12
8	7
9	4
10	3
11	3

Die Zusammensetzung des glandularen und adipösen Gewebes wurde in dieser Arbeit nach ICRU Report 44 (ICRU, 1989) festgelegt.

Tabelle 3: elementare Zusammensetzung Drüsen- und Fettgewebe (ICRU, 1989).

	H	C	N	O	sonstige	$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]
Adipose	11,4	59,8	0,7	27,8	0,1 Na; 0,1 S; 0,1 Cl	0,95
Glandular	10,6	33,2	3	52,7	0,1 Na; 0,1 P; 0,2 S; 0,1 Cl	0,102

## 1.4 Mammographie

### 1.4.1 Grundlagen

Brustkrebs ist eine der häufigsten Todesursachen für Frauen. Die internationale Behörde für Krebsforschung schätzt, dass im Jahr 2008 über 1,38 Millionen Frauen mit Brustkrebs diagnostiziert wurden und 458 000 Frauen daran starben. Es wurde bewiesen, dass die Sterberate stark reduziert werden kann, wenn die Erkrankung früh erkannt wird (Dance et al., 2014).

Die Mammographie ist für viele Frauen die effektivste Art, die Anfangsphase von Brustkrebs zu entdecken. Sie wird sowohl zur Untersuchung von symptomatischen Patienten, als auch zur Früherkennung für Frauen in bestimmten Altersgruppen verwendet. Brustkrebs kann im Mammogramm auf der Basis von vier verschiedenen Arten von Anzeichen detektiert werden (Dance et al., 2014):

- charakteristische Morphologie einer Tumormasse
- spezielle Arten von mineralischen Ablagerungen, die Mikrokalzifikationen genannt werden
- Verformung der normalen Gewebestruktur durch die Erkrankung
- Asymmetrie zwischen den korrespondierenden Regionen in der linken und rechten Brust

### 1.4.2 Aufbau

Das Mammographiegerät besteht aus einer Röntgenröhre und einem Bildempfänger auf der gegenüberliegenden Seite. Um die Brust aus verschiedenen Winkeln abbilden zu können, kann der Aufbau rotiert werden (Abbildung 10). Die Strahlung, die die Röntgenröhre verlässt, geht durch einen Filter, einen Kollimator und eine Plastikplatte, die die Brust auf dem Bildempfänger komprimiert. Der Bildempfänger selbst besteht aus einem Streustrahlenraster und einem Detektor, in dem die Photonen den Großteil ihrer Energie lokal abgeben.

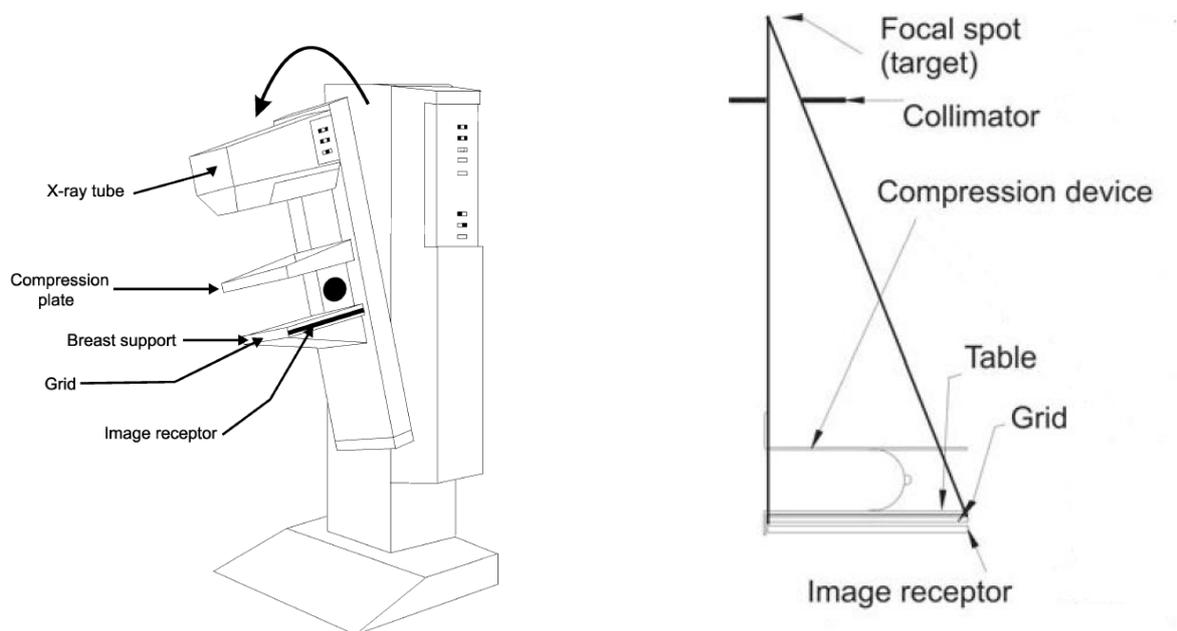


Abbildung 10: Schematischer Aufbau eines Mammographiegerätes aus (Dance et al., 2014).

### 1.4.3 Röntgenröhren, Spektren, Filter

Die meisten Mammographie-Röntgenröhren verwenden ein Austrittsfenster aus Beryllium. Um ein optimales Spektrum zu erhalten, muss ein Kompromiss zwischen der Dosis im Brustgewebe zur Abbildungsqualität gefunden werden. Die Form des Spektrums kann durch Röhrenspannung, Anodenmaterial, Filtermaterial und Dicke des Filtermaterials verändert werden. Die Qualität des Bildes wird in der digitalen Mammographie durch das SDNR (Signal-Differenz-Rausch-Verhältnis) begrenzt (Dance et al., 2014).

Übliche Anodenmaterialien in der digitalen Mammographie sind Molybdän(Mo), Wolfram(W) und Rhodium(Rh). Als Filter werden Molybdän(Mo), Rhodium(Rh) und Silber(Ag) verwendet. Typische Kombinationen der Anoden und Filter sind Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh und W/Ag.

Abhängig von der Dicke der abzubildenden komprimierten Brust wird bei dickeren Brüsten eine höhere Röhrenspannung und ein härteres Spektrum (z.B. W/Rh 29kVp bei 7cm), bei dünneren Brüsten, ein weiches Spektrum und niedrigere Röhrenspannung verwendet (z.B. Mo/Mo 26 kVp bei 3cm).

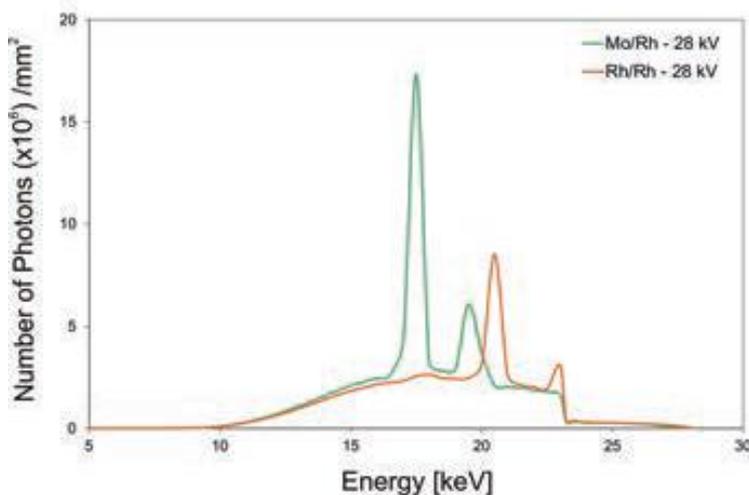


Abbildung 11: Spektrumvergleich Mo/Rh (blau) Rh/Rh (rot) bei 28kVp aus (Dance et al., 2014).

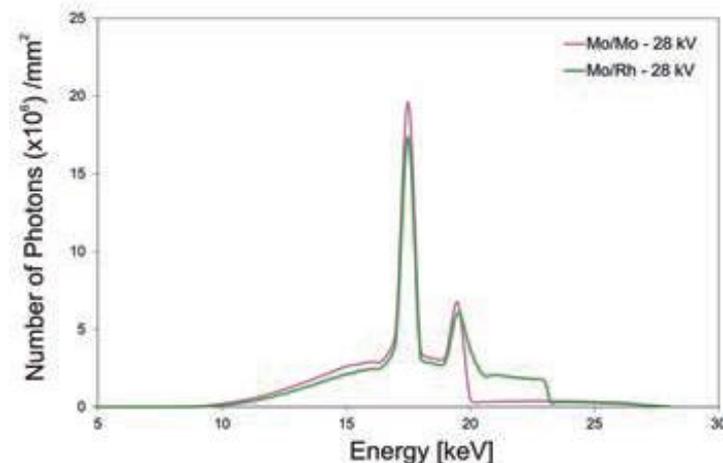


Abbildung 12: Spektrumvergleich Mo/Mo (rot) Mo/Rh (blau) bei 28kVp aus (Dance et al., 2014).

### 1.4.4 Streustrahlenraster

Ohne Streustrahlenraster wäre zwischen 37-50% der Gesamtstrahlung, die auf den Detektor trifft, Streustrahlung.

Abhängig von der Brustdicke kann die Streu-zu-Primär-Rate (scatter to primary ratio) zwischen 0,3 bis 1,2 betragen. Gestreute Strahlung verursacht Kontrastreduzierung und Rauschen im Bild.

Um diese Effekte zu reduzieren, werden in der Mammographie lineare Gitter verwendet, die ein Schachtverhältnis zwischen 3,5:1 bis 5:1 besitzen. (Dance et al., 2014)

Das Gitter selbst besteht meist aus Bleilamellen und einem PMMA-Schachtmedium. Das Schachtverhältnis wird wie folgt definiert:

$$r = \frac{h}{D}$$

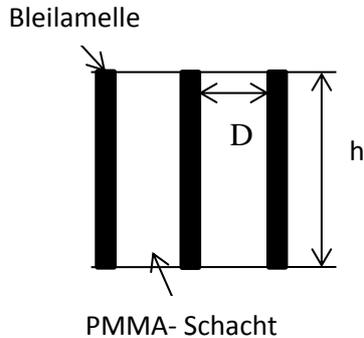


Abbildung 13: Skizze zur Definition des Schachtverhältnisses

Die Verwendung eines Rasters in der Mammographie führt zu einer wesentlichen Verbesserung des Kontrastes (Abbildung 14).

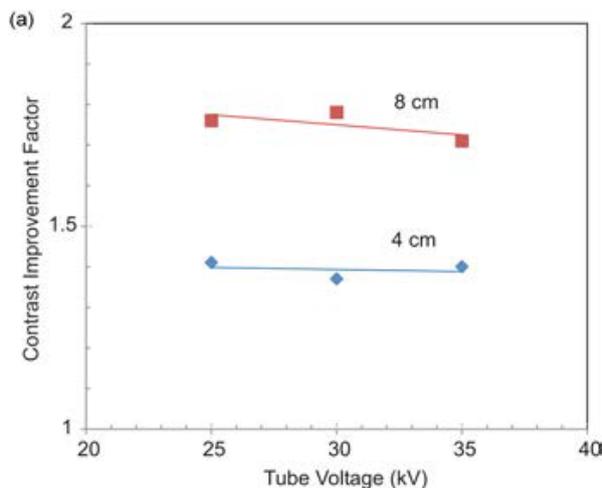


Abbildung 14: Kontrastverbesserungsfaktor bei 4 und 8cm Brustäquivalenten Phantomen bei verschiedenen Röhrenspannungen durch Verwendung eines Rasters aus (Dance et al., 2014).

### 1.4.5 Detektortechnik

Ein Detektor in der Mammographie muss die Information von Röntgenquanten, die durch das Brustgewebe gehen, messen können. Dieser muss, ohne Informationen zu verlieren, effizient und genau das Spektrum der Intensitäten verschiedener Brustregionen aufzeichnen können und eine ausreichende räumliche Auflösung besitzen (Yaffe and Mainprize, 2004).

Die Geometrie des Detektors soll es ermöglichen, diesen so nahe wie möglich an die Brustwand des Patienten zu positionieren, um so wenig wie möglich Informationen zu verlieren. Zusätzlich sollte dieser groß genug sein, um die gesamte Brust in einer einzigen Aufnahme zu erfassen.

Ein wichtiger Parameter für den Detektor ist die Quantenausbeute  $\eta$ . Diese ist der Anteil, der auf den Detektor treffenden Röntgenquanten, die mit diesem interagieren und ein Signal auslösen. Die Quantenausbeute ist energieabhängig und durch diese Formel gegeben:

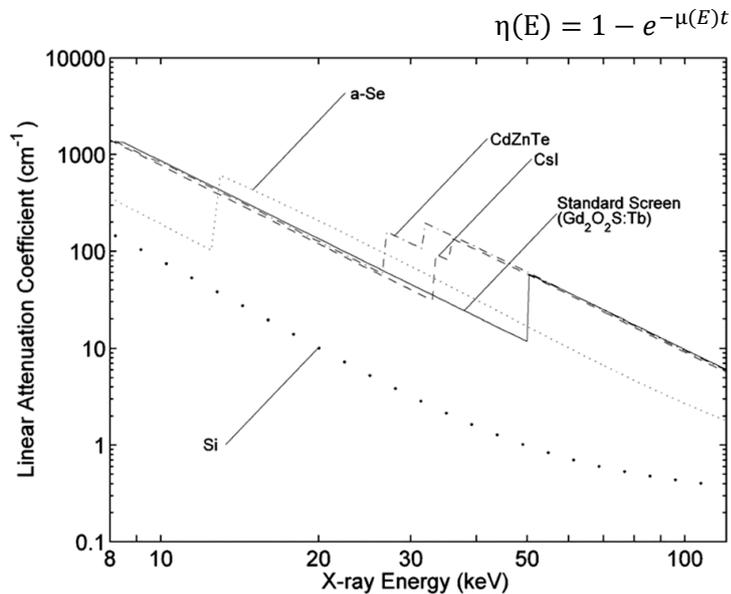


Abbildung 15: Quantenausbeute für verschiedene Detektormaterialien aus (Yaffe and Mainprize, 2004).

$\mu(E)$  ist der lineare Abschwächungskoeffizient des Detektormaterials und  $t$  die Dicke des Detektors. Die Quantenausbeute steigt bei steigender Dicke und höherem Abschwächungskoeffizienten. Der Wert  $\mu(E)$  ist von der Dichte und der Ordnungszahl des Detektormaterials abhängig. Normalerweise sinkt die Quantenausbeute bei höherer Energie, außer die Röntgenenergie überschreitet die Energie einer K-Kante des Detektormaterials, was zu einer dramatischen Erhöhung der Ausbeute des Detektors führt. Diesen Effekt kann man in Abbildung 15 bei CsI bei 33 keV sehr schön sehen.

Typische Detektoren im Röntgen sind indirekter Flat Panel (Abbildung 16) und Selen Flat Panel (Abbildung 17).

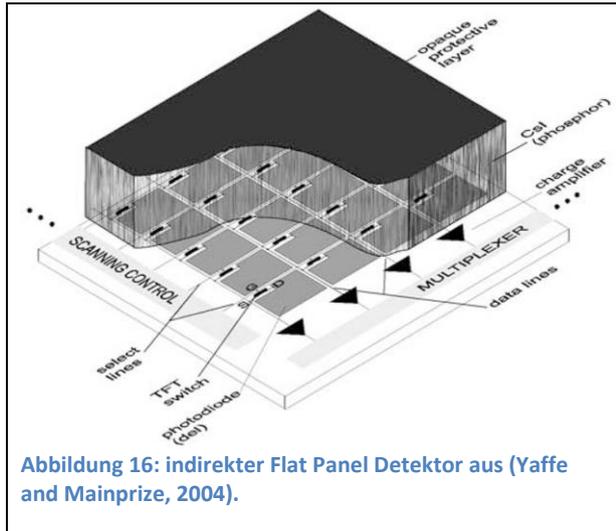


Abbildung 16: indirekter Flat Panel Detektor aus (Yaffe and Mainprize, 2004).



Abbildung 17: Amorphes Selen Flat Panel Detektor aus (Yaffe and Mainprize, 2004).

Material	Z	$E_K$ (keV)
CdZnTe	48/30/52	26.7/9.7/31.8
Crystalline Si	14	1.8
Amorphous selenium	34	12.7
CsI(Tl)	55/53	36.0/33.2
Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S:Tb	64	50.2
BaFBr (as photostim. phosphor)	56/35	37.4/13.5

Abbildung 18: Ordnungszahlen und Energien der K-Kanten für die wichtigsten Detektoren in der Mammographie aus (Yaffe and Mainprize, 2004).

## 2 Materialien und Methoden

### 2.1 Monte Carlo Simulation

#### 2.1.1 Einführung

Die Monte Carlo Simulation ist eine Technik, die oft für die Wahrscheinlichkeitsanalyse von ingenieurtechnischen Problemen verwendet wird. Sie ist eine numerische Methode, die verwendet wird, um die Statistik einer Output-Variablen eines Modells bei einer gegebenen Statistik einer Input-Variablen zu erhalten. In jedem Experiment werden die Werte der Zufallsvariablen für den Input abhängig von ihrer Verteilung ausgewählt und die Output-Variablen mit dem Computermodell berechnet.

Mehrere Experimente dieser Art werden ausgeführt und deren Ergebnisse liefern die Statistik der Output-Variablen.

Hauptaufgabe einer Monte Carlo Simulation sind entweder Validierung einer analytischen Methode oder Lösung eines großen komplexen Systems, das wenig analytische Näherungen erlaubt (Cruse, 1997).

#### 2.1.2 Generierung von Zufallsvariablen

Die Zufallsvariablen, die für mehrere wiederholte Experimente verwendet werden sollen, sollten basierend auf einer Zufallsverteilung ausgewählt werden. Die Werte (Zahlen) sollten willkürlich gewählt erscheinen.

Jeder Computer hat seinen eigenen Zufallsvariablen-Generator. Um eine Zufallsvariable zu erhalten, beginnt man mit einem Startwert ( $x_0$ ). Der Computer berechnet dabei mit einer rekursiven Formel die folgenden Werte für  $x$ .

Hierzu wird oft diese Formel verwendet:

$$x_{i+1} = (ax_i) \text{ modulo } m \quad (5)$$

$a$  und  $m$  sind nicht negative Integer.

Diese Formel bedeutet, dass  $ax_i$  durch  $m$  dividiert und der Rest als  $x_{i+1}$  angenommen wird.

Die Zufallsvariable zwischen 0 bis 1 wird mit dieser Formel berechnet:

$$u_i = u_{i+1} + \frac{x_{i+1}}{m} \quad (6)$$

Meist ist  $m = 2^{31}-1$  und  $a = 2^7+1$ .

Als Lösung bekommt man hier aber Zufallsvariablen, die eigentlich deterministisch berechnet werden.

Diese sind aber ausreichend für die Simulation und werden Pseudo-Zufallsvariablen genannt.

## 2.2 EGSnrc

### 2.2.1 Einführung

EGSnrc (electron gamma shower of the national research council canada) wird verwendet, um eine Vielfalt von Fragen über die Ausbreitung von Strahlung in Materialien zu beantworten. EGSnrc ist eine Mehrzweck-Software-Toolkit, das Monte Carlo Simulationen für gekoppelten Elektronen-Photonen-Transport aufbaut und unter der GNU Affero General Public Licence (AGPL, 2007) frei vertrieben wird. Die Energien dieser Simulationen können von 1keV bis 1GeV reichen.

Es ist besonders gut für medizinische Physik geeignet, wie zum Beispiel für die Forschung und Entwicklung von Geräten in der Strahlendetektion, um die Anatomie eines Patienten mit Röntgenstrahlung abzubilden oder um eine Strahlendosis auf einen Tumor abzugeben und dabei gesundes Gewebe zu schonen. (Kawrakow et al., 2015)

Das EGSnrc Code System berücksichtigt folgende physikalische Prozesse:

- Bremsstrahlung
- Positronen annihilation
- Coulombstreuung
- Paarbildung
- Comptonstreuung
- Rayleighstreuung
- Photoelektrischer Effekt
- Kontinuierlicher Energieverlust geladener Teilchen zwischen diskreten Interaktionen

### 2.2.2 Tutor7pp

Tutor7pp ist eine C++ Anwendung im EGSnrc Software-Toolkit. Sie kann in vorher definierten Regionen, das Photonenspektrum, die deponierte Energie und die deponierte Dosis berechnen und ausgeben. Im Gegensatz zu früheren Anwendung dieser Routine kann die Simulation in jeder Geometrie und mit jeder Partikelquelle, die man mit dem egsp Paket angeben kann, durchgeführt werden. Der Code selbst basiert auf den typischen Grundroutinen von EGSnrc, die in Fortran geschrieben wurden. Dieses C++ Programm erfordert eine bestimmte Input-Datei mit der Endung „.egsinp“, die alle Simulationsparameter festlegt. (Kawrakow et al., 2017)

### 2.2.3 PEGS4

Die PEGS4 Dateien sind umfangreiche Datenblöcke, die sowohl Photonen und Elektronen-Abschwächungsdaten für Elemente als auch für Mischungen von Elementen enthalten. EGSnrc selbst hat PEGS Dateien mit dem Namen 521ICRU.dat und 700ICRU.dat vorbereitet, die die meisten Elemente und viele Mischungen enthalten. Die Daten, die in diesen Dateien verwendet werden, basieren auf dem ICRU Report 37 (ICRU, 1984).

### 2.2.4 Eingabedatei Tutor7pp

Die .egsinp Datei besteht aus fünf Eingabebereichen, die jede Datei dieser Art besitzen muss, um mit dem tutor7pp Programm kompatibel zu sein. Im Weiteren werden all diese Bereiche anhand einer simplen Input-Datei durchbesprochen. Alle Eingaben bauen auf der egsp C++ Klassenbibliothek auf, die frei unter Github zugänglich ist (Kawrakow et al., 2017).

### 2.2.4.1 Geometrieerstellung

<pre>:start geometry definition: :start geometry: library =egs_box box size = 2 2 0.02 name=Detektor :start media input: media = Se :stop media input: :stop geometry: simulation geometry = Detektor :stop geometry definition:</pre>	<pre>:start geometry: library = egs_box name = breast box size = 5 5 4 :start media input: media = breast5 :stop media input: :start transformation: translation=0 0 2.56 :stop transformation: :stop geometry:</pre>
--	---

Im Geometrieteil können beliebig viele Objekte definiert werden. Um eine Simulation in allen diesen Objekten zu gewährleisten, können diese miteinander verbunden werden. Die Simulationsgeometrie „simulation geometry“ muss dann als Variable den Namen des Objektes besitzen, das alle Unterobjekte in sich enthält. Als Beispiele sind ein Selendetektor und ein zentrales Brustmedium gegeben.

### 2.2.4.2 Quellenerstellung

<pre>:start source definition: :start source: library = egs_point_source name = my_source charge = 0 :start spectrum: type = tabulated spectrum spectrum file = C:\Spektren\MoMo27kVp.spectrum :stop spectrum: :stop source: simulation source = my_source :stop source definition:</pre>
---

Bei der Erstellung der Quelle muss zuerst deren Form bestimmt werden. Im Weiteren kann man hier mit dem Parameter „charge“ bestimmen, ob die Quelle eine Elektronenquelle (charge=-1) oder eine Photonenquelle (charge=0) ist. In den Spektrums Optionen kann man entweder ein monoenergetisches oder eine vorher definiertes Spektrum angeben.

Wichtig ist wiederum der Punkt „simulation source“, da dieser bestimmt, welches die Quelle ist, mit der die Berechnung durchgeführt wird.

### 2.2.4.3 Transportparameter

```
:start MC transport parameter:  
Global ECUT = 0.001  
Global PCUT = 0.001  
Brems cross sections = NRC  
Bound compton scattering = ON  
Electron Impact Ionization = ON  
Rayleigh Scattering = ON  
:stop MC transport parameter:
```

Die Parameter „Global ECUT“ und „Global PCUT“ sind jeweils in MeV gegeben und geben an, ab welcher unteren Energie Elektronen (ECUT) und Photonen (PCUT) als vollständig im Medium absorbiert angenommen werden und aus der Simulation genommen werden.

Im Anhang 5.2 findet sich eine Liste der Transportparameter und deren Erklärung.

Die Parameter die bei dieser Simulation absichtlich nicht als „default“ angenommen wurden sind hier kurz erklärt:

- „Brems cross sections“ NRC wurde gewählt, da der „default“-Wert Korrekturen über 50 MeV beinhaltet.
- „Bound compton scattering“ bei niedrigen Energie als „ON“ empfohlen
- „Electron Impact Ionization“ sollte bei Röntgenberechnung im kV Bereich „ON“ sein
- „Rayleigh Scattering“ sollte bei niedrigen Energien „ON“ sein

### 2.2.4.4 Laufkontrolle

```
:start run control:  
ncase = 100000000  
statistical accuracy sought = 0.01 # this input is optional  
max cpu hours allowed = 15 # this input is optional  
:stop run control:
```

In der Laufkontrolle kann festgelegt werden, wie viele Partikel im Programm simuliert werden sollen. Im Weiteren gibt es die Option, die Simulation entweder nach einer bestimmten Zeit oder nach Erreichen einer bestimmten Genauigkeit stoppen zu lassen.

### 2.2.4.5 Ausgabeoptionen

```
:start ausgab object definition:  
:start ausgab object:  
library= egs_dose_scoring  
name= Dosegrid  
medium dose = yes  
region dose = no  
:stop ausgab object:  
:stop ausgab object definition:
```

Die Ausgabeoptionen legen fest, welche Werte durch das Programm am Ende ausgegeben werden. In diesem Beispiel wird die deponierte Energie (MeV) und die deponiert Dosis (Gy) in jedem Material, das vorher in der Geometrie bestimmt wurde, wiedergegeben.

## 2.2.5 EGS\_GUI

Im EGS\_GUI sind mehrere Möglichkeiten von EGSnrc auf eine übersichtliche Oberfläche zusammengepackt. Man kann hier eigene Programme, die man für EGS geschrieben hat, kompilieren und diese direkt ausführen. Im Weiteren kann man hier in einem einfachen Display die PEGS-Dateien verändern oder ergänzen. Die Eingabeparameter für das Programm sind die PEGS-Datei (PEGS4), die Input-Datei (Eingabedatei Tutor7pp) und die Auswahl des „User Codes“, im Fall dieser Arbeit „tutor7pp“.

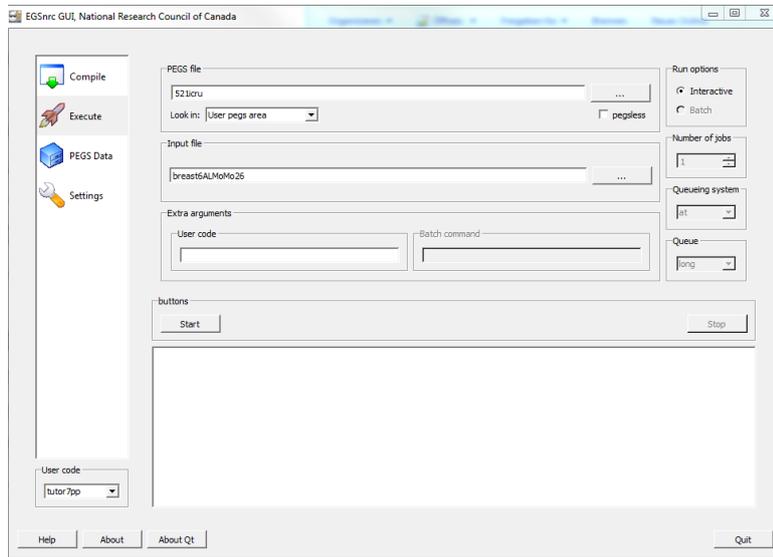


Abbildung 19: EGS\_GUI Graphische Oberfläche zur Ausführung einer Simulation

Ein Output einer komplexeren Geometrie, die in dieser Arbeit berechnet wurde, ist in Tabelle 4 gegeben.

Tabelle 4: Deponierte Energie und Dosis in verschiedenen Medien

medium	Edep/[MeV]	D/[Gy]
PB521ICRU	1.3500e-007 +/-0.206 %	2.3544e-020 +/- 0.206 %
PMMA521ICRU	2.7778e-008 +/-0.441 %	4.6744e-020 +/- 0.441 %
Se	1.5802e-007 +/- 0.190 %	5.6256e-018 +/- 0.190 %
Al521ICRU	2.6411e-005 +/- 0.012 %	1.5659e-015 +/- 0.012 %
breasttissueadipose	1.7205e-005 +/- 0.016 %	1.4506e-015 +/- 0.016 %
breast6	3.9494e-005 +/- 0.009 %	6.5584e-015 +/- 0.009 %
AIR521ICRU	8.3564e-006 +/- 0.022 %	1.1111e-012 +/- 0.022 %

## 2.3 Allgemeiner Versuchsaufbau

### 2.3.1 Geometrie

Die Geometrie, die in dieser Arbeit verwendet wurde, wurde mit der „egspp“-Klassenbibliothek aufgebaut. Der typische Abstand zwischen Strahlenquelle und Detektor beträgt 60cm (Dance, 1990) und wurde hier als z-Koordinate der Quelle festgelegt, wie man in Abbildung 20 sehen kann. Die Mitte des Detektors liegt direkt im Ursprung und das Streustrahlenraster wird darauf positioniert.

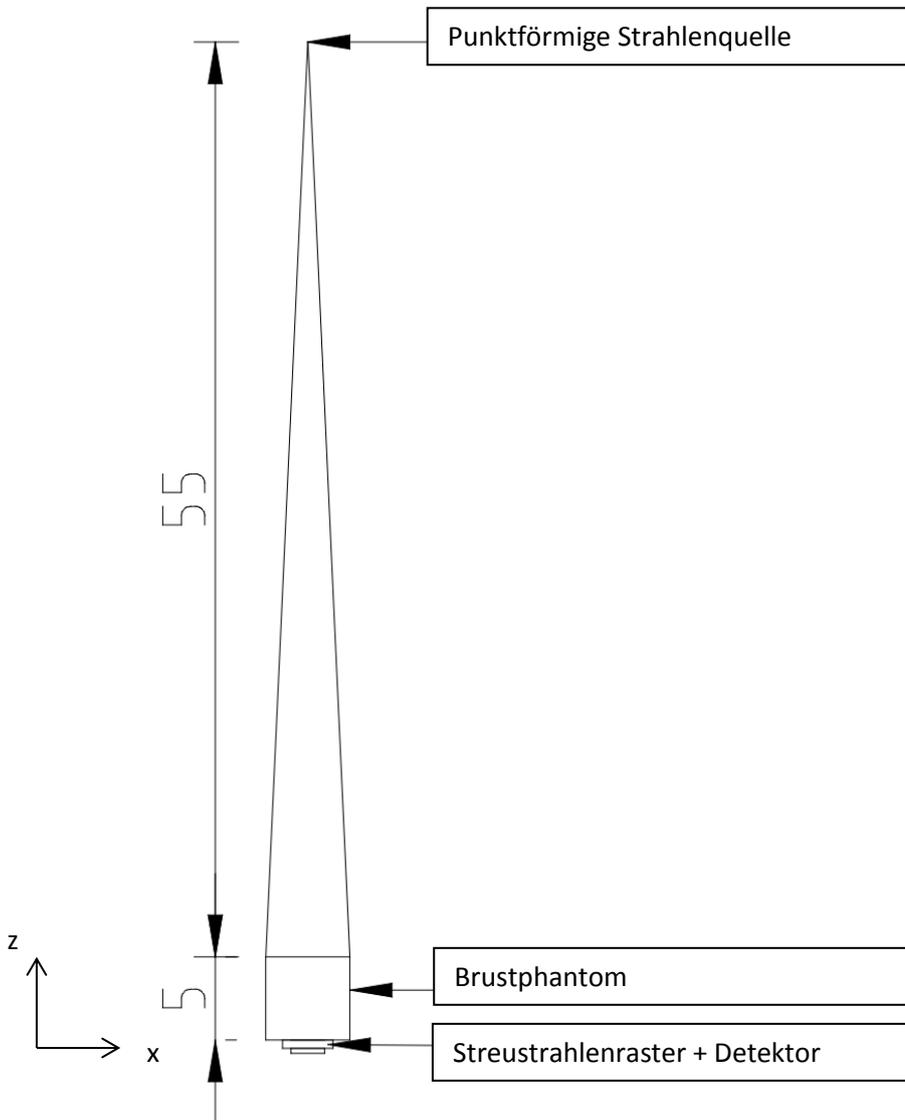


Abbildung 20: Simulationsaufbau mit Einheiten in Zentimeter (Streustrahlenraster und Detektor nicht maßstabsgetreu)

Der Aufriss des Phantommaterials, des Streustrahlenrasters und des Detektors wird in Abbildung 21 gezeigt. Das Brustgewebe ist nach dem Standardbrustmodell nach (Dance, 1990) aufgebaut. Die Grundflächen der verschiedenen quadratischen Elemente, die um den Ursprung zentriert sind, sind wie folgt:

- Kontrastelement 5x5 cm
- Brust 5x5 cm
- Streustrahlenraster 3x3 cm
- Detektor 2x2 cm

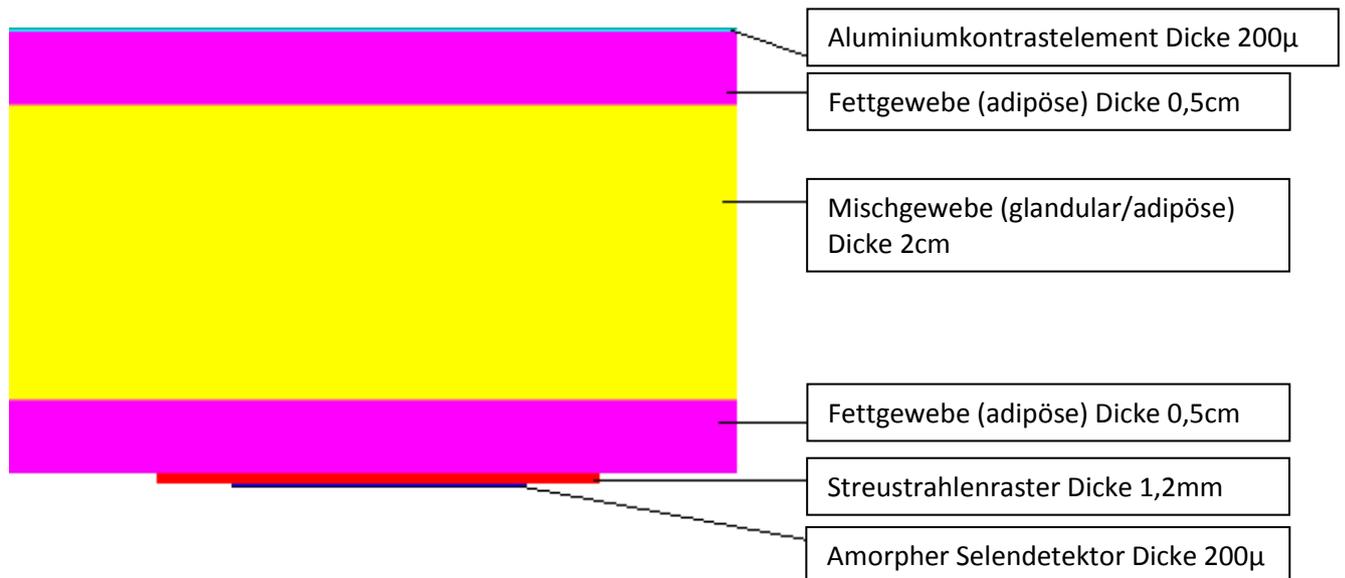


Abbildung 21: Schematischer Aufriss einer 3cm dicken Brust nach dem Standardbrustmodell von (Dance, 1990) mit Aluminiumkontrast, Streustrahlenraster und Selendetektor

### 2.3.2 Strahlenquelle

Die Strahlenquelle, die in dieser Simulation verwendet wurde, ist punktförmig in ihrem Ursprung und genau auf die quadratische oberste Schicht des Phantoms kollimiert. Die Spektren wurden einem Excel Dokument entnommen, das auf dem Spektralmodell von Boone und Seibert (Boone and Seibert, 1997) aufgebaut ist. In Abbildung 22 kann man ein verwendetes Spektrum sehen. Dieses Wolframspektrum weist eine Röhrensprung von 32kVp auf und wurde mit einer 50 $\mu$  Silberschicht und einem typischen 500 $\mu$  Berylliumfenster filtriert. Das Spektrum für die EGSnrc Simulation muss eine bestimmte Form besitzen. Die Form dieser WAg32kvp.spektrum-Datei kann in Anhang 5.1 nachgelesen werden.

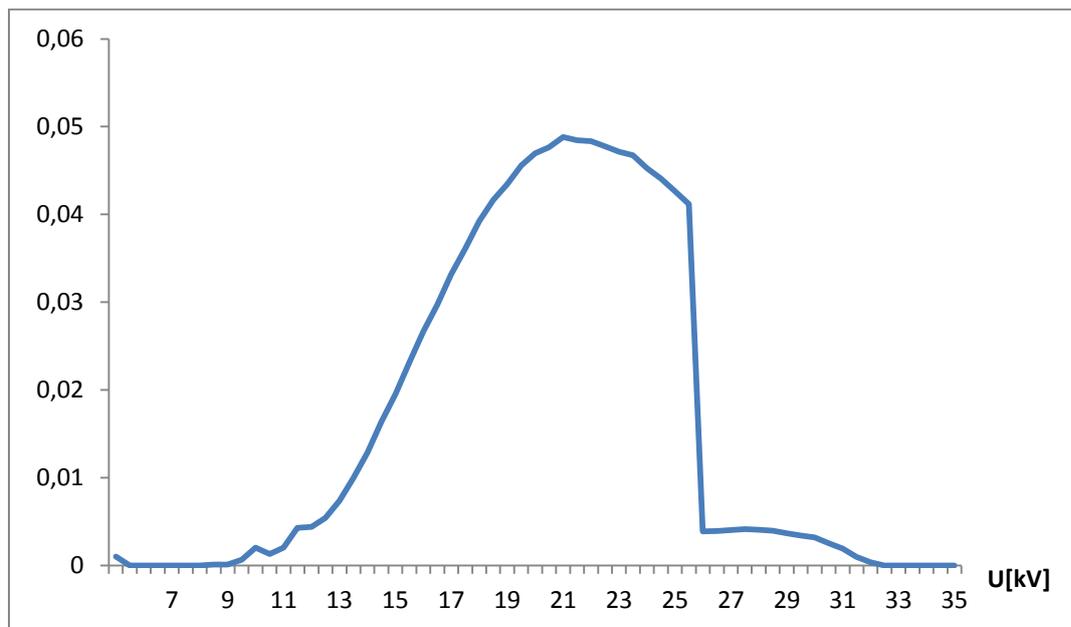


Abbildung 22: WAg Spektrum 32kVp

### 2.3.3 Streustrahlenraster und Detektor

Der Detektor besteht aus einer 2x2cm großen Platte amorphen Selens und weist eine Dicke von 200 $\mu$ m auf. Direkt über dem Detektor ist ein 3x3cm großes Streustrahlengitter aufgelegt, das direkt an die unterste Schicht des Mammaphantoms angrenzt.

Das Streustrahlenraster hat eine Dicke von 1,2mm und besteht aus 18 $\mu$  dicken Bleilamellen und 300 $\mu$  dicken PMMA-Schichten zwischen den Lamellen. Das Schichtverhältnis beträgt daher 4:1; siehe Kapitel 1.4.4 zur Definition des Schichtverhältnisses.

## 2.4 Versuchsaufbau SDNR/ $\sqrt{\text{AGD}}$ -Berechnung

Der grundlegende Versuchsaufbau erfolgt wie in Kapitel 2.3 beschrieben.

Für die Berechnung der FOM als SDNR/ $\sqrt{\text{AGD}}$  wurden komprimierte ganzzahlige Brustdicken zwischen 3-9cm verwendet. Diese wurden nach dem Standardbrustmodell von Dance (1.3.3) aufgebaut. Die Glandularität der zentralen Schicht wurde entsprechend Tabelle 2 und die elementare Zusammensetzung entsprechend Tabelle 3 gewählt.

Um eine große Anzahl an Datenpunkten bei jeder Brustdicke zu erhalten, wurden fünf verschiedene Anoden/Filter-Kombinationen bei bis zu fünf verschiedenen Röhrensparnungen verwendet. Die Anodenmaterialien und Anodenfilter wurden wie in Tabelle 5 gewählt.

Tabelle 5: Anoden/Filter-Kombinationen

Anode	Filter
Molybdän	0,03mm Molybdän
Molybdän	0,025mm Rhodium
Rhodium	0,025mm Rhodium
Wolfram	0,05mm Silber
Wolfram	0,05mm Rhodium

Die Röhrensparnungen variierten zwischen 23-35kVp in 3kV-Schritten. Bei höheren Brustdicken wurden niedrige Röhrensparnungen zur Verbesserung der Simulationszeit weggelassen.

Die Röhrensparnungen bei den verschiedenen Brustdicken wurden wie in Tabelle 6 dargestellt gewählt.

Tabelle 6: Röhrensparnung bei verschiedenen Brustdicken

Brustdicke [cm]	Röhrensparnungen [kV]
3	23,26,29,32,35
4	23,26,29,32,35
5	26,29,32,35
6	26,29,32,35
7	26,29,32,35
8	29,32,35
9	29,32,35

Zur Berechnung der SDNR wurden drei verschiedene Kontrastelemente verwendet:

- 200 $\mu\text{m}$  dicke Aluminiumschicht, die den Kontrast einer Mikrokalzifikation in der Brust darstellen soll; siehe Kapitel 1.2.10.
- 1 $\mu\text{m}$  dicke Goldschicht
- 3mm Drüsengewebe zur Simulation einer dichteren Läsion

Als Signal des Features wurde das Detektorsignal mit Kontrastelement gemessen.

Als Hintergrundsignal wurde jeweils das Signal im Detektor ohne Kontrastelement gewählt.

Das bedeutet also, dass zu jeder Strahlenqualität und Brustdicke jeweils vier Simulationen vorgenommen wurden; Drei Simulationen mit den verschiedenen Kontrastelementen und eine Simulation ohne Kontrastelement, um das Hintergrundsignal für alle SDNRs zu erlangen.

Die AGD wurde als mittlere Dosis (Gy) im zentralen Gewebe der Brust angenommen. Die große Anzahl an Röhrensparnungen, Brustdicken und Anoden/Filter-Kombinationen führte nun zu 560 unterschiedlichen Datenpunkten, die in Kapitel 3 genauer ausgewertet werden. Um nun die SDNR zu berechnen, kann man den Betrag weglassen, da das Signal des Features im Falle dieser Berechnung immer niedriger als das Hintergrundsignals ist. Das Rauschen des Signals korreliert mit der Wurzel des Hintergrundsignals  $\sigma=c\sqrt{\bar{x}_a}$  (siehe Kapitel 1.2.3). Daraus folgt die abgeänderte Formel für SDNR:

$$SDNR = \frac{\bar{x}_a - \bar{x}_b}{c * \sqrt{\bar{x}_a}}$$

Da in dieser Arbeit SDNRs miteinander verglichen werden, ist der absolute Wert des SDNR nicht relevant. Wenn man z.B.  $SDNR_1/SDNR_2$  berechnet, kürzt sich der konstante Wert c weg. Der berechnete Wert mit Berücksichtigung der AGD ist:

$$\frac{SDNR}{\sqrt{AGD}} = \frac{\bar{x}_a - \bar{x}_b}{c * \sqrt{\bar{x}_a AGD}}$$

## 2.5 Versuchsaufbau Schichtmodell Validierung

Der grundlegende Versuchsaufbau war ident zum Aufbau der SDNR-Simulation.

Ziel dieser Simulation war es, ein Schichtmodell für ein Mammaphantom von (Schöndorfer, 2017) zu validieren.

Dabei wurde die deponierte Energie im amorphen Selendetektor verschiedener Standardbrustdicken mit dem zu diesen Dicken korrelierendem Schichtmodell verglichen. Jede Brustdicke hat eine spezielle Anoden/Filter-Kombination und Röhrensparnung, um eine reale Mammographie so gut wie möglich nachzuahmen zu können, siehe Tabelle 9.

Das Mammaphantom von (Schöndorfer, 2017) ist ein Drei-Schichten-Phantom, das sich aus Aluminium, HDPE und PMMA zusammensetzt. Die genaue Zusammensetzung bei verschiedenen Brustdicken kann in Tabelle 7 nachgelesen werden und in Abbildung 23 ist diese noch schematisch skizziert.

Ein weiterer Vergleich wurde mit einem reinen PMMA-Phantom (Dance et al., 2000a) durchgeführt. Dies ist ein Ein-Schicht-Phantom dessen PMMA-Dicke jeweils mit einer ganzen Brustdicke korreliert, siehe

Tabelle 8.

Ein weiterer Versuch war es, die Luftkerma der drei Modelle bei verschiedenen Brustdicken miteinander zu vergleichen. Die Luftkerma wurde als deponierte Energie in 200µ Luft mit der gleichen Dichte wie Selen angenommen. Dieses Setup sollte es ermöglichen, ein Sekundärelektronen-Gleichgewicht zu erlangen.

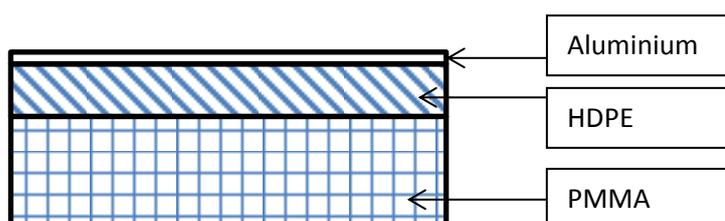


Abbildung 23: Schematisches Schichtmodell für ein Mammaphantom

Tabelle 7: Zusammensetzung Schichtmodell

Brustdicke[cm]	3	4	5	6	7	8	9
d <sub>PMMA</sub> [mm]	24,31	31,64	37,34	42,02	45,91	51,52	56,77
d <sub>PE</sub> [mm]	0	1,31	4,29	8,86	14,32	17,51	21,28
d <sub>Al</sub> [mm]	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2

Tabelle 8: PMMA Äquivalenzdicken zu Brustdicken

Brustdicke [cm]	3	4	5	6	7	8	9	
PMMA-Dicke [cm]		2,8	3,6	4,3	5	5,6	6,3	7

Tabelle 9: verwendete Strahlenqualitäten abhängig von Brustdicke

Brustdicke [cm]	Anodenmaterial	Filterung	Röhrensorgung[kv]
3	Molybdän	0,03mm Molybdän	27
4	Molybdän	0,025mm Rhodium	28
5	Wolfram	0,05mm Rhodium	29
6	Wolfram	0,05mm Rhodium	30
7	Wolfram	0,05mm Rhodium	30
8	Wolfram	0,05mm Rhodium	31
9	Wolfram	0,05mm Rhodium	32

## 2.6 Fehlerberechnung

Der Fehler der SDNR/ $\sqrt{AGD}$  Simulation wurde wie folgt berechnet:

Die absoluten Fehler wurden den Ergebnissen der Monte Carlo Simulationen entnommen.

Diese haben eine Konfidenz von 63,7% d.h. plus minus einer Standardabweichung.

Um eine Konfidenz von 95% zu erhalten, wurden die Fehler aus der Simulation für die Darstellung in den Plots (Resultate, Diskussion) verdoppelt, d.h. als zwei  $\sigma$ -Fehler dargestellt.

$$\Delta\left(\frac{SDNR}{\sqrt{D}}\right) = \sqrt{\left(\frac{\partial\left(\frac{SDNR}{\sqrt{D}}\right)}{\partial\bar{x}_a} * \Delta\bar{x}_a\right)^2 + \left(\frac{\partial\left(\frac{SDNR}{\sqrt{D}}\right)}{\partial\bar{x}_b} * \Delta\bar{x}_b\right)^2 + \left(\frac{\partial\left(\frac{SDNR}{\sqrt{D}}\right)}{\partial D} * \Delta D\right)^2}$$

D..... AGD

$\bar{x}_a$ ... mittleres Hintergrundsignal

$\bar{x}_b$ ... mittleres Signal des Features

$\sigma$ ..... Rauschen des Signals

$\Delta$ ..... absoluter Fehler

## 3 Resultate

### 3.1 Optimierung der Strahlenqualität

Die folgenden Graphen vergleichen die Figure of Merit (FOM), die im Fall dieser Berechnung als  $SDNR/\sqrt{AGD}$  definiert ist, bei verschiedenen Brustdicken (3-9cm).

Die verschiedenen Kontrastmaterialien, die verwendet wurden, sind wie folgt:

- 200 $\mu$  Aluminium (Al)
- 1 $\mu$  Gold (Au)
- 3mm Drüsengewebe

Jeder Graph ist auf dessen niedrigste FOM normiert, was immer der weichsten Strahlenqualität entspricht; dies ist immer MoMo mit den jeweils geringsten kV.

Der Fehler der Simulationen in den Plots entsprechen zwei  $\sigma$ .

Die y-Achse der Graphen reicht von 0,7-1,5, um verschiedene Graphen miteinander vergleichen zu können. Bei der Brustdicke 9cm wurde die Achse auf 1,9 erweitert, um die Graphen an die starken Sprünge bei härteren Strahlungen anzupassen.

### 3.1.1 Brustdicke 3cm

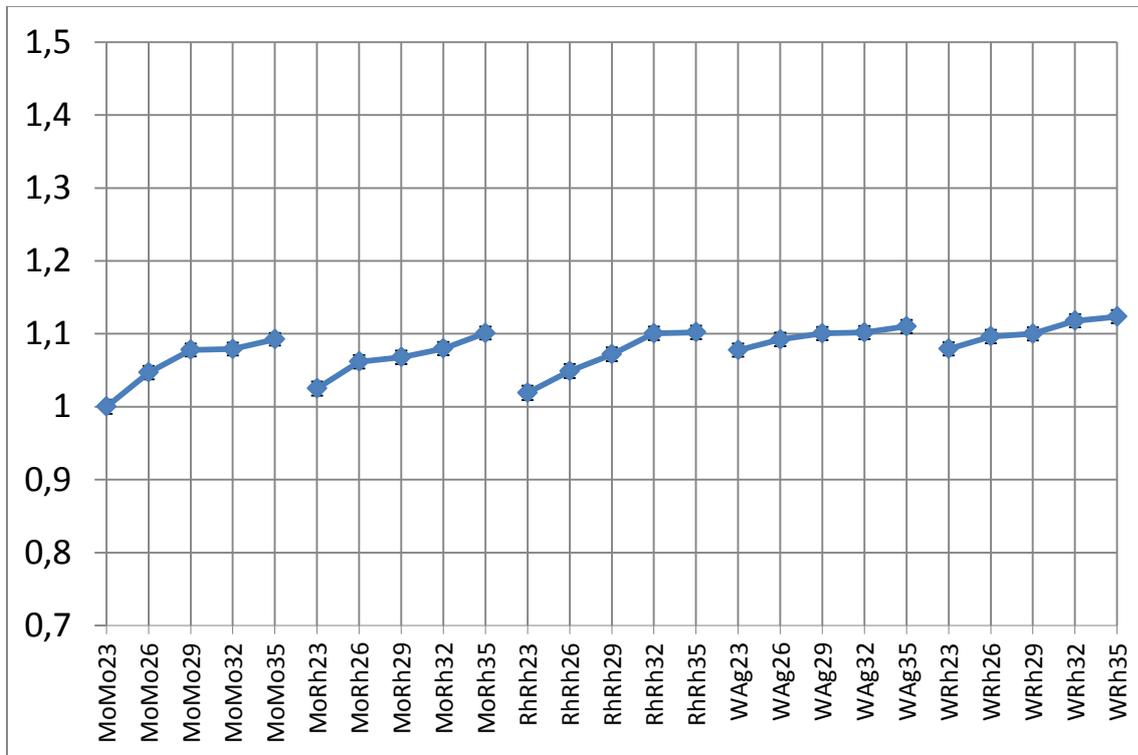


Abbildung 24: FOM 200µ Al Brustdicke 3cm

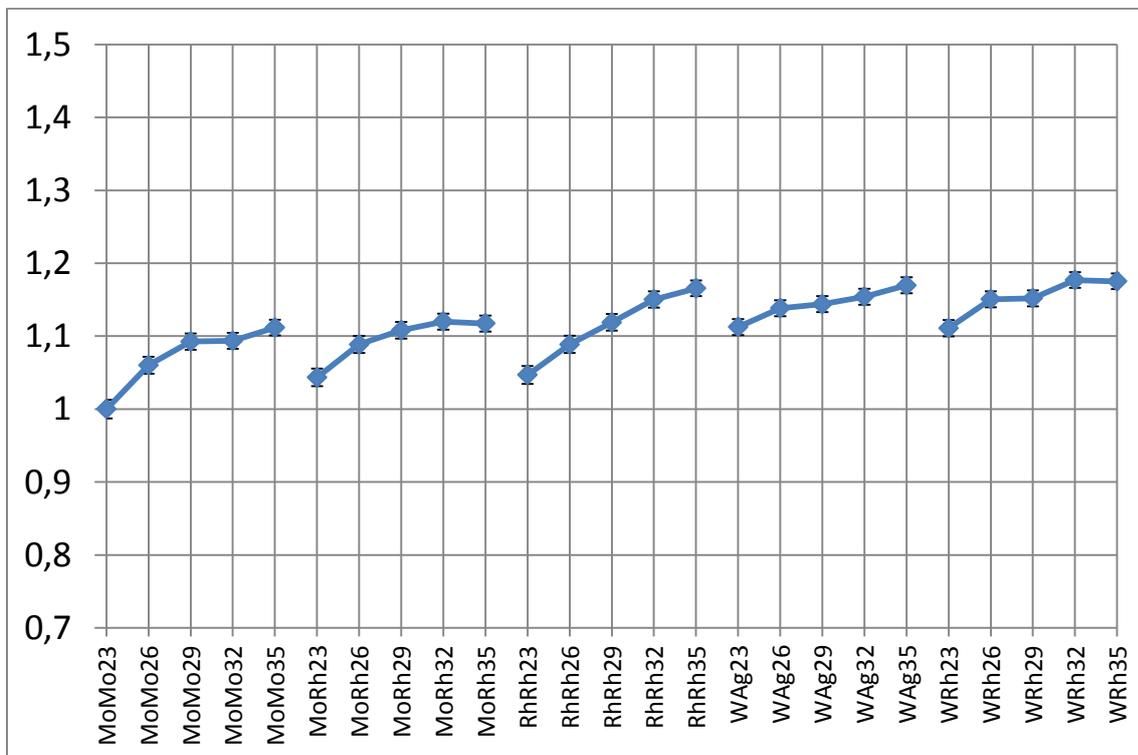


Abbildung 25: FOM 1µ Au Brustdicke 3cm

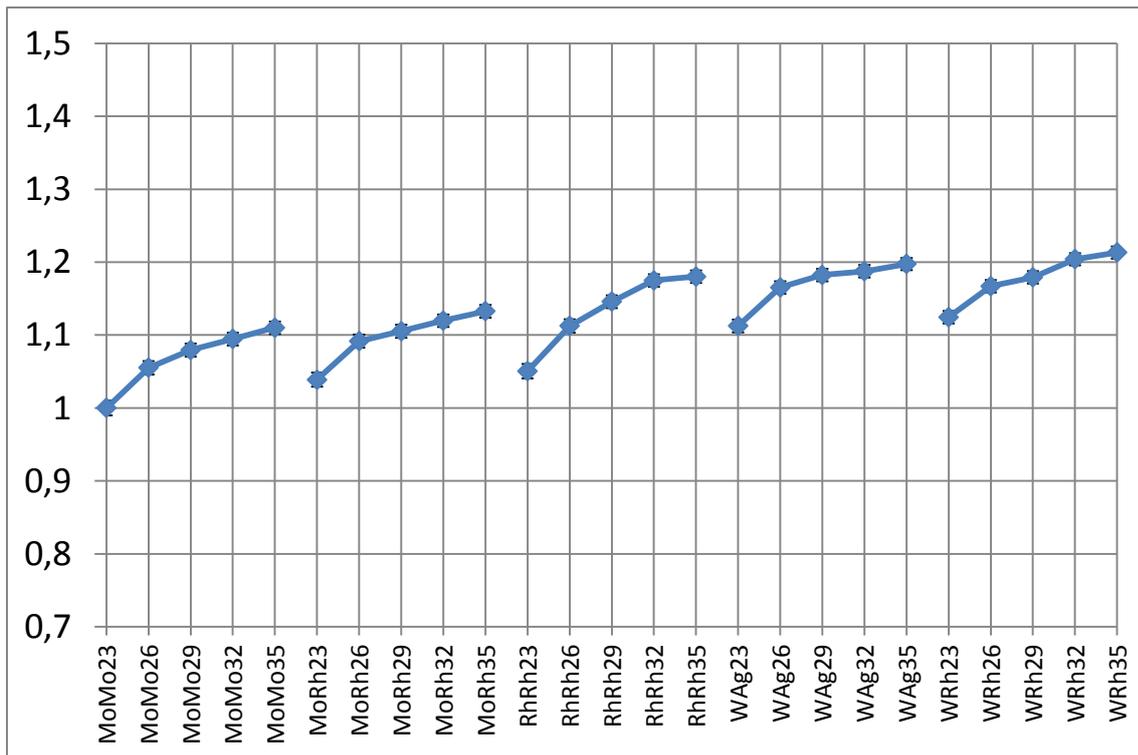


Abbildung 26: FOM 3mm Drüsengewebe Brustdicke 3cm

Die Figure of Merit in Abbildung 24 für Al zeigt einen relativ flachen Verlauf. Dieser ist bei allen Strahlenqualitäten deutlich flacher als bei Gold oder Brustgewebe. Für Gold (Abbildung 25) ist ein deutlicheres Ansteigen der FOM zu härteren Strahlenqualitäten festzustellen. Die jeweiligen Maxima liegen in beiden Fällen bei den härtesten Qualitäten. Im härteren Bereich zwischen RhRh29 bis WRh35 variieren die Figure of Merits aber nur um ca. 6%.

Bei Drüsengewebe (Abbildung 26) zeigt sich ein Anstieg der FOM bis zu 21%. Bei gegebener Anoden/Filter-Kombination liegt das Maximum der FOM jeweils bei der härtesten Strahlung entsprechend 35kV.

### 3.1.2 Brustdicke 4cm

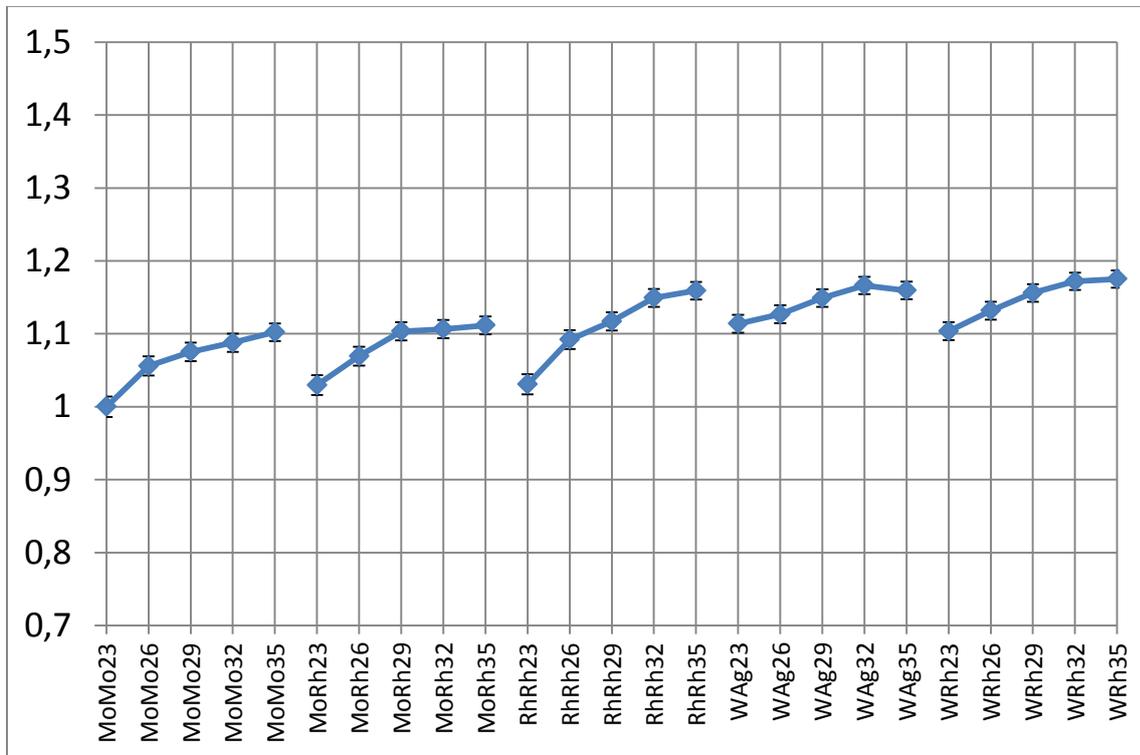


Abbildung 27: FOM 200µ Al Brustdicke 4cm

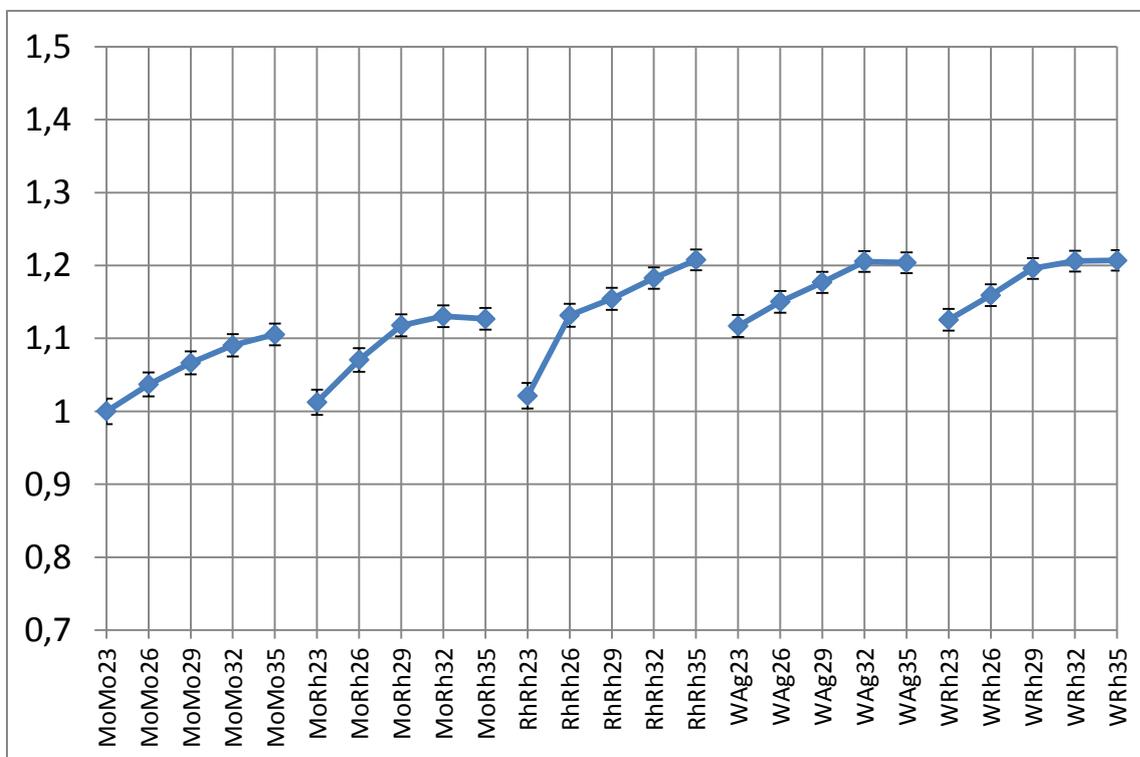


Abbildung 28: FOM 1µ Au Brustdicke 4cm

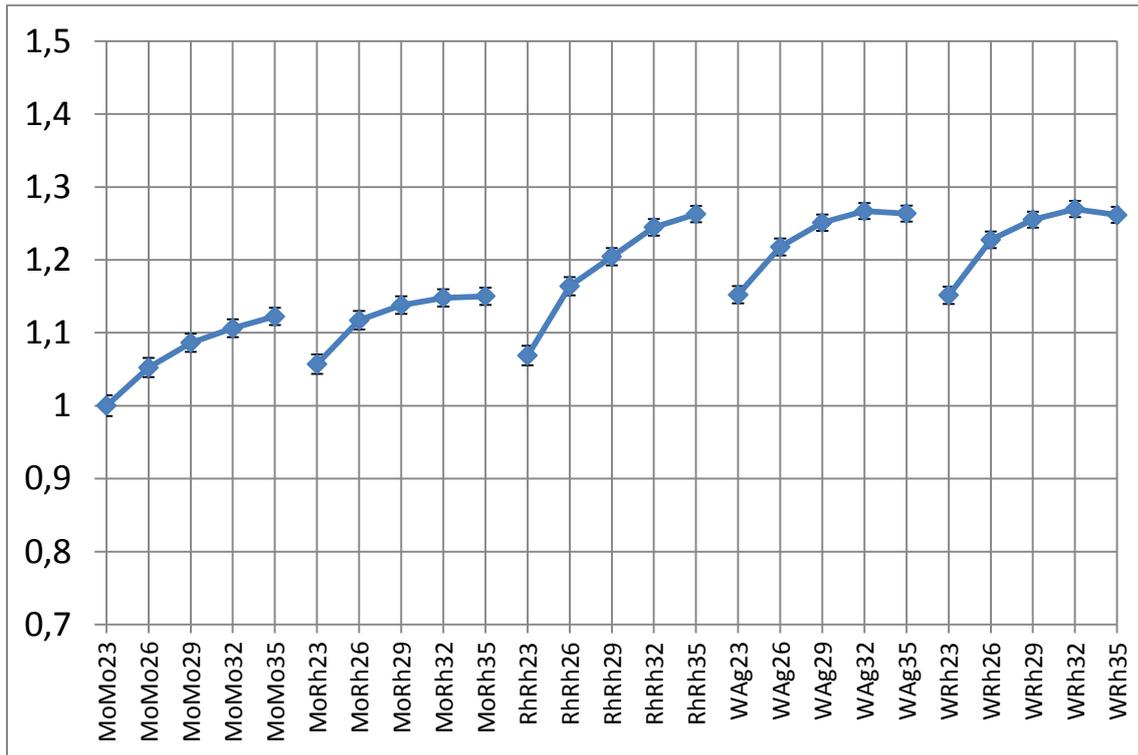


Abbildung 29: FOM 3mm Drüsengewebe Brustdicke 4cm

Die FOM für 200 $\mu$  Al in Abbildung 27 zeigen eine stärkere Verschiebung der FOM zu den härteren Spektren, wenn man diese mit einer Brustdicke von 3cm vergleicht, siehe Abbildung 24.

Abbildung 28 zeigt fast keinen Unterschied in der FOM zwischen MoMo23, MoRh23 und RhRh23.

Die härtesten Strahlenqualitäten der Wolfram- und Rhodiumspektren (RhRh35, WAg32, WAg35, WRh29, WRh32 und WRh35) liegen alle bei einer FOM von 1,2.

Abbildung 29 zeigt eine schöne bogenähnliche Struktur innerhalb der Anoden/Filter-Kombinationen.

Die FOM geht bis zu 1,26 und hat ihre Maxima bei WRh32 und WAg32. Mehrere Strahlenqualitäten befinden sich um eine FOM von 1,25 (RhRh35, WAg29, WAg32, WAg35, WRh29, WRh32, WRh35), was bedeutet, dass alle diese Spektren optimale Spektren für Drüsengewebe-Kontrast bei einer Brustdicke von 4cm darstellen.

### 3.1.3 Brustdicke 5cm

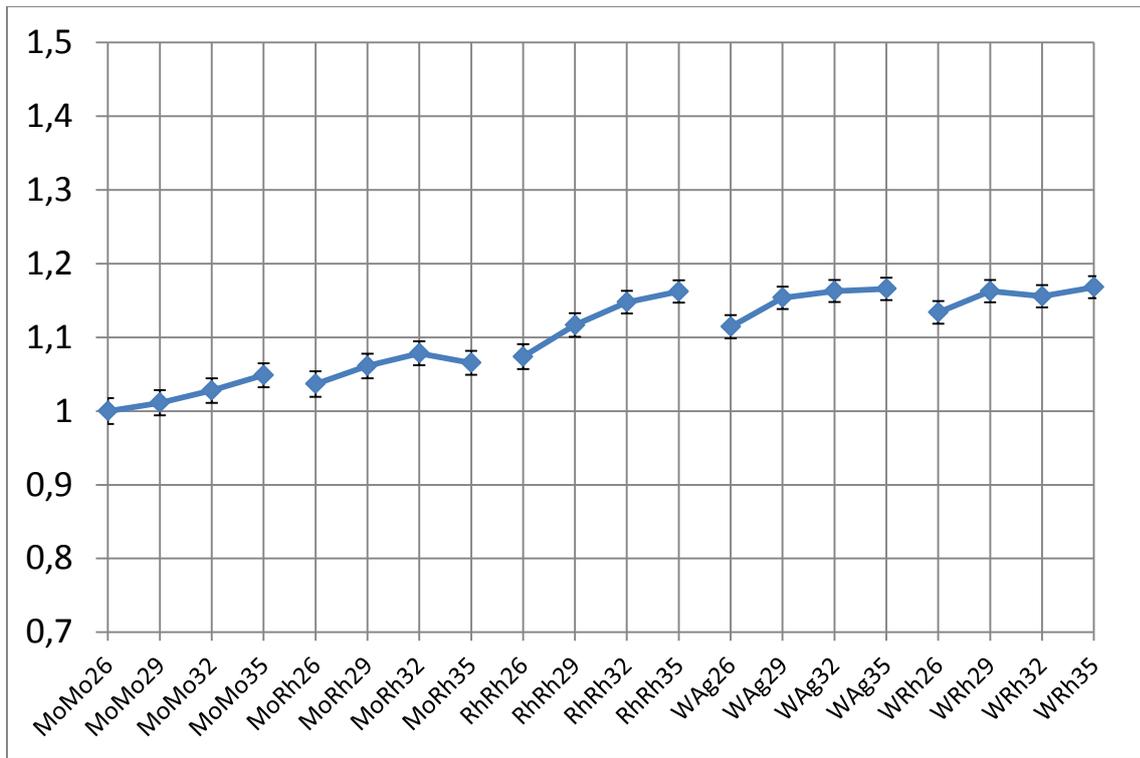


Abbildung 30: FOM 200µ Al Brustdicke 5cm

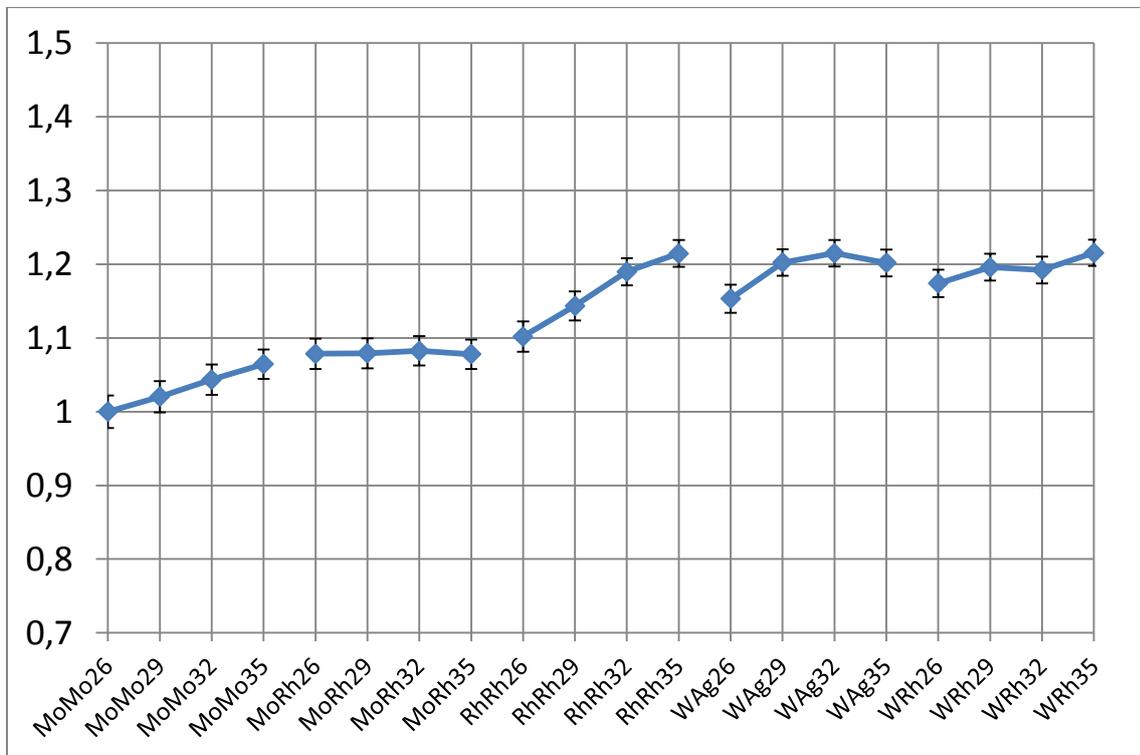


Abbildung 31: FOM 1µ Au Brustdicke 5cm

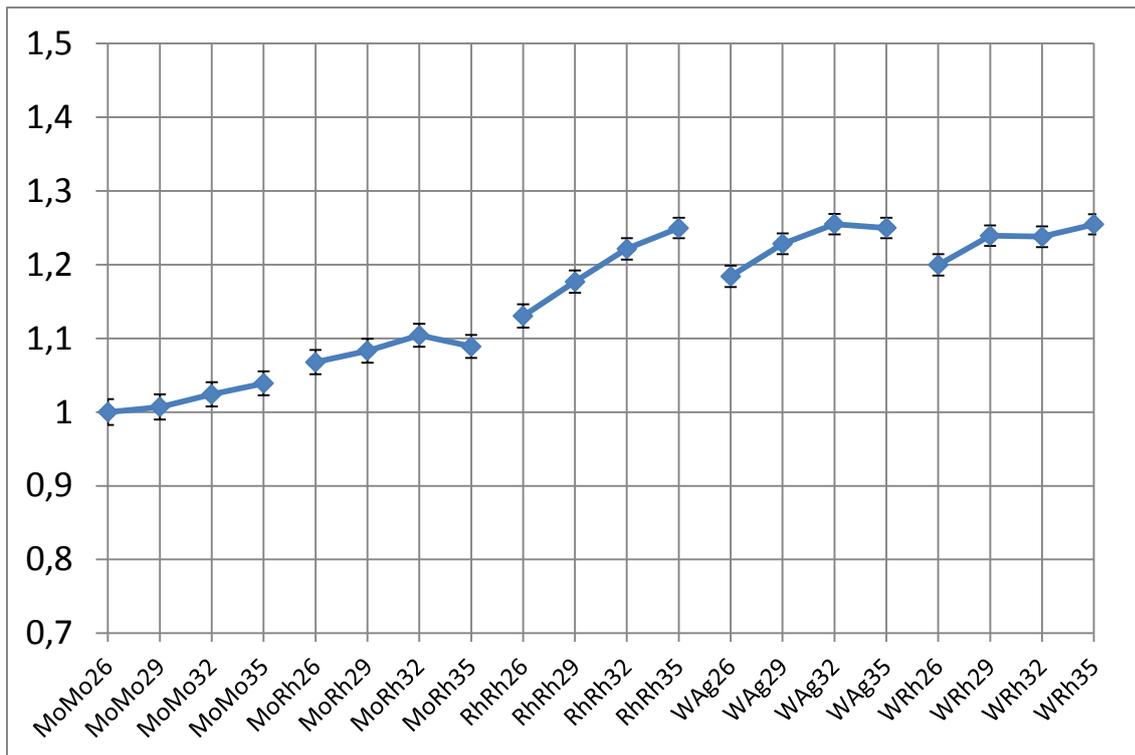


Abbildung 32: FOM 3mm Drüsengewebe Brustdicke 5cm

Abbildung 30 zeigt einen fast linearen Verlauf der FOM für MoMo-Spektren. Die MoRh-Spektren zeigen nur eine leichte Verbesserung der FOM bei 32kVp. Der erste größere Anstieg der FOM tritt von 1,07 bis 1,16 bei RhRh-Spektren auf. Die Wolfram-Spektren über 29kVp zeigen fast keinen Unterschied in ihrer FOM. WRh35 stellt zwar das Maximum des Graphen bei 1,168 dar, aber mehrere andere Spektren besitzen eine FOM über 1,16 (RhRh35, WAg32, WRh29).

Abbildung 31 stellt einen ähnlichen Verlauf wie Abbildung 30 dar, wobei das Maximum mit 1,215 bei WRh35 klar über dem Maximum des Aluminium-Kontrastes liegt. Die Verwendung härterer Rhodium-Spektren oder Wolfram-Spektren kann hier bei gleicher Abbildungsqualität von Golddetails die Dosis gegenüber MoMo-Spektren um bis zu 33% reduzieren.

Abbildung 32 zeigt, wie auch schon bei dünneren Brustdicken festgestellt wurde, dass der Drüsengewebe-Kontrast noch einen stärkeren Unterschied in der FOM zwischen harten W-Spektren und Mo-Spektren aufweist. Sogar zwischen dem besten Mo Spektrum (MoRh32) und WRh35 ist bei Verwendung von WRh35 eine Dosisreduzierung von 25% möglich.

### 3.1.4 Brustdicke 6cm

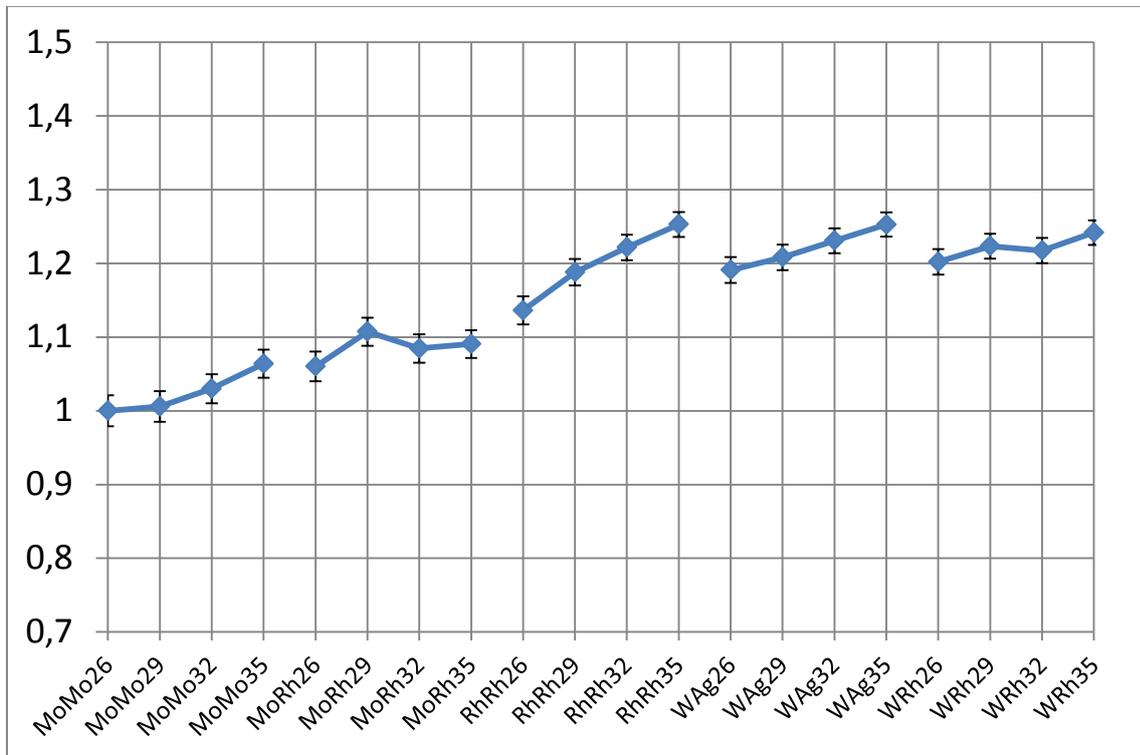


Abbildung 33: FOM 200µ Al Brustdicke 6cm

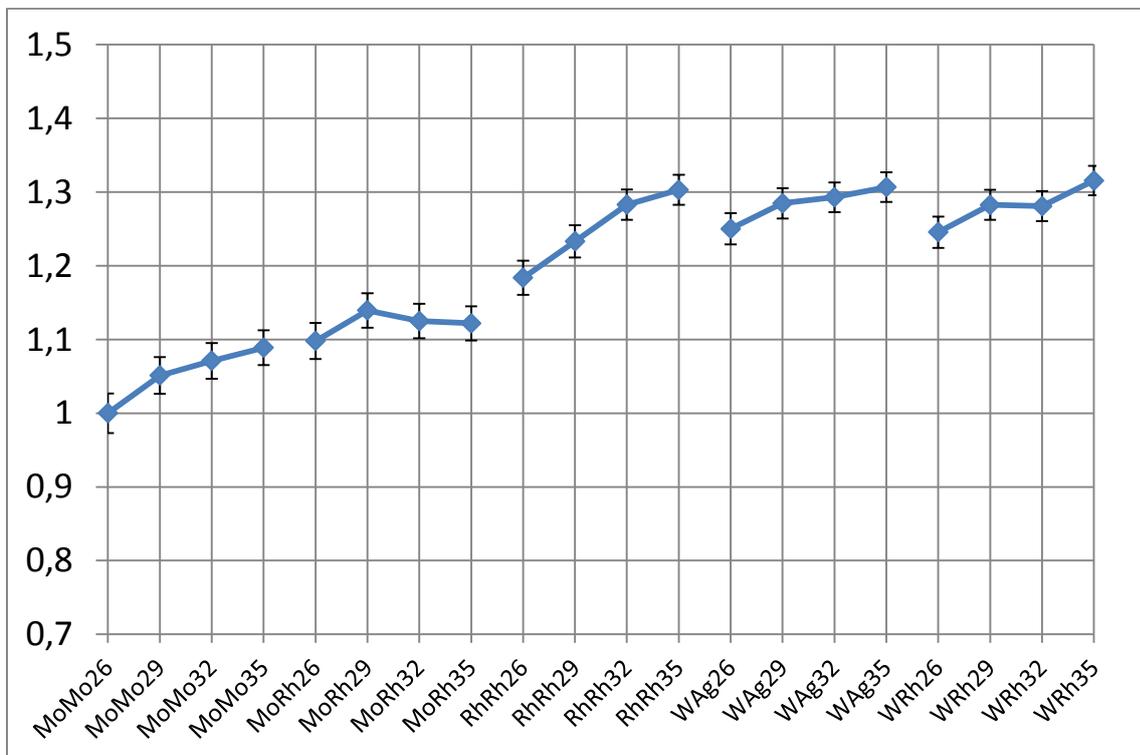


Abbildung 34: FOM 1µ Au Brustdicke 6cm

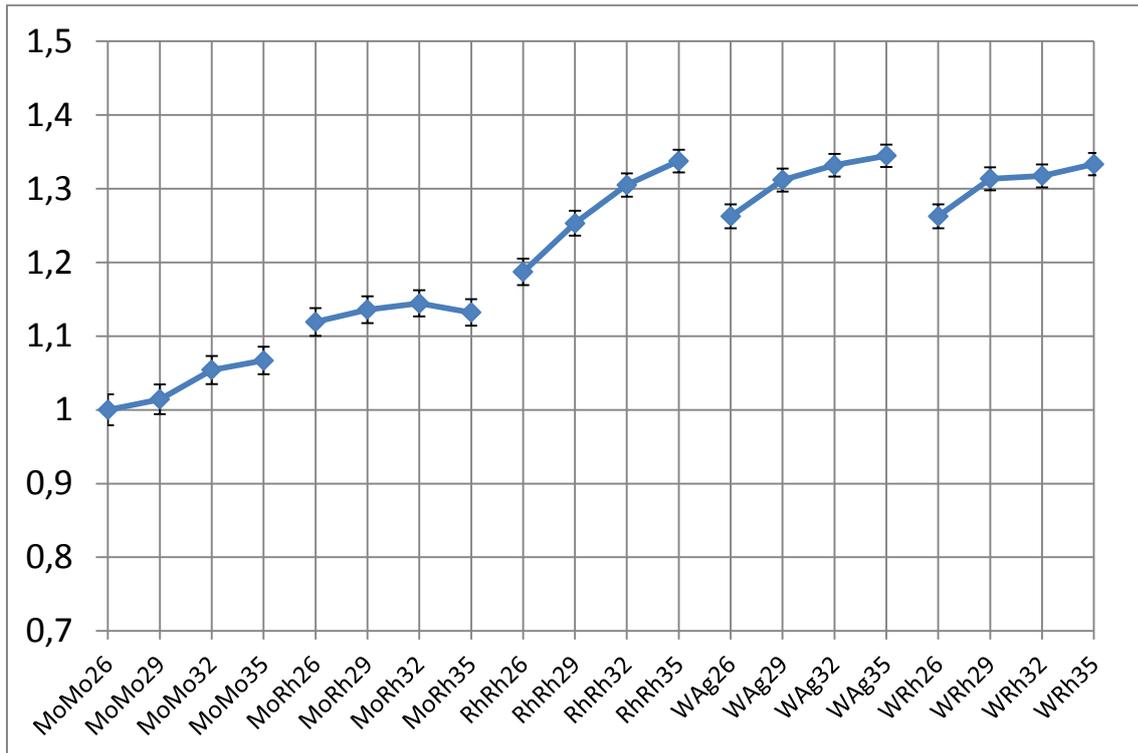


Abbildung 35: FOM 3mm Drüsengewebe Brustdicke 6cm

Abbildung 33 (Al-Kontrast) zeigt ein Maximum der FOM (1,25) bei zwei verschiedenen Spektren (RhRh35, WAg35), weil die Differenz dieser Spektren innerhalb des statistischen Fehlers der Simulation liegt. Der stärkste Unterschied in der FOM tritt bei den Rh-Spektren auf. Diese variieren zwischen 1,14 bis 1,25.

MoRh29 stellt mit einer FOM von 1,11 klar das Maximum der Molybdän-Spektren dar.

Abbildung 34 (Au-Kontrast) hat ein Maximum bei 1,32 (WRh35), aber sowohl WAg35 und RhRh35 liegen bei einer FOM von über 1,3.

Abbildung 35 (Drüsengewebe) zeigt mehrere Spektren, die man als optimale Strahlenqualität verwenden könnte (RhRh35, WAg32, WAg35, WRh35). Die Differenz dieser Spektren liegt nur knapp außerhalb des statistischen Fehlers. Die Rhodium-Filterung der Molybdän-Anode zeigt eine klare Verbesserung der FOM gegenüber dem Molybdän-Filter. Sogar die zwei besten MoMo- und MoRh-Spektren führen bei Verwendung des Rhodium-Filters zu einer Dosisreduzierung von 13%.

### 3.1.5 Brustdicke 7cm

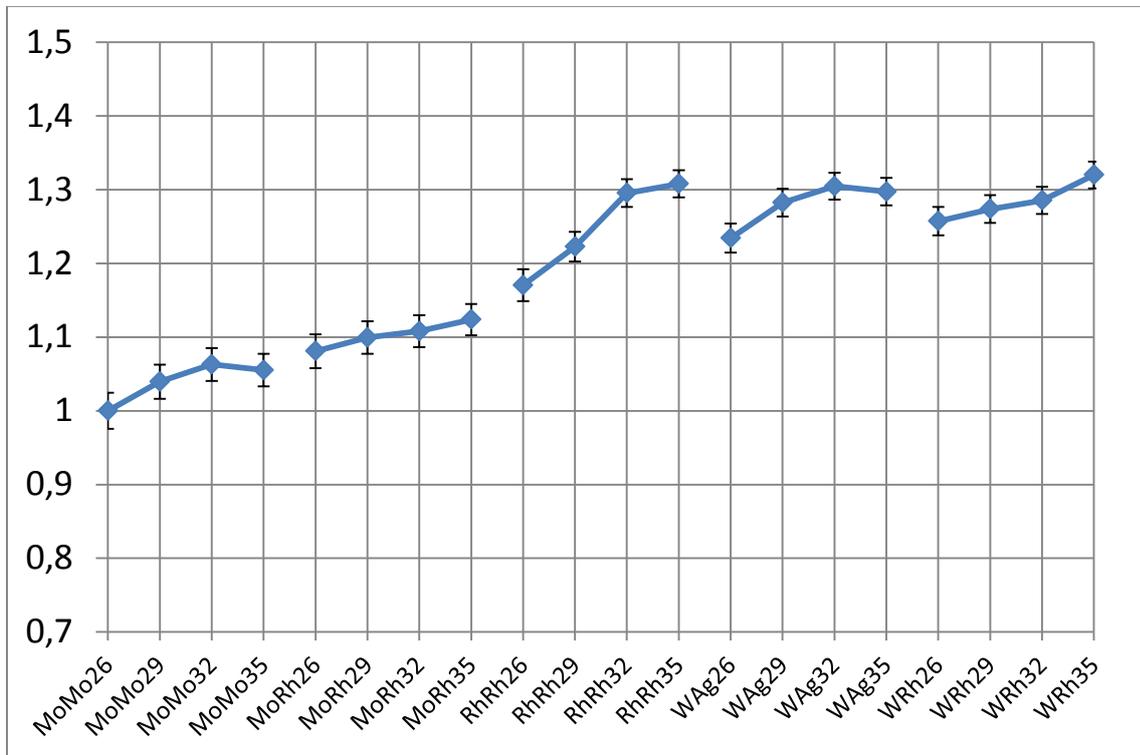


Abbildung 36: FOM 200µ Al Brustdicke 7cm

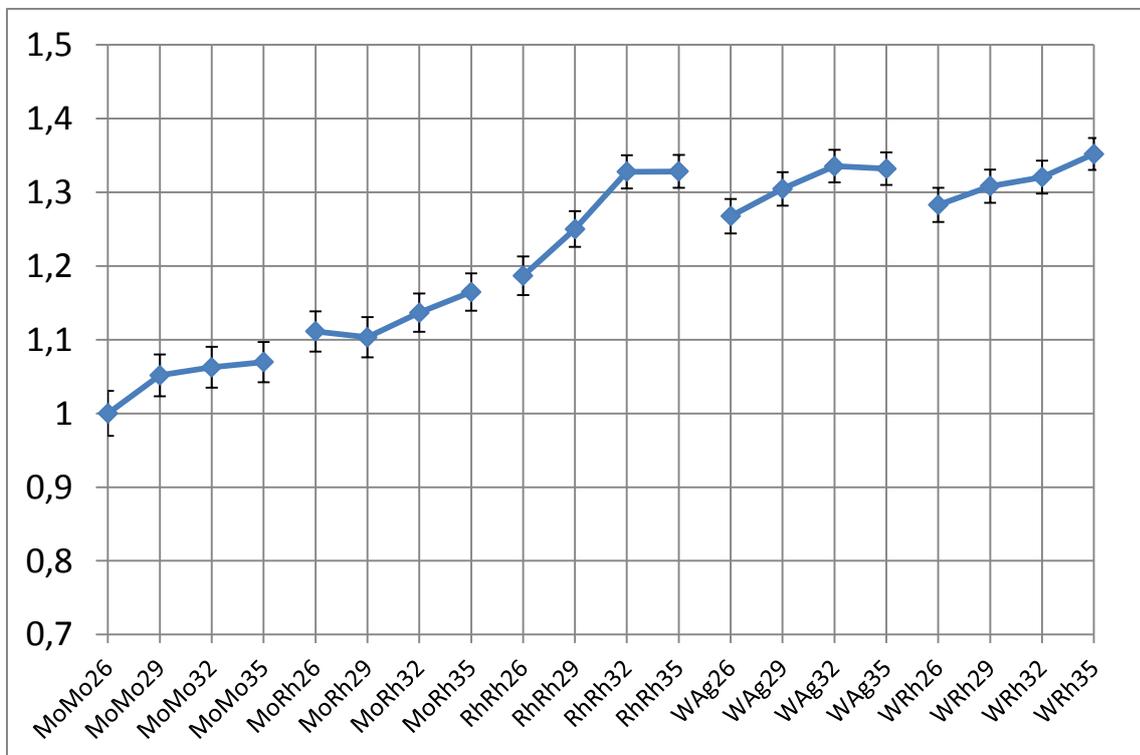


Abbildung 37: FOM 1µ Au Brustdicke 7cm

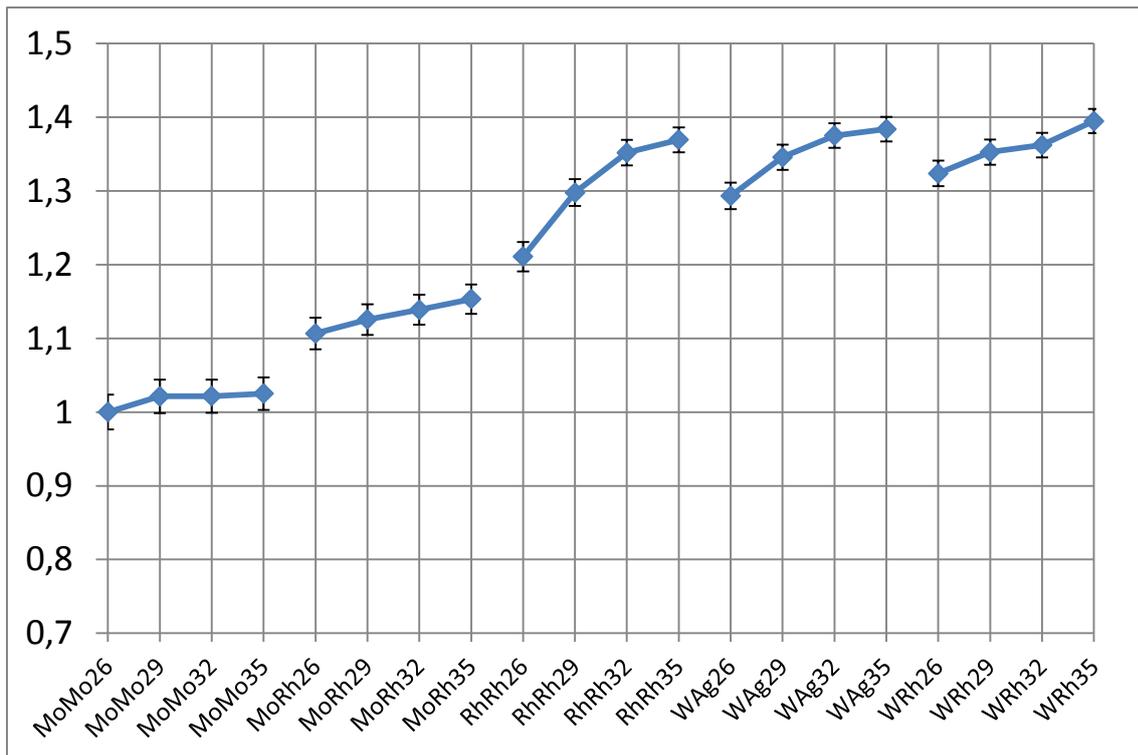


Abbildung 38: FOM 3mm Drüsengewebe Brustdicke 7cm

Abbildung 36 (Al-Kontrast) weist ein Maximum bei WRh35 auf, aber das auffälligste Merkmal des Graphen ist die starke Sprungstelle zwischen RhRh29 und RhRh32 (1,22-1,3), d.h. nur durch die Verwendung des härteren Spektrums (RhRh32) können 14% der Dosis eingespart werden.

Abbildung 37 (Au-Kontrast) zeigt eine sehr ähnliche FOM bei fünf verschiedenen Spektren (RhRh32, RhRh35, WAg32, WAg35, WRh32). Das klare Maximum liegt aber bei WRh35.

Abbildung 38 (Drüsengewebe) beschreibt eine sehr flache MoMo-Kurve, die mit steigenden kV fast keine FOM-Verbesserung aufweist. Erst die Filterung durch Rhodium führt zu einer klaren Sprungstelle. Wie auch schon in Abbildung 37 stellt WRh35 das Maximum des Graphen dar. Bei Verwendung dieses Spektrums können bei einer Brustdicke von 7cm und einem Drüsengewebe-Kontrast schon bis zu 34% der Dosis gegenüber den MoMo-Spektren eingespart werden.

### 3.1.6 Brustdicke 8cm

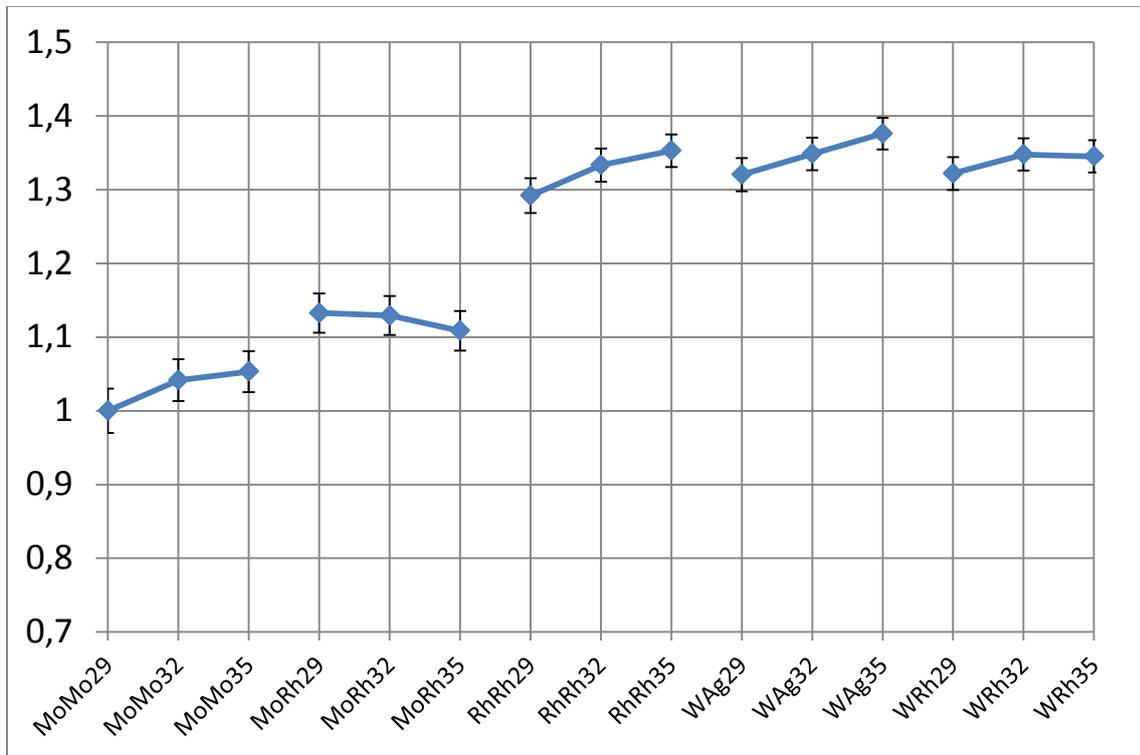


Abbildung 39: FOM 200µ Al Brustdicke 8cm

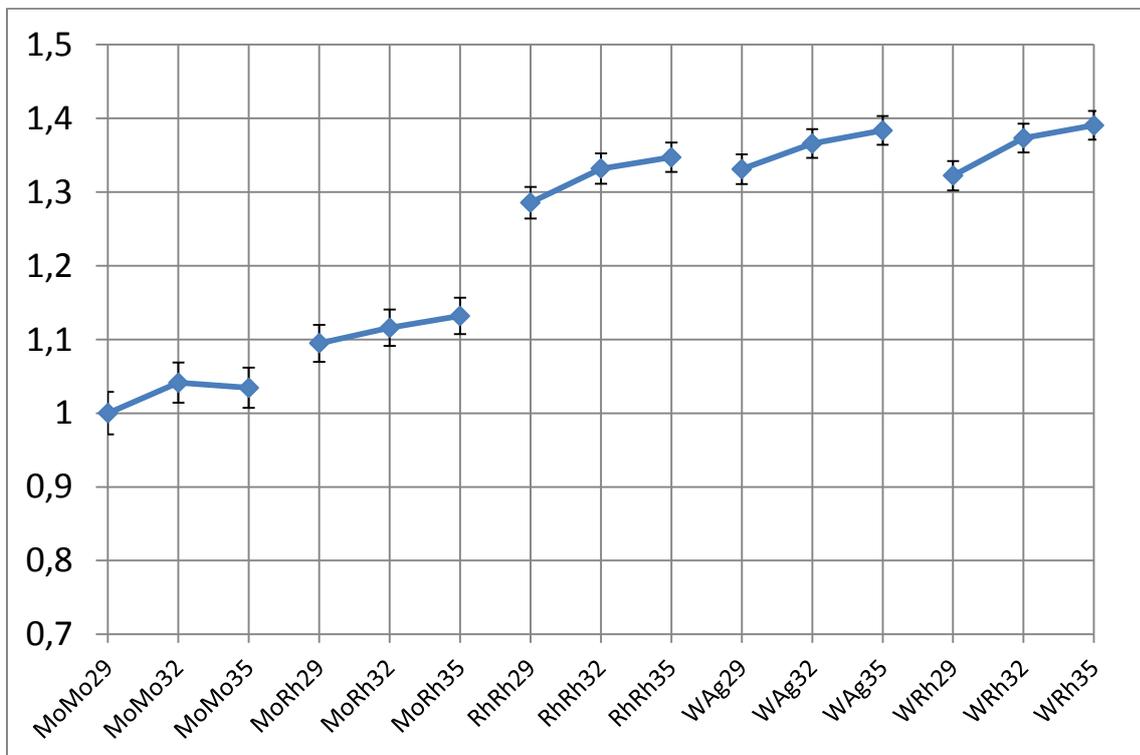


Abbildung 40: FOM 1µ Au Brustdicke 8cm

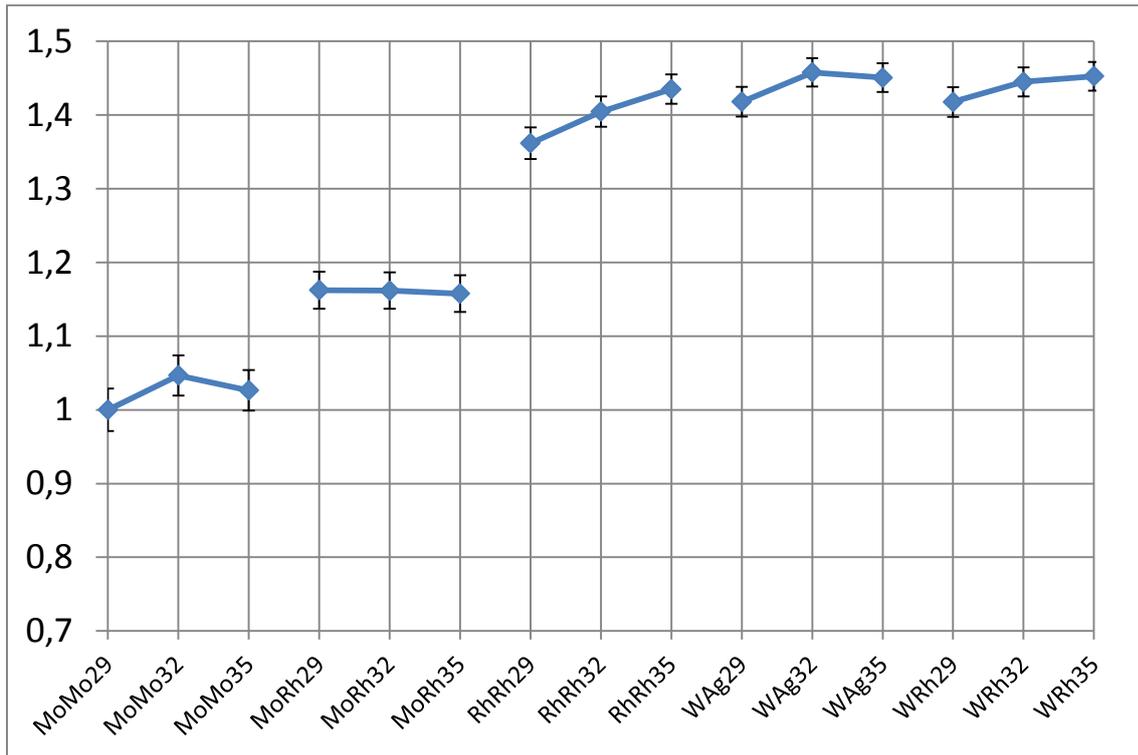


Abbildung 41: FOM 3mm Drüsengewebe Brustdicke 8cm

Abbildung 39 (Al-Kontrast) weist ein klares Maximum bei WAg35 auf. Die sehr starke Sprungstelle, die zwischen MoRh35 und RhRh29 liegt, ist das auffälligste Merkmal des Graphen. Da der Messpunkt von RhRh26 fehlt, fällt diese größer als in Abbildung 36 aus. Ein anderes interessantes Merkmal ist, dass das Maximum der MoRh-Spektren bei MoRh29 liegt.

Abbildung 40 (Au-Kontrast) zeigt wiederum, dass Mo-Spektren bei einer so großen Brustdicke nicht sehr dosiseffizient sind. Die Verwendung eines Wolfram-Spektrums spart hier bei Gold mindestens 27% der Dosis ein.

In Abbildung 41 (Drüsengewebe) sieht man einen großen Unterschied zwischen der Mo- und Rh-Filtrierung des Molybdän-Spektrums. Hier kann man bei Verwendung des Rh-Filters mindestens 16% der Dosis einsparen. Das auffälligste Merkmal ist wiederum die Sprungstelle zwischen MoRh35 und RhRh29.

Das Maximum des Graphen liegt bei WRh35.

### 3.1.7 Brustdicke 9cm

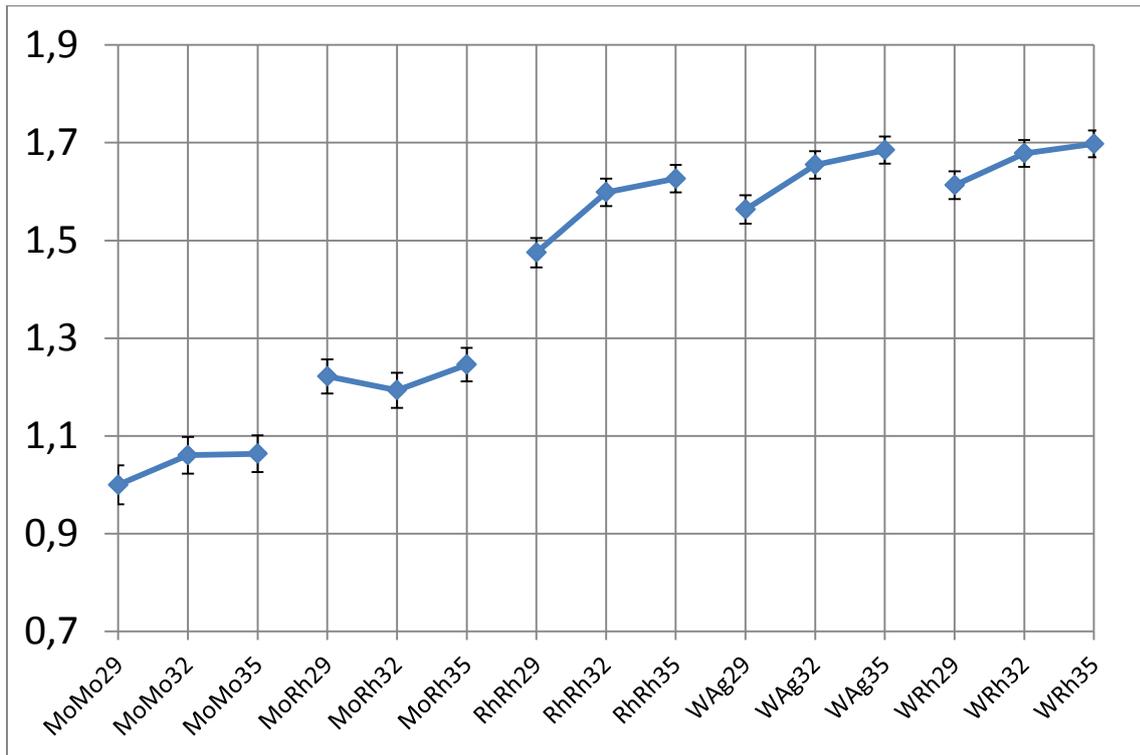


Abbildung 42: FOM 200µ Al Brustdicke 9cm

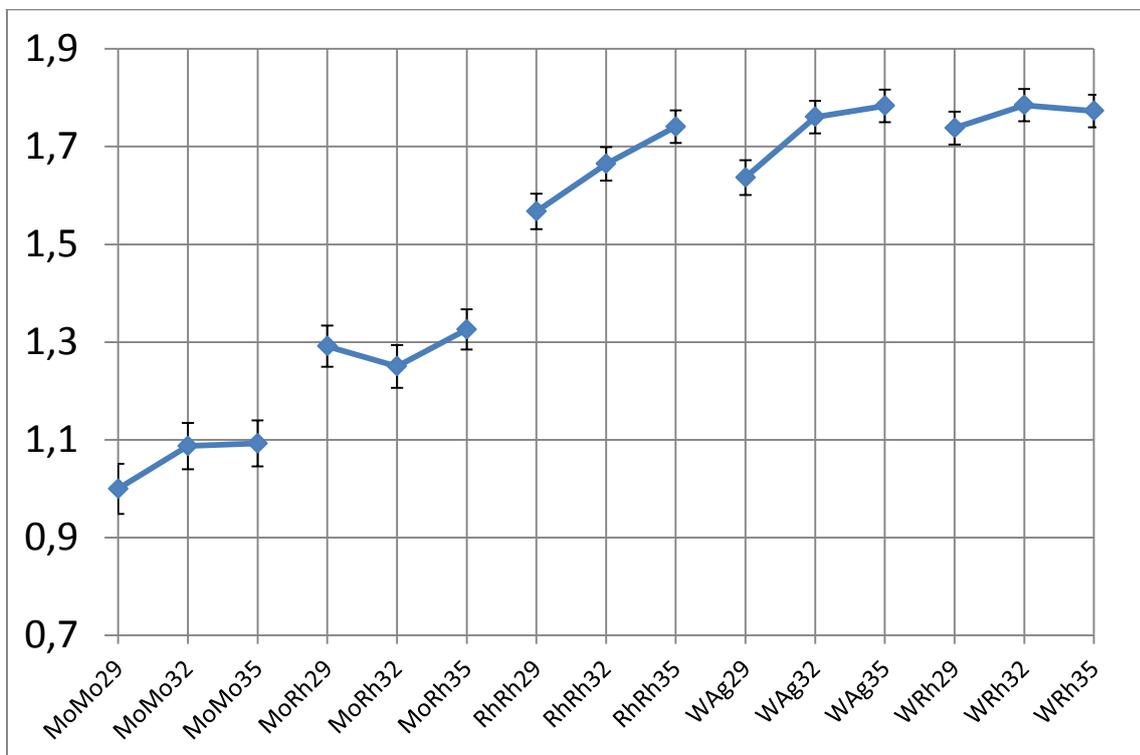


Abbildung 43: FOM 1µ Au Brustdicke 9cm

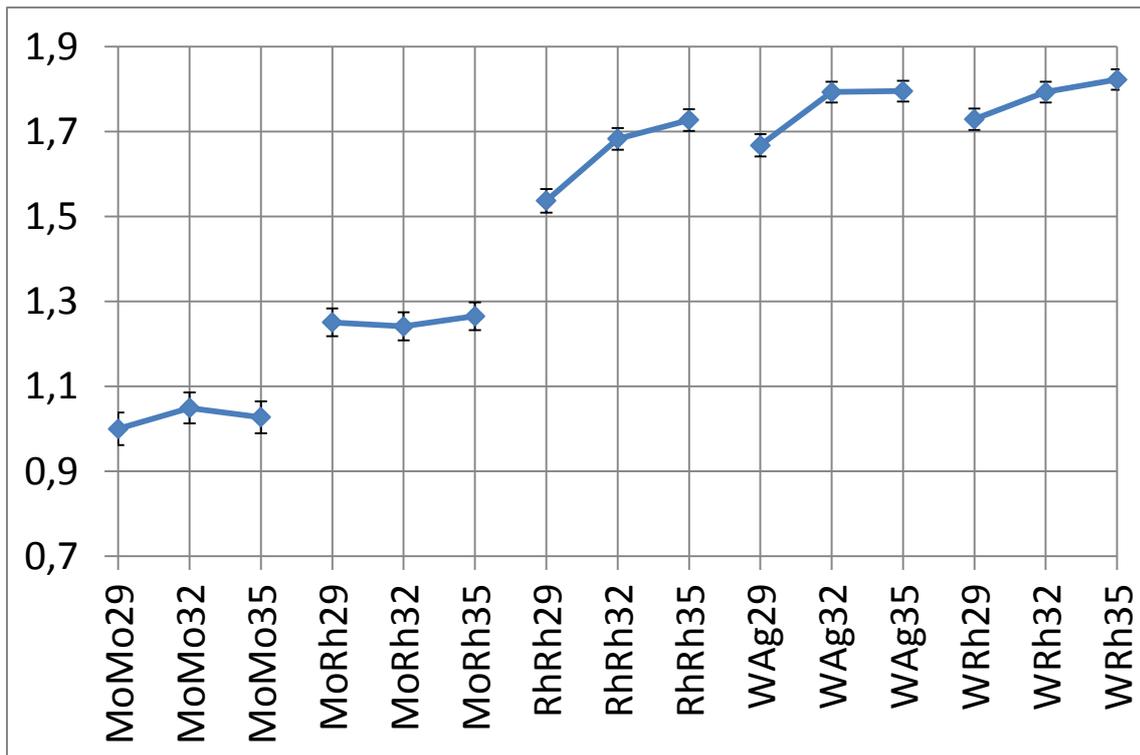


Abbildung 44: FOM 3mm Drüsengewebe Brustdicke 9cm

Ein wichtiger Punkt, bevor man die Abbildungen der Brustdicke 9cm mit den anderen Brustdicken vergleicht, ist, dass deren y-Achsen-Skalierung bis 1,9 anstatt bis 1,5 reicht, weil der Unterschied in der FOM zwischen den Spektren noch gravierender ausfällt.

Abbildung 42 (Al-Kontrast) hat ein Maximum bei WRh35 (1,7 FOM). Im Gegensatz zu allen anderen Brustdicken treten auch zwischen den W-Spektren starke Unterschiede in der FOM auf. Die Verwendung eines suboptimalen Spektrums (z.B. MoMo29) kann dazu führen, dass man bis zu 189% mehr Dosis für die gleiche Abbildungsqualität verwenden muss.

Abbildung 43 (Au-Kontrast) zeigt drei Maxima bei WRh32, WRh35 und WAg35, deren Differenz innerhalb des statistischen Fehlers liegt. Die Tendenz des Graphen zeigt, dass Wolfram das beste Anodenmaterial bei dieser Brustdicke darstellt.

Abbildung 44 (Drüsengewebe) zeigt ein Maximum bei WRh35 bei einer FOM von 1,82. Auffällig ist, dass zwischen WAg32, WAg35 und WRh32 kein signifikanter Unterschied in der FOM besteht. Die weicheren Wolfram- und Rhodium-Spektren (RhRh29, WRh29, WAg29) zeigen aber eine deutlich geringere FOM.

## 3.2 Schichtmodell Validierung

### 3.2.1 Vergleich der deponierten Energie im amorphen Selendetektor

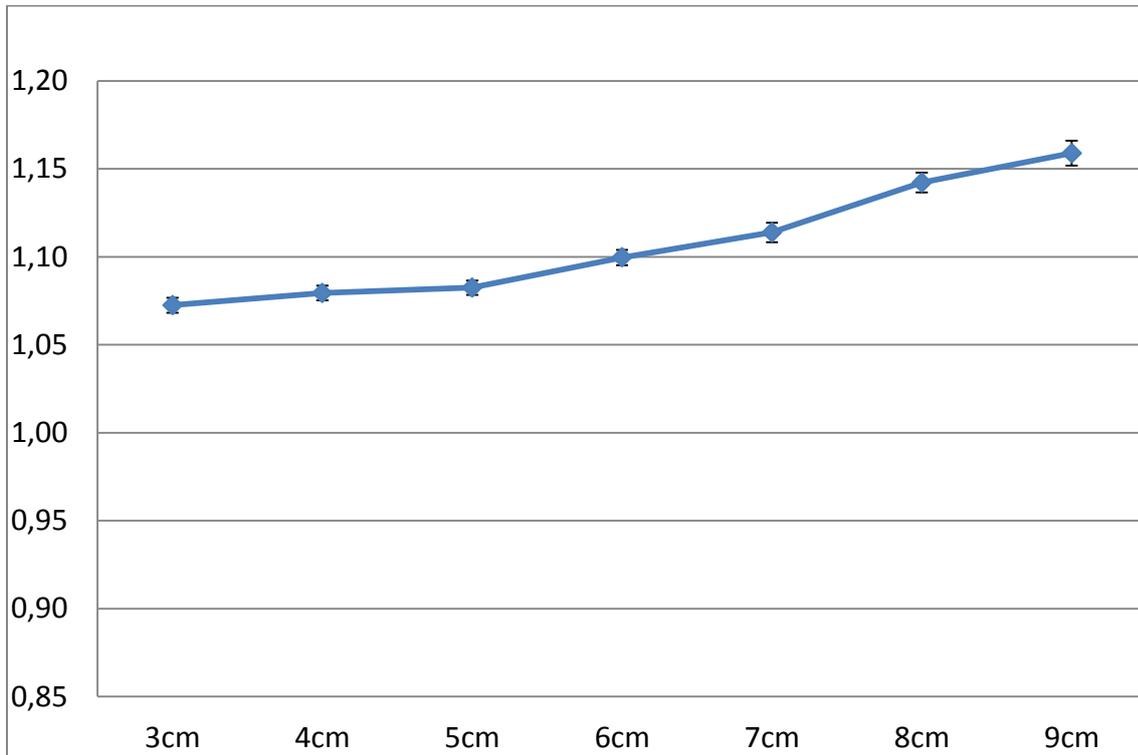


Abbildung 45:  $E_{dep}(\text{Standardbrustmodell})/E_{dep}(\text{Schichtmodell})$

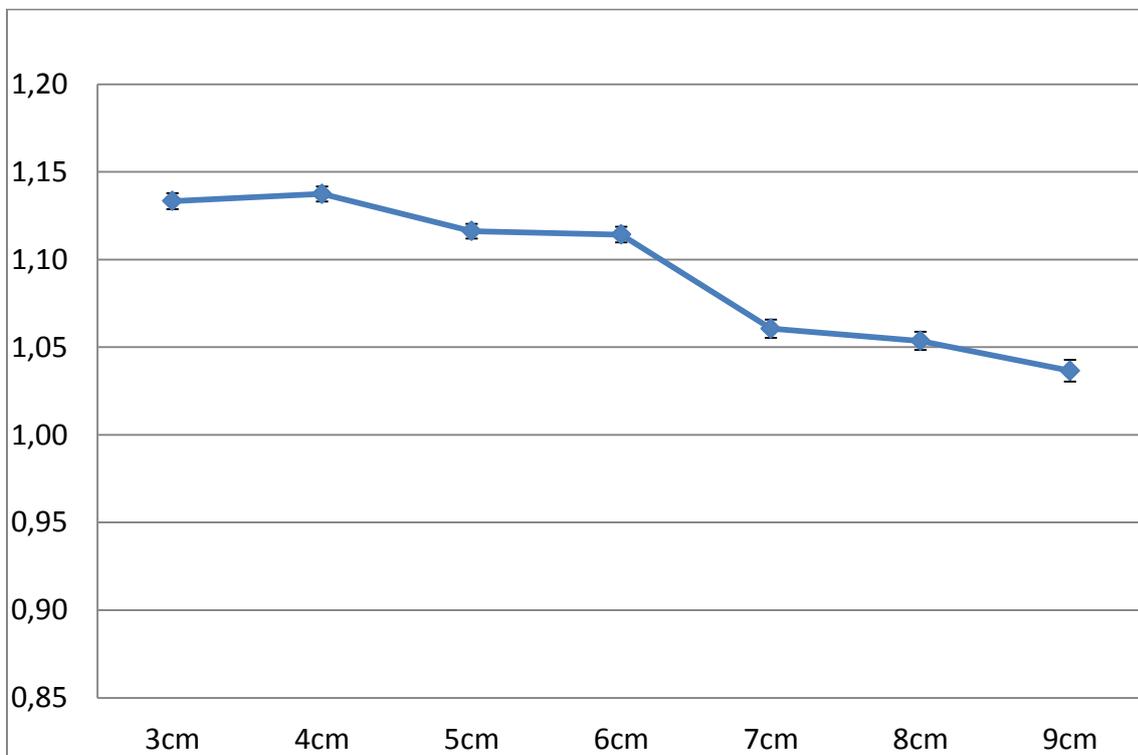


Abbildung 46:  $E_{dep}(\text{Standardbrustmodell})/E_{dep}(\text{PMMA Phantom})$

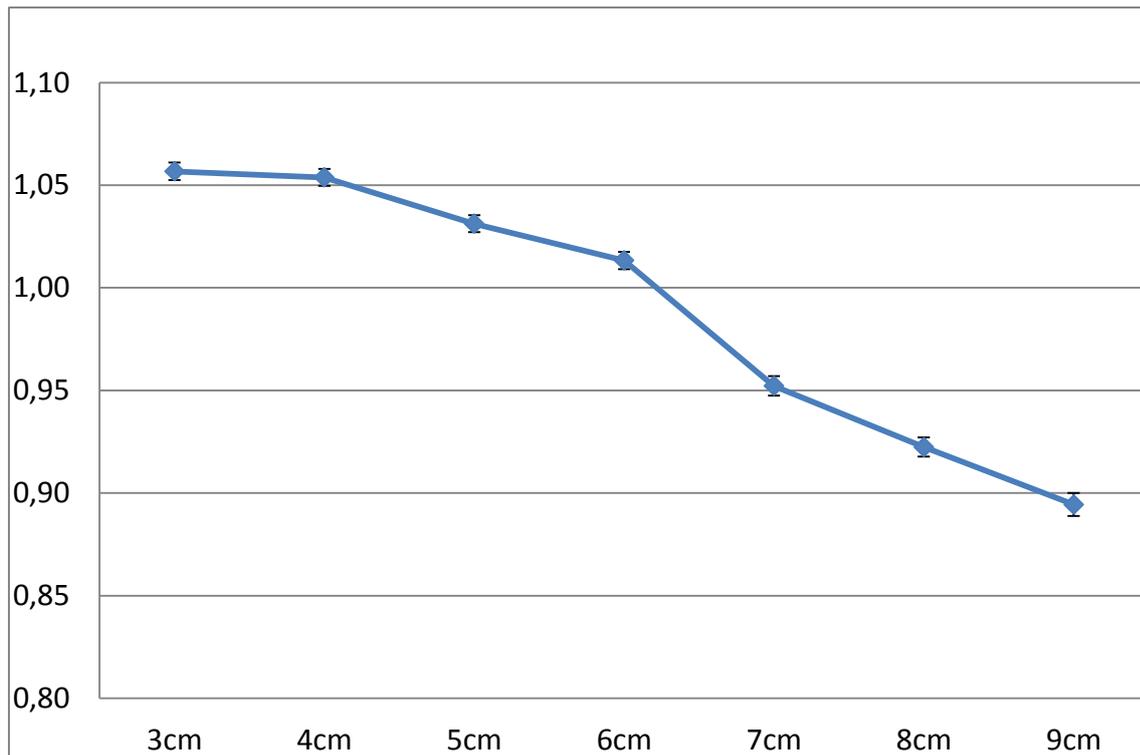


Abbildung 47:  $E_{dep}(\text{Schichtmodell}) / E_{dep}(\text{PMMA Phantom})$

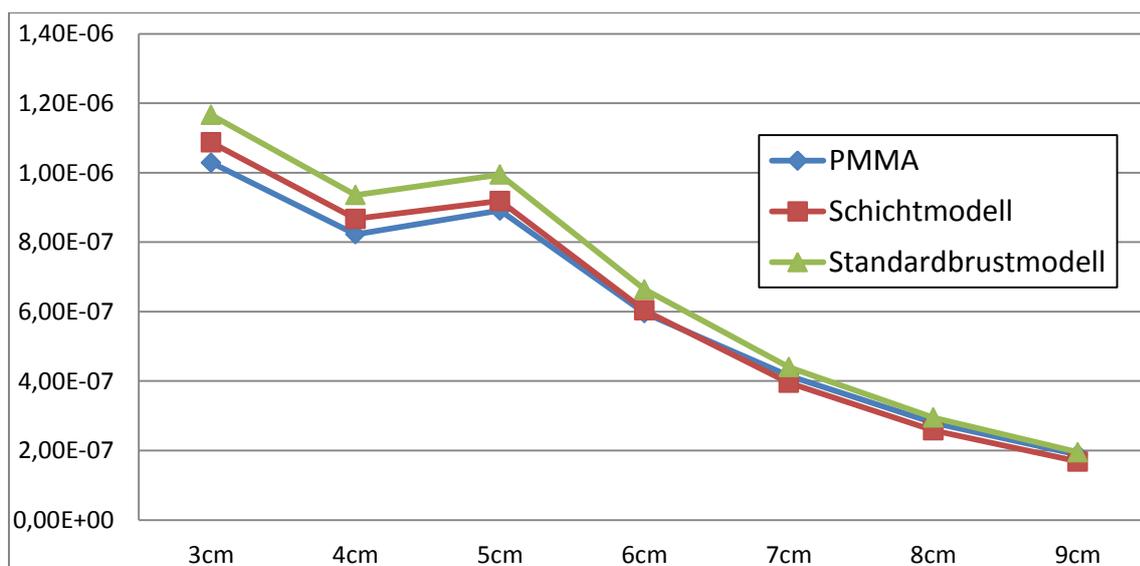


Abbildung 48: deponierte Energie pro Photon im Selendetektor

Abbildung 45 zeigt, dass das Drei-Schichten-Modell im Vergleich zum Standardbrustmodell die Abschwächung unterschätzt. Der Unterschied reicht von 7 bis 16% und wird stärker, je dicker die Brust ist. Abbildung 46 zeigt eine ähnliche Differenz des PMMA Phantoms zum Standardbrustmodell wie in Abbildung 45, aber der Verlauf ist genau gegengleich. Je dicker die Brust desto weniger ist der Unterschied in der deponierten Energie. Abbildung 47 zeigt, dass das Drei-Schichten-Phantom im Vergleich zum PMMA-Phantom bei dünneren Brustdicken weniger Abschwächung zeigt. Bei dickeren hingegen schwächt das Drei-Schichten-Modell stärker als das PMMA-Phantom ab. Der Graph reicht von 1,06 bis 0,89.

Abbildung 48 zeigt die deponierte Energie pro Photon im Selendetektor der verschiedenen Modelle. In diesem Graphen tritt eine klare Sprungstelle zwischen 4 und 5cm auf, weil ab einer Dicke von 5cm ein Wolfram-Spektrum anstatt eines Molybdän-Spektrums verwendet wurde.

### 3.2.2 Vergleich der Luftkerma

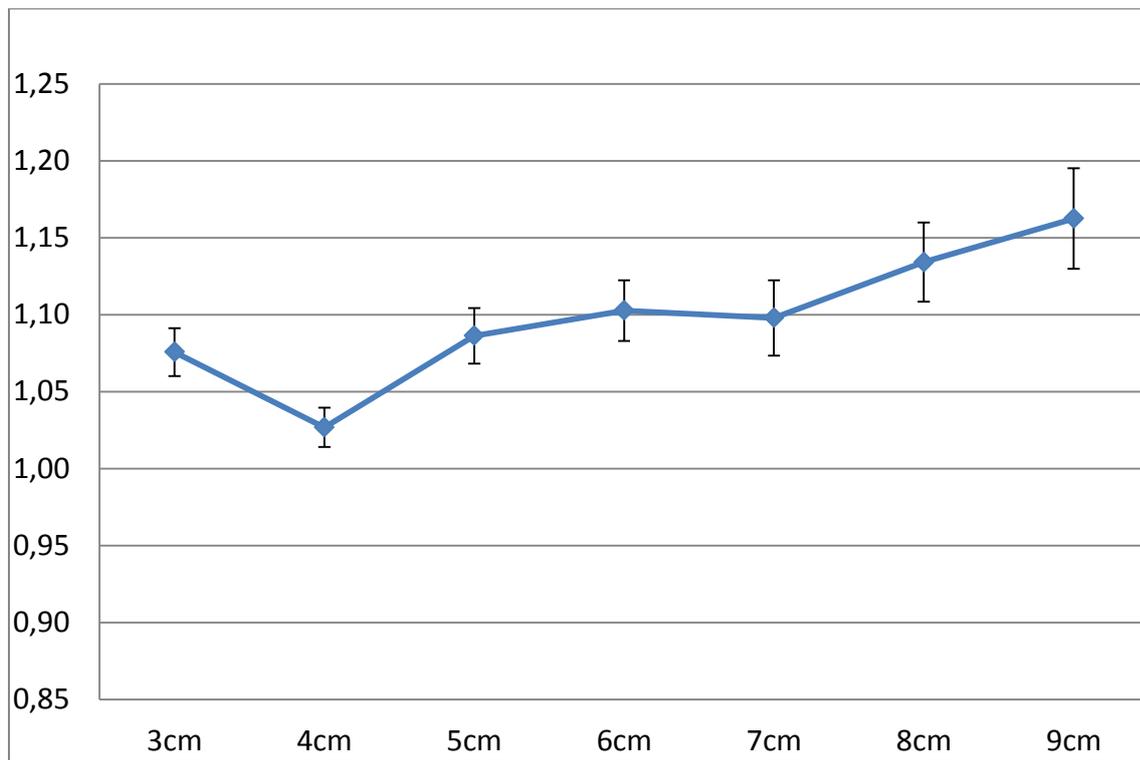


Abbildung 49:  $E_{dep}(\text{Standardbrustmodell})/E_{dep}(\text{Schichtmodell})$

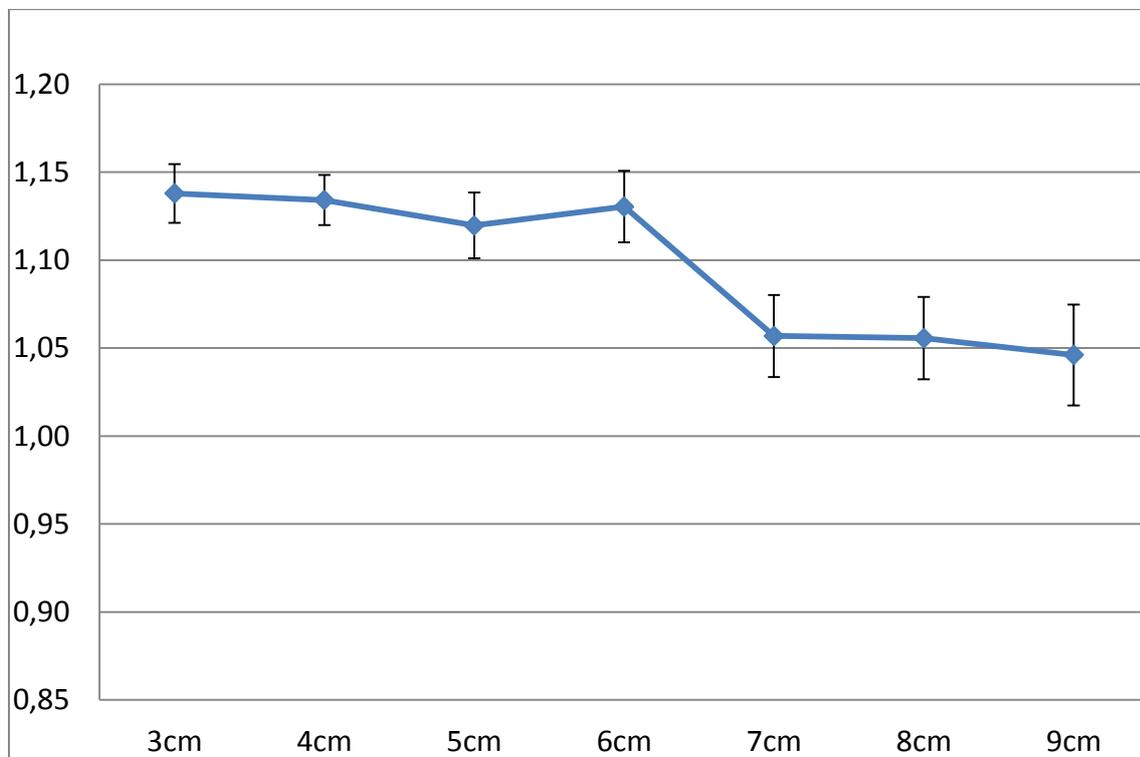


Abbildung 50:  $E_{dep}(\text{Standardbrustmodell})/E_{dep}(\text{PMMA Phantom})$

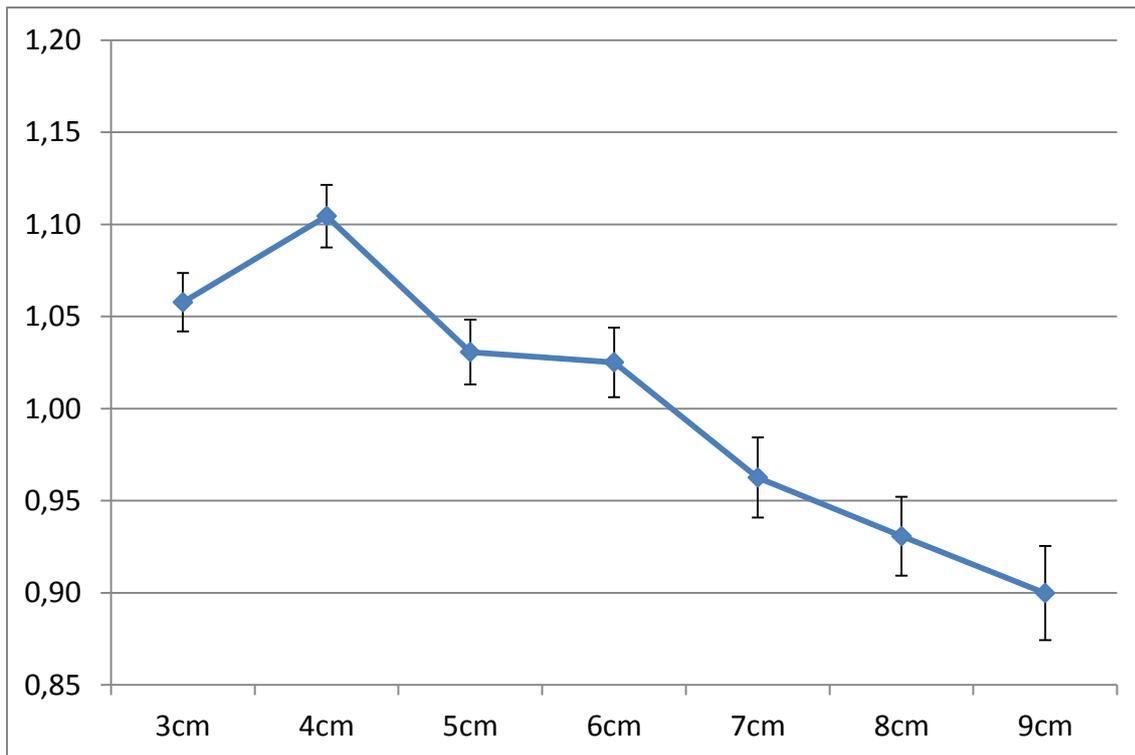


Abbildung 51:  $E_{dep}(\text{Schichtmodell}) / E_{dep}(\text{PMMA Phantom})$

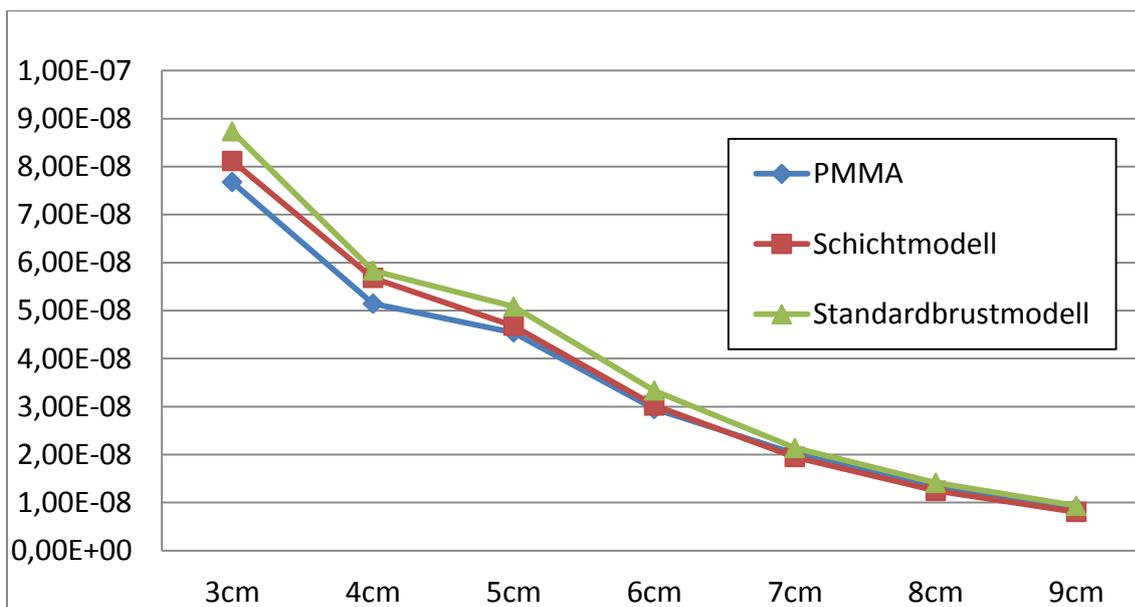


Abbildung 52: Luftkerma pro Photon

Die Abbildungen Abbildung 49, Abbildung 50 und Abbildung 51 haben eine ähnliche Form und absolute Werte wie die Abbildungen Abbildung 45, Abbildung 46 und Abbildung 47. Das einzige markante Merkmal, das diese von der deponierten Energie im Selen Detektor unterscheidet, ist eine Sprungstelle bei einer Brustdicke von 4cm. Diese tritt aber nur bei den zwei Graphen auf (Abbildung 49, Abbildung 51) die das Schichtmodell in ihrer Berechnung enthalten. Abbildung 52 zeigt die Luftkerma pro Photon der verschiedenen Modelle.

In diesem Graphen tritt eine klare Sprungstelle zwischen 4 und 5cm auf, weil ab einer Dicke von 5cm ein Wolfram-Spektrum anstatt eines Molybdän-Spektrums verwendet wurde.

## 4 Diskussion

### 4.1 Figure of merit Vergleich Al/Drüsen- und Au/Drüsen- gewebe

Da sich die Figure of Merit aus  $SDNR/\sqrt{AGD}$  zusammensetzt und die Dosis für jede Brustdicke und jedes Spektrum einen festen Wert besitzt, kürzt sich bei diesem Quotienten die Dosis heraus. Daher ist der FOM-Vergleich auch gleich ein  $SDNR$ -Vergleich der Kontrastmaterialien bei verschiedenen Strahlenqualitäten.

#### 4.1.1 Aluminium/Drüsen- gewebe

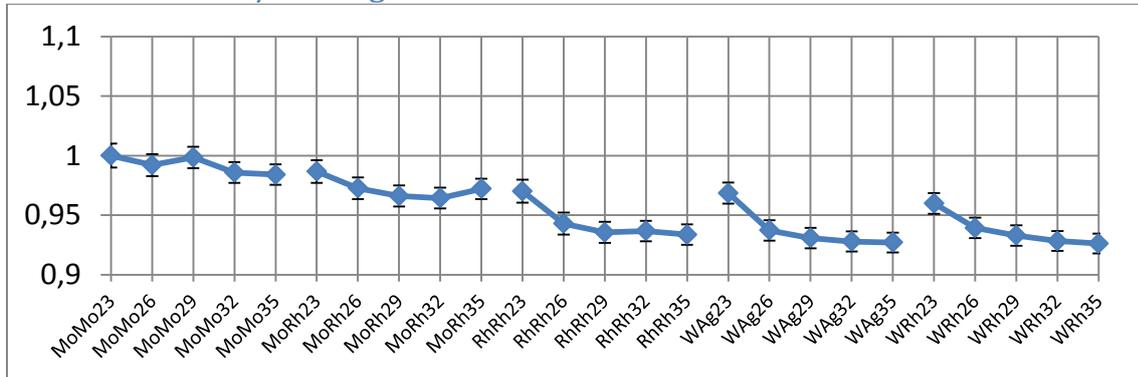


Abbildung 53: FOM Al/ FOM Drüsen- gewebe Brustdicke 3cm

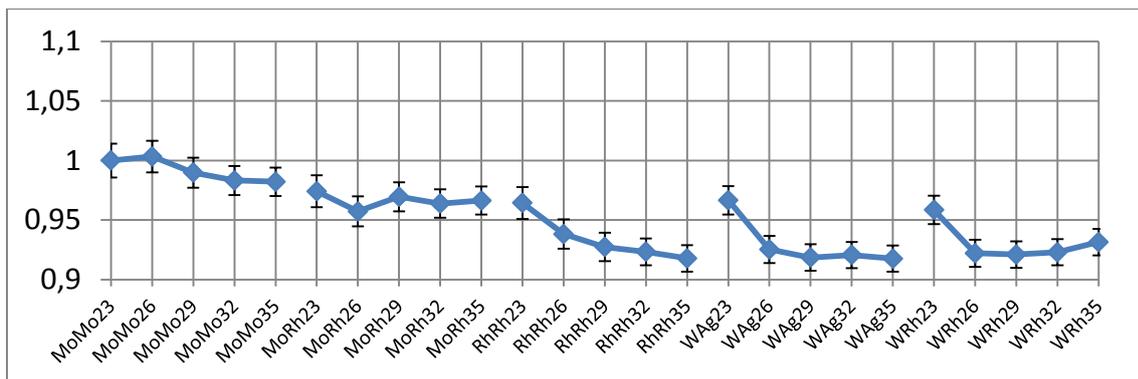


Abbildung 54: FOM Al/FOM Drüsen- gewebe Brustdicke 4cm

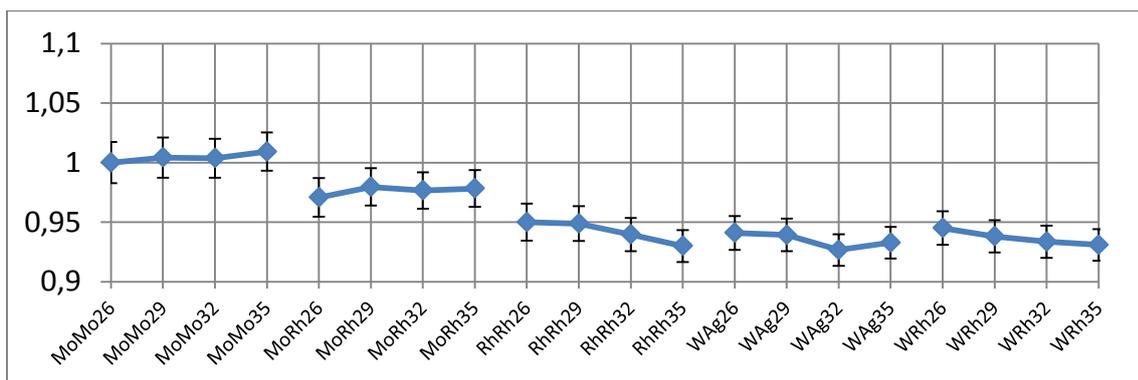


Abbildung 55: FOM Al/FOM Drüsen- gewebe Brustdicke 5cm

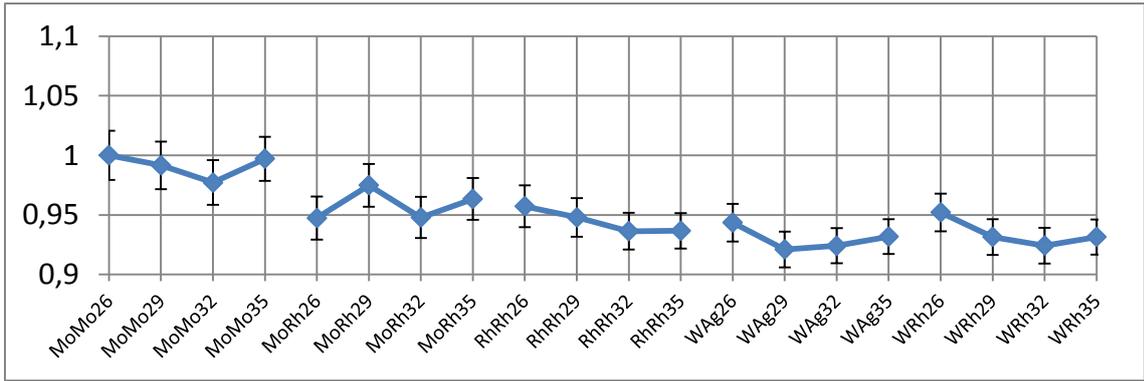


Abbildung 56: FOM Al/FOM Drüsengewebe Brustdicke 6cm

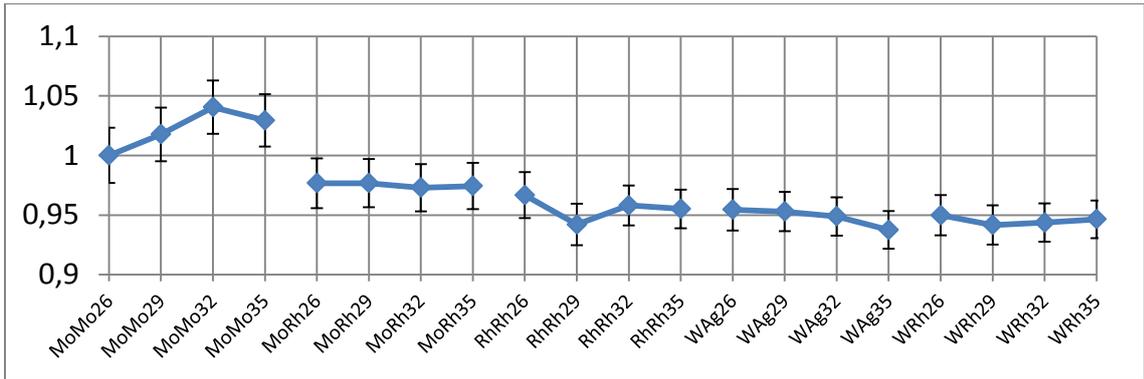


Abbildung 57: FOM Al/FOM Drüsengewebe Brustdicke 7cm

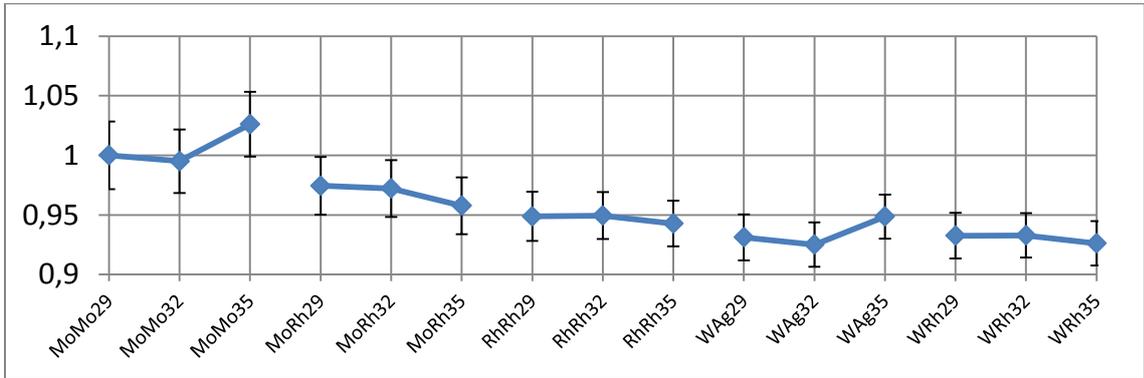


Abbildung 58: FOM Al/ FOM Drüsengewebe Brustdicke 8cm

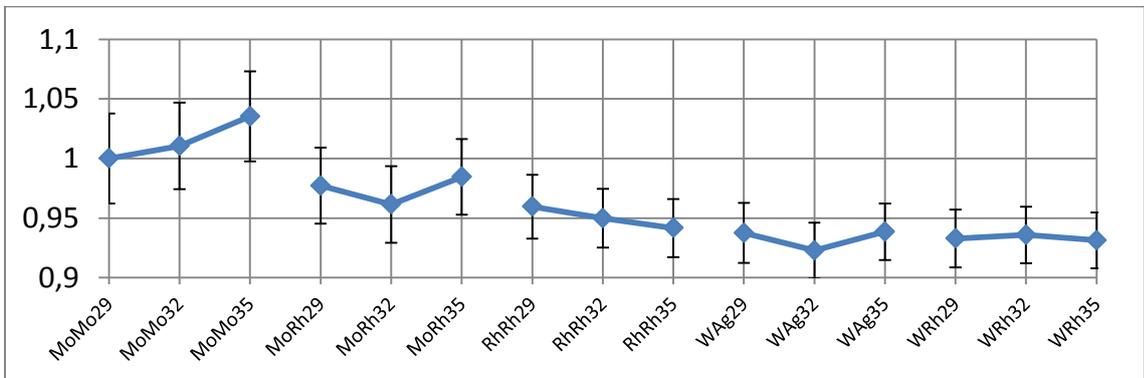


Abbildung 59: FOM Al/ FOM Drüsengewebe Brustdicke 9cm

In den Abbildungen 53-59 sind die Abweichungen der FOMs relativ zu MoMo, der niedrigsten jeweils verwendeten Röhrenspannung, zwischen Aluminiumdetails und humanem Drüsengewebe mit einer Zusammensetzung nach ICRU 44 (ICRU, 1989) dargestellt. Die Abweichungen variieren zwischen 1,03 bei MoMo35 in Abbildung 59 bis 0,92 bei RhRh35 in Abbildung 54. Ein wichtiges Detail ist, dass die Fehler (schwarze Balken) bei größeren Brustdicken stark ansteigen und die Aussagekraft dieser Graphen mindern.

Bei härteren Spektren unterschätzt Aluminium die FOM des Drüsengewebes bei allen Brustdicken.

#### 4.1.2 Gold/Drüsengewebe

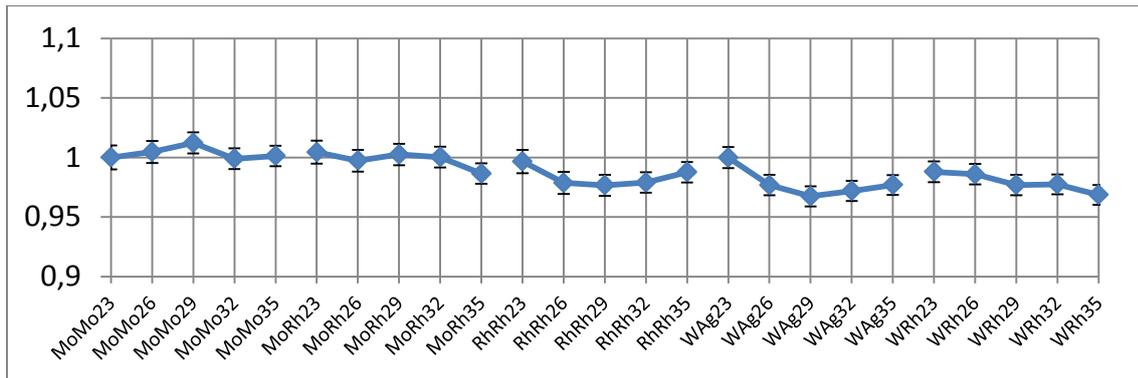


Abbildung 60: FOM Au/ FOM Drüsengewebe Brustdicke 3cm

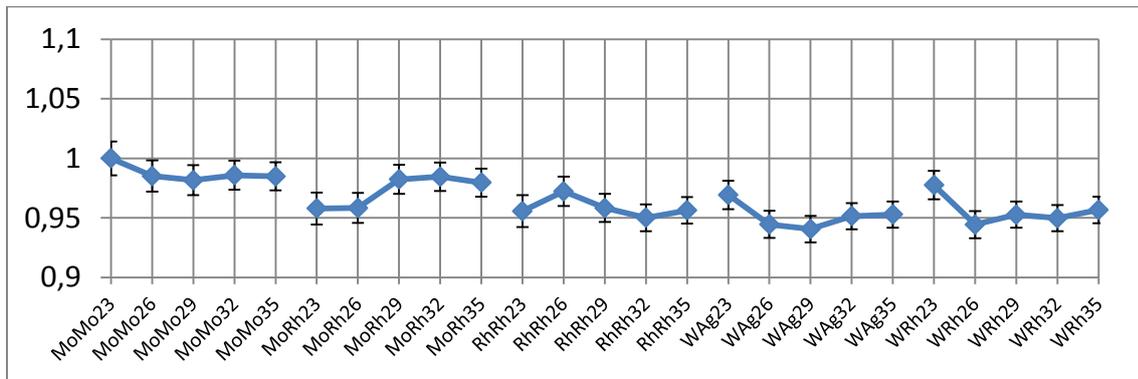


Abbildung 61: FOM Au/FOM Drüsengewebe Brustdicke 4cm

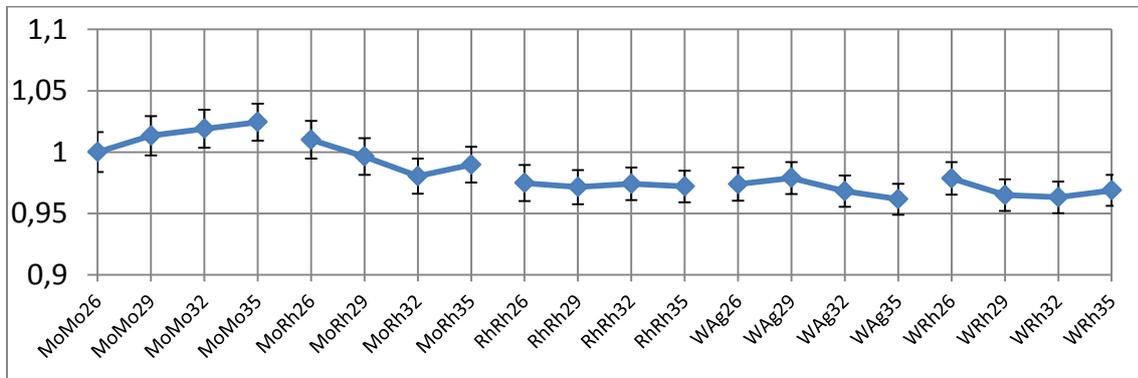


Abbildung 62: FOM Au/FOM Drüsengewebe Brustdicke 5cm

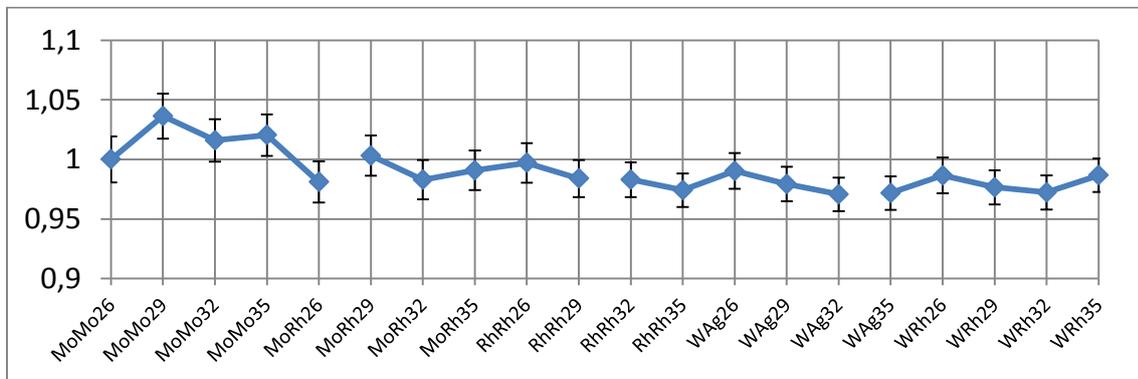


Abbildung 63: FOM Au/FOM Drüsengewebe Brustdicke 6cm

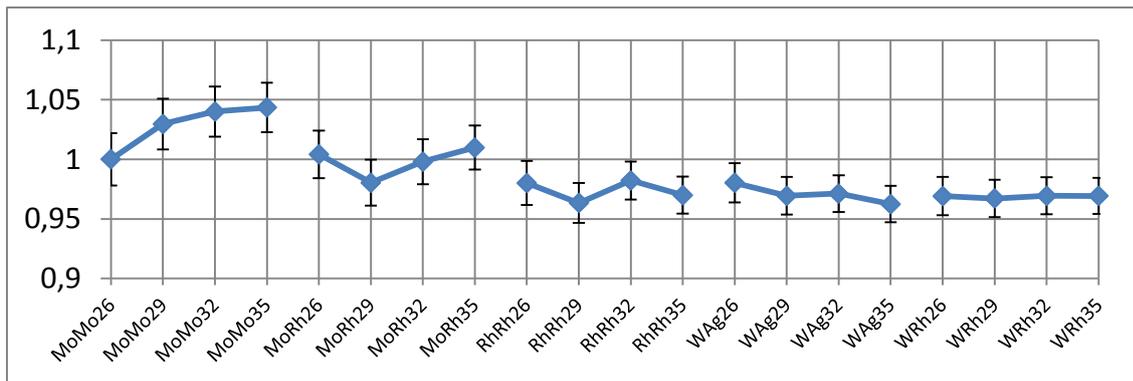


Abbildung 64: FOM Au/FOM Drüsengewebe Brustdicke 7cm

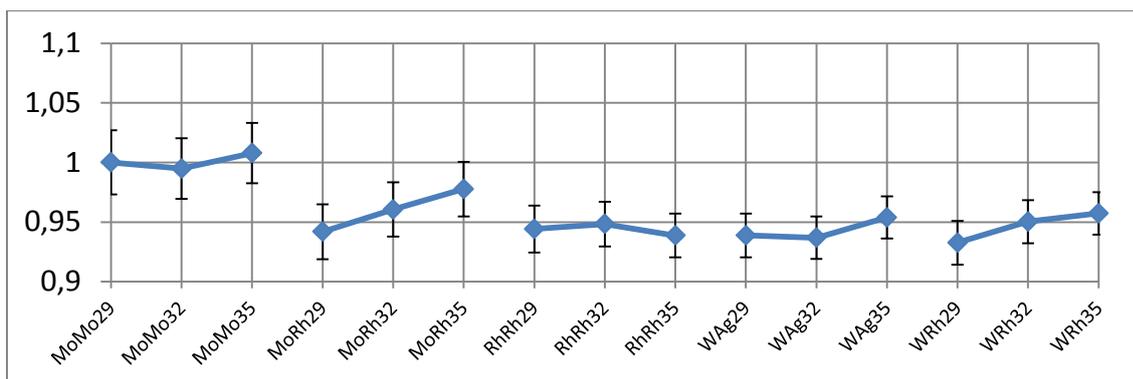


Abbildung 65: FOM Au/FOM Drüsengewebe Brustdicke 8cm

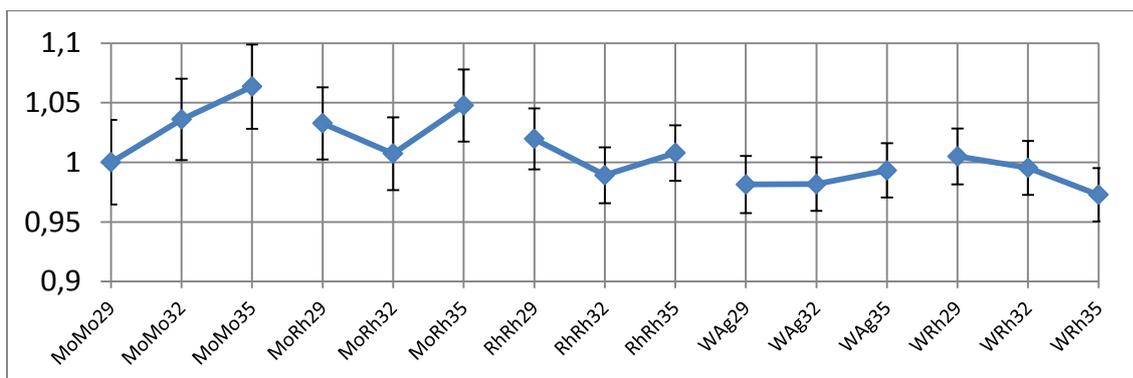


Abbildung 66: FOM Au/ FOM Drüsengewebe Brustdicke 9cm

In den Abbildungen 60-66 sind die Abweichungen der FOMs relativ zu MoMo, der niedrigsten jeweils verwendeten Röhrenspannung, zwischen Golddetails und humanem Drüsengewebe mit einer Zusammensetzung nach ICRU 44 (ICRU, 1989) dargestellt. Dies ist von Bedeutung, weil bei der Bildqualitätsmessung mittels Phantomen, wie dem CDMAM, Referenzwerte oft bei anderen als den verwendeten Strahlenqualitäten festgelegt sind. Aufgrund der Energieabhängigkeit variiert die äquivalente Golddicke zwischen verschiedenen Spektren. Für die Allgemeingültigkeit der Aussage ist daher eine minimale Abhängigkeit vom Spektrum notwendig.

Gold zu Drüsengewebe hat bei einer Brustdicke von 4-5cm (Abbildung 61, Abbildung 62) eine Übereinstimmung von 5% in der FOM, was einem Dosis-Unterschied von ca. 10% entspricht. Das bedeutet, dass in der Qualitätssicherung bei einer typischen Brust mit 50% Glandularität Gold als gutes Kontrastmaterial für die Bildqualitätsbestimmung verwendet werden kann.

## 4.2 Schichtmodell Validierung

Das Drei-Schichten-Modell von (Schöndorfer, 2017) hat in Abbildung 49 eine weitgehende Übereinstimmung mit dem Zwei-Schichten-Modell aus PMMA und PE von (Bouwman et al., 2015). Die Luftkerma der verschiedenen Brustdicken hat einen sehr ähnlichen Verlauf und die Ergebnisse von (Bouwman et al., 2015) liegen innerhalb des statistischen Fehlers der Simulation. Das Schichtmodell von (Schöndorfer, 2017) selbst hat sowohl in der Luftkerma als auch in der deponierten Energie im Selendetektor keinen signifikanten Vorteil gegenüber dem PMMA-Phantom von (Dance et al., 2000a). Der durchschnittliche Fehler ist nahezu ident mit dem Fehler des PMMA-Phantoms (1,098 zu 1,097). Der einzige Unterschied ist, dass das Schichtmodell für niedrige Brustdicken weniger und bei größeren Brustdicken mehr als das PMMA-Phantom vom Standardbrustmodell abweicht.

## 4.3 Optimierung der Strahlenqualitäten

Das Ziel der Optimierung der Strahlenqualitäten war es herauszufinden, wieviel Prozent der Dosis durch Verwendung der richtigen Anoden/Filter-Kombination und Röhrenspannung ohne Verlust der Abbildungsqualität eingespart werden konnten. Für den 200µm dicken Aluminium-Kontrast, der wie in Kapitel 1.2.10 die Abschwächungscharakteristika einer Mikrokalzifikation darstellen soll, konnten bei Verwendung von WRh anstatt MoMo 5,5 bis 61% der Dosis eingespart werden. Je dicker sich das Brustgewebe darstellte desto höher war die Dosisreduzierung. Diese Ergebnisse ähneln der eingesparten Dosis von 9 bis 62% von (Ranger et al., 2010). Ein wichtiger Unterschied zur Messung von (Ranger et al., 2010) ist aber, dass Brustäquivalente Plastikschichten zum Aufbau der Phantome verwendet wurden, die entweder 100% adipöse, 50%/50% adipöse/glandular oder 100% glandular waren. Weiters wurden die Kalzifikationen durch Plastikblöcke simuliert.

Bei Verwendung von WRh-Spektren statt MoMo-Spektren kann bei dem Drüsengewebe-Kontrast 17% (3cm) – 68% (9cm) an der Dosis eingespart werden.

Sowohl bei (Williams et al., 2008) als auch bei (Ranger et al., 2010) liegt das Optimum der FOM bei niedrigeren kVp als bei den Simulation in dieser Arbeit. Diese Diskrepanz stammt wahrscheinlich vom unterschiedlichen Phantom-oder Kontrastaufbau. Sie könnte aber auch in der unterschiedlichen Art liegen, die FOM zu berechnen.

Weitere Simulationen mit einem ähnlichen Aufbau wie (Williams et al., 2008) und (Ranger et al., 2010) sollten vorgenommen werden, um diese besser mit diesen Arbeiten vergleichen zu können.

## 4.4 Einschränkungen

Eine Einschränkung, die hauptsächlich bei niedrigeren Brustdicken, in dieser Arbeit bei 3cm, auftritt, ist die zu starke Aufhärtung durch die adipöse 5mm-Schicht, wie in (Kotre, 2011) beschrieben. Dies führt zu einer Diskrepanz des Standardbrustmodells gegenüber dem realen Brustgewebe.

Warum dieser Fehler in dieser Arbeit nicht gravierender ausfällt, ist auf den Verzicht der typischen Kompressionsplatte aus Polycarbonat (Dance et al., 2000b) zurückzuführen.

Die Simulationszeit ist ein weiterer Aspekt, der die Genauigkeit der Simulation stark beeinflusst.

Der Fehler der Simulation korreliert mit der Wurzel der Simulationszeit.

Um eine höhere Genauigkeit für die Simulation zu erhalten, könnte diese parallelisiert und am Vienna Scientific Cluster berechnet werden.

Ein weiterer wichtiger Punkt ist, dass Aluminium zwar meist als Äquivalenzmaterial für Mikrokalzifikationen bei Phantommessungen in der Mammographie verwendet wird aber nicht bei allen Brustdicken und Spektren optimal ist. Weiters berücksichtigt die Verwendung einer Aluminium-Kontrastplatte die die Ausmaße des Phantoms besitzt, nicht die Größe der Kalzifikation.

## 5 Appendix

### 5.1 WAg Spektrum 32kVp

Wag			
36	,	0.001	, 1
0.0055	,	0	
0.006	,	4.23099063917095E-012	
0.0065	,	4.01341655820423E-010	
0.007	,	1.4865686608722E-008	
0.0075	,	2.80833235700289E-007	
0.008	,	5.24174594564304E-006	
0.0085	,	8.00275804975247E-005	
0.009	,	9.6880772551496E-005	
0.0095	,	0.0006480255	
0.01	,	0.0020347128	
0.0105	,	0.0012876034	
0.011	,	0.0020182983	
0.0115	,	0.0042783827	
0.012	,	0.0044017922	
0.0125	,	0.0053946979	
0.013	,	0.0073670168	
0.0135	,	0.0099639306	
0.014	,	0.0128641833	
0.0145	,	0.0163672075	
0.015	,	0.0195429361	
0.0155	,	0.0231365113	
0.016	,	0.0266166157	
0.0165	,	0.0297296992	
0.017	,	0.0331520956	
0.0175	,	0.0361156557	
0.018	,	0.0392171859	
0.0185	,	0.0416326384	
0.019	,	0.0434453995	
0.0195	,	0.0455626883	
0.02	,	0.0469717573	
0.0205	,	0.0476359638	
0.021	,	0.0488266048	
0.0215	,	0.0484463476	
0.022	,	0.0483502269	
0.0225	,	0.0477606351	
0.023	,	0.0471425364	
0.0235	,	0.0467281579	
0.024	,	0.0452608129	
0.0245	,	0.0441011569	
0.025	,	0.0426790388	
0.0255	,	0.0411558278	
0.026	,	0.0038655927	
0.0265	,	0.0039215183	
0.027	,	0.0040184262	
0.0275	,	0.0041323868	
0.028	,	0.0040776559	
0.0285	,	0.0039508024	
0.029	,	0.0036473993	
0.0295	,	0.003391724	
0.03	,	0.003204395	
0.0305	,	0.0025413893	
0.031	,	0.0019099033	
0.0315	,	0.0009827458	
0.032	,	0.0003372722	
0.0325	,	0	
0.033	,	0	
0.0335	,	0	
0.034	,	0	
0.0345	,	0	
0.35	,	0	

## 5.2 Transportparameter (Kawrakow et al., 2017)

- Global ECUT= Global (in all regions) electron transport cut off energy (in MeV). If this input is missing, AE(medium) will be used. [ ECUT ]
- Global PCUT= Global (in all regions) photon transport cut off energy (in MeV). If this input is missing, AP(medium) will be used. [ PCUT ]
- Global SMAX= Global (in all regions) maximum step-size restriction for electron transport (in cm). If missing, no geometrical step-size restrictions will be employed. Note that if you use the default EGSnrc electron-step algorithm, no SMAX-restriction is necessary. Option is useful for transport in low density materials (air) when PRESTA behaviour is turned on (see below) [ SMAXIR ]
- ESTEPE= Maximum fractional energy loss per step. Note that this is a global option only, no region-by-region setting is possible. If missing, the default is 0.25 (25%). [ ESTEPE ]
- Xlmax=Maximum first elastic scattering moment per step. Default is 0.5, NEVER use value greater than 1 as this is beyond the range of MS data available. [ XIMAX ]
- Boundary crossing algorithm= There are two selections possible: EXACT, means the algorithm will cross boundaries in a single scattering (SS) mode, the distance from a boundary at which the transition to SS mode is made is determined by 'Skin depth for BCA' (see below). The second option is PRESTA-I, if selected boundaries will be crossed a la PRESTA, i.e. with lateral correlations turned off and MS forced at boundaries. Default is EXACT. [ bca\_algorithm, exact\_bca ]
- Skin depth for BCA= Determines the distance from a boundary (in elastic MFP) at which the algorithm will go into single scattering mode (if EXACT boundary crossing) or switch off lateral correlations (if PRESTA-I boundary crossing). Default value is 3 for EXACT or  $\exp(\text{BLCMIN})/\text{BLCMIN}$  for PRESTA-I (see the PRESTA paper for a definition of BLCMIN). Note that if you choose EXACT boundary crossing and set Skin depth for BCA to a very large number (e.g.  $1e10$ ), the entire calculation will be in SS mode. If you choose PRESTA-I boundary crossing and make Skin depth for BCA large, you will get default EGS4 behaviour (no PRESTA) [ skinddepth\_for\_bca ]
- Electron-step algorithm= PRESTA-II (the default), the name is used for historical reasons or PRESTA-I Determines the algorithm used to take into account lateral and longitudinal correlations in a condensed history step. [ transport\_algorithm ]
- Spin effects= Off, On, default is On Turns off/on spin effects for electron elastic scattering. Spin On is ABSOLUTELY necessary for good backscattering calculations. Will make a difference even in 'well conditioned' situations (e.g. depth dose curves for RTP energy range electrons). [ spin\_effects ]
- Brems angular sampling= Simple, KM, default is KM If Simple, use only the leading term of the Koch-Motz distribution to determine the emission angle of bremsstrahlung photons. If On, complete modified Koch-Motz 2BS is used (modifications concern proper handling of kinematics at low energies, makes 2BS almost the same as 2BN at low energies). [ IBRDST ]
- Brems cross sections= BH, NIST, NRC default is BH If BH is selected, the Bethe-Heitler bremsstrahlung cross sections (Coulomb corrected above 50 MeV) will be used. If NIST is selected, the NIST brems cross section data base (which is the basis for the ICRU radiative stopping powers) will be employed. Differences are negligible for  $E > ,say, 10 \text{ MeV}$ , but significant in the keV energy range. If NRC is selected, the NRC brems cross-section data base will be used, which is a version of the NIST data base with corrected electron-electron brems contributions (corrections to the NIST data is typically only significant for low values of the atomic number  $Z$  and for  $k/T < 0.005$ ). [ ibr\_nist ]
- Triplet production= On or Off (default). Turns on/off simulation of triplet production. If On, then Borsellino's first Born approximation is used to sample triplet events based on the triplet cross-section data. [ itriplet ]

- Bound Compton scattering= On, Off, Simple or norej (default) If Off, Compton scattering will be treated with Klein-Nishina, with On Compton scattering is treated in the Impulse approximation. With Simple, the impulse approximation incoherent scattering function will be used (i.e., no Doppler broadening). With norej the actual total bound Compton cross section is used and there are no rejections at run time. Make sure to turn on for low energy applications, not necessary above, say, 1 MeV. [ IBCMP ]
- Radiative Compton corrections= On or Off (default). If on, then include radiative corrections for Compton scattering. Equations are based on original Brown & Feynman equations (Phys. Rev. 85, p 231--1952). Requires a change to the user codes Makefile to include \$(EGS\_SOURCEDIR)rad\_compton1.mortran in the SOURCES (just before \$(EGS\_SOURCEDIR)get\_inputs.mortran). [ radc\_flag ]
- Electron Impact Ionization= Off (default), On, casnati, kolbenstvedt, gryzinski or penelope. If set to On or ik, then use Kawrakow's theory to derive EII cross-sections. If set to casnati, then use the cross-sections of Casnati (from file \$HEN\_HOUSE/data/eii\_casnati.data). Similar for kolbenstvedt, gryzinski and penelope. This is only of interest in kV X-ray calculations. Note that the user can supply their own EII cross-section data as well. The requirement is that the file eii\_suffix.data exists in the \$HEN\_HOUSE/data directory, where suffix is the name specified. Entry is case-sensitive except for Off, On or ik. [ eii\_flag, eii\_xfile ]
- Pair angular sampling= Off, Simple, KM. If off, pairs are set in motion at an angle  $m/E$  relative to the photon direction ( $m$  is electron rest energy,  $E$  the photon energy). Simple turns on the leading term of the angular distribution (this is sufficient for most applications), KM (comes from Koch and Motz) turns on using 2BS from the article by Koch and Motz. Uniform Default is Simple, make sure you always use Simple or KM [ IPRDST ]
- Pair cross sections= BH (default) or NRC. If set to BH, then use Bethe-Heitler pair production cross-sections. If set to NRC, then use NRC pair production cross-sections (in file \$HEN\_HOUSE/data/pair\_nrc1.data). Only of interest at low energies, where the NRC crosssections take into account the assymetry in the positron-electron energy distribution. [ pair\_nrc ]
- Photon cross sections= Photon cross-section data. Current options are si (Storm-Israel--the default), epdl (Evaluated Photon Data Library), and xcom. Allows the user to use photon cross-sections other than the default PEGS4 (StormIsrael) values. Note that the user can supply their own cross-section data as well. The requirement is that the files photon\_xsections\_photo.data, photon\_xsections\_pair.data, photon\_xsections\_triplet.data, and photon\_xsections\_rayleigh.data exist in the \$HEN\_HOUSE/data directory, where photon\_xsections is the name specified. Entry is case-sensitive except for the pegs4 option. [ photon\_xsections ]
- Photon cross-sections output= Off (default) or On. If On, then a file \$EGS\_HOME/user\_code/inputfile.xsections is output containing photon cross-section data used. [ xsec\_out ]
- Compton cross sections= Bound Compton cross-section data. Usersupplied bound Compton cross-sections in the file \$HEN\_HOUSE/data/comp\_xsections\_compton.data, where comp\_xsections is the name supplied for this input. This is only used if Bound Compton scattering= Simple and is not available on a region-by-region basis (see below). The default file (ie in the absence of any user-supplied data) is compton\_sigma.data. [ comp\_xsections ]
- Rayleigh scattering= Off, On, custom If On, turned on coherent (Rayleigh) scattering. Default is Off. Should be turned on for low energy applications. If custom, user must provide media names and form factor files for each desired medium. The rest of the media use the default atomic form factors. Not set to On by default for historical reasons since a PEGS4 data set is not required anymore. [ IRAYLR ]
- ff media names = A list of media names (must match media found in PEGS4 data file) for which the user is going to provide custom Rayleigh form factor data. [ iray\_ff\_media(\$MXMED) ]

- ff file names = A list of names of files containing the Rayleigh form factor data for the media specified by the ff media names = input above. Full directory paths must be given for all files, and for each medium specified, iray\_ff\_media(i), there must be a corresponding file name, iray\_ff\_file(i). For example files, see the directory \$HEN\_HOUSE/data/molecular\_form\_factors. [ iray\_ff\_file(\$MXMED) ]
- Photoelectron angular sampling= Off or On If Off, photo-electrons get the direction of the 'mother' photon, with On, Sauter's formula is used (which is, strictly speaking, valid only for K-shell photo-absorption). If the user has a better approach, replace the macro \$SELECT-PHOTOELECTRON-DIRECTION; The only application that I encountered until now where this option made a small difference was a big ion chamber (cavity size comparable with electron range) with high-Z walls in a low energy photon beam. Default is On [ IPHTER ]
- Atomic relaxations= Off, On Default is On. The effect of using On is twofold: - In photo-electric absorption events, the element (if material is mixture) and the shell the photon is interacting with are sampled from the appropriate cross sections - Shell vacancies created in photo-absorption events are relaxed via emission of fluorescent X-Rays, Auger and Koster-Cronig electrons. Make sure to turn this option on for low energy applications. [ IEDGFL ]



Abbildung 39: FOM 200 $\mu$ Al Brustdicke 8cm.....	43
Abbildung 40: FOM 1 $\mu$ Au Brustdicke 8cm .....	43
Abbildung 41: FOM 3mm Drüsengewebe Brustdicke 8cm .....	44
Abbildung 42:FOM 200 $\mu$ Al Brustdicke 9cm .....	45
Abbildung 43: FOM 1 $\mu$ Au Brustdicke 9cm .....	45
Abbildung 44: FOM 3mm Drüsengewebe Brustdicke 9cm .....	46
Abbildung 45: $E_{dep}$ (Standardbrustmodell)/ $E_{dep}$ (Schichtmodell) .....	47
Abbildung 46: $E_{dep}$ (Standardbrustmodell)/ $E_{dep}$ (PMMA Phantom) .....	47
Abbildung 47: $E_{dep}$ (Schichtmodell)/ $E_{dep}$ (PMMA Phantom).....	48
Abbildung 48: deponierte Energie pro Photon im Selendetektor .....	48
Abbildung 49: $E_{dep}$ (Standardbrustmodell)/ $E_{dep}$ (Schichtmodell) .....	49
Abbildung 50: $E_{dep}$ (Standardbrustmodell)/ $E_{dep}$ (PMMA Phantom) .....	49
Abbildung 51: $E_{dep}$ (Schichtmodell)/ $E_{dep}$ (PMMA Phantom).....	50
Abbildung 52: Luftkerma pro Photon.....	50
Abbildung 53: FOM Al/ FOM Drüsengewebe Brustdicke 3cm .....	51
Abbildung 54: FOM Al/FOM Drüsengewebe Brustdicke 4cm .....	51
Abbildung 55: FOM Al/FOM Drüsengewebe Brustdicke 5cm .....	51
Abbildung 56: FOM Al/FOM Drüsengewebe Brustdicke 6cm .....	52
Abbildung 57: FOM Al/FOM Drüsengewebe Brustdicke 7cm .....	52
Abbildung 58: FOM Al/ FOM Drüsengewebe Brustdicke 8cm .....	52
Abbildung 59:FOM Al/ FOM Drüsengewebe Brustdicke 9cm .....	52
Abbildung 60: FOM Au/ FOM Drüsengewebe Brustdicke 3cm .....	54
Abbildung 61: FOM Au/FOM Drüsengewebe Brustdicke 4cm .....	54
Abbildung 62: FOM Au/FOM Drüsengewebe Brustdicke 5cm .....	54
Abbildung 63: FOM Au/FOM Drüsengewebe Brustdicke 6cm .....	54
Abbildung 64: FOM Au/FOM Drüsengewebe Brustdicke 7cm .....	55
Abbildung 65: FOM Au/FOM Drüsengewebe Brustdicke 8cm .....	55
Abbildung 66: FOM Au/ FOM Drüsengewebe Brustdicke 9cm .....	55
Tabelle 1: Koeffizienten des polynomialen fits für Glandularität als eine Funktion der Brustdicke (Gleichung (3)).....	14
Tabelle 2: Glandularität zu komprimierter Brustdicke (Dance et al., 2000a).....	15
Tabelle 3: elementare Zusammensetzung Drüsen- und Fettgewebe (ICRU, 1989).....	15
Tabelle 4: Deponierte Energie und Dosis in verschiedenen Medien .....	25
Tabelle 5: Anoden/Filter-Kombinationen.....	29
Tabelle 6: Röhrenspannung bei verschiedenen Brustdicken .....	29
Tabelle 7: Zusammensetzung Schichtmodell .....	31
Tabelle 8: PMMA Äquivalenzdicken zu Brustdicken .....	31
Tabelle 9: verwendete Strahlenqualitäten abhängig von Brustdicke .....	31

## 7 Literatur

- AFFERO, G. 2007. *GNU AFFERO GENERAL PUBLIC LICENSE* [Online]. Available: <https://www.gnu.org/licenses/agpl.txt>.
- ARTINIS. 2017. Artinis Medical Systems. Available: <http://www.artinis.com/cdmam-34/>.
- BOONE, J. M. & SEIBERT, J. A. 1997. An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV. *Medical Physics*, 24, 1661-1670.
- BOUWMAN, R. W., DIAZ, O., VAN ENGEN, R. E., YOUNG, K. C., DEN HEETEN, G. J., BROEDERS, M. J., VELDKAMP, W. J. & DANCE, D. R. 2013. Phantoms for quality control procedures in digital breast tomosynthesis: dose assessment. *Phys Med Biol*, 58, 4423-38.
- BOUWMAN, R. W., VAN ENGEN, R. E., YOUNG, K. C., VELDKAMP, W. J. & DANCE, D. R. 2015. Dose assessment in contrast enhanced digital mammography using simple phantoms simulating standard model breasts. *Phys Med Biol*, 60, N1-7.
- CRUSE, T. A. 1997. *Reliability-Based Mechanical Design*, Taylor & Francis.
- DANCE, D. R. 1990. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Phys Med Biol*, 35, 1211-9.
- DANCE, D. R., CHRISTOFIDES, S., MAIDMENT, A. D. A., MCLEAN, I. D. & NG, K. H. 2014. *Diagnostic Radiology Physics*. Wien: IAEA.
- DANCE, D. R., SKINNER, C. L., YOUNG, K. C., BECKETT, J. R. & KOTRE, C. J. 2000a. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys Med Biol*, 45, 3225-40.
- DANCE, D. R., THILANDER, A. K., SANDBORG, M., SKINNER, C. L., CASTELLANO, I. A. & CARLSSON, G. A. 2000b. Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study. *The British Journal of Radiology*, 73, 1056-1067.
- DESAI, N., SINGH, A. & VALENTINO, D. J. Practical evaluation of image quality in computed radiographic (CR) imaging systems. 2010. 76224Q-76224Q-10.
- DRAKE, R. L., VOGL, W. & TIBBITTS, A. W. M. M. 2005. *Gray's anatomy for students*, Philadelphia, Elsevier/Churchill
- FALLER, A. 2004. *Der Körper des Menschen : Einführung in Bau und Funktion*. *Der Körper des Mensch*.
- FLOOR-WESTERDIJK, M. J., COLIER, W. N. J. M. & VAN DER BURGHT, R. J. M. 2014. CDMAM Phantom Optimized for Digital Mammography Quality Control by Automatic Image Readout. In: ROA ROMERO, L. M. (ed.)

- XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013: MEDICON 2013, 25-28 September 2013, Seville, Spain.* Cham: Springer International Publishing.
- GEISER, W. R. 2012. *Digital Mammography: A Practical Approach*, Cambridge, Cambridge University Press.
- HERMANN, G., JANUS, C., SCHWARTZ, I. S., PAPATESTAS, A., HERMANN, D. G. & RABINOWITZ, J. G. 1988. Occult malignant breast lesions in 114 patients: relationship to age and the presence of microcalcifications. *Radiology*, 169, 321-4.
- HUBBELL, J. H. & SELTZER, S. M. 2017. *Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients (version 1.4)* [Online]. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD. Available: <http://physics.nist.gov/xaamdi>.
- ICRU 1984. Stopping Powers for Electrons and Positrons. *ICRU report*, 37.
- ICRU 1989. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. *ICRU report*, 44.
- KAWRAKOW, I., HING, E. M.-., ROGERS, D. W. O., TESSIER, F. & WALTERS, B. R. B. 2015. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. National Research Council Canada.
- KAWRAKOW, I., MAINEGRA-HING, E., TESSIER, F., TOWNSON, R. & WALTERS, B. 2017. *PIRS-701* [Online]. Available: <http://nrc-cnrc.github.io/EGSnrc/doc/pirs701-egsnrc.pdf>.
- KOTRE, C. J. 2011. Statistical analysis of mammographic breast composition measurements: towards a quantitative measure of relative breast cancer risk. *The British Journal of Radiology*, 84, 153-160.
- MACKENZIE, A., DANCE, D. R., DIAZ, O. & YOUNG, K. C. 2014. Image simulation and a model of noise power spectra across a range of mammographic beam qualities. *Med Phys*, 41, 121901.
- NALAWADE, Y. V. 2009. Evaluation of breast calcifications. *The Indian Journal of Radiology & Imaging*, 19, 282-286.
- PERRY, N., BROEDERS, M., DE WOLF, C., TORNBERG, S., HOLLAND, R. & VON KARSA, L. 2008. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition--summary document. *Ann Oncol*, 19, 614-22.
- RANGER, N. T., LO, J. Y. & SAMEI, E. 2010. A technique optimization protocol and the potential for dose reduction in digital mammography. *Med Phys*, 37, 962-9.
- SCHÖNDORFER, K. 2017. Entwicklung eines SDNR Phantoms mit unterschiedlichen Kontrasten für die Anwendung in der Mammographie. *Development of a SDNR Phantom with various contrast materials for mammography*.
- STRUDLEY, C. J. & YOUNG, K. C. 2014. Evaluation of a New Design of Contrast-Detail Phantom for Mammography: CDMAM Model 4.0. *In:*

- FUJITA, H., HARA, T. & MURAMATSU, C. (eds.) *Breast Imaging: 12th International Workshop, IWDM 2014, Gifu City, Japan, June 29 – July 2, 2014. Proceedings*. Cham: Springer International Publishing.
- WILLIAMS, M. B., RAGHUNATHAN, P., MORE, M. J., SEIBERT, J. A., KWAN, A., LO, J. Y., SAMEI, E., RANGER, N. T., FAJARDO, L. L., MCGRUDER, A., MCGRUDER, S. M., MAIDMENT, A. D., YAFFE, M. J., BLOOMQUIST, A. & MAWDSLEY, G. E. 2008. Optimization of exposure parameters in full field digital mammography. *Med Phys*, 35, 2414-23.
- YAFFE, M. J. & MAINPRIZE, J. G. 2004. Detectors for Digital Mammography. *Technology in Cancer Research & Treatment*, 3, 309-324.
- ZANCA, F., ONGEVAL, C. V., MARSHALL, N., MEYLAERS, T., MICHIELSEN, K., MARCHAL, G. & BOSMANS, H. 2010. The relationship between the attenuation properties of breast microcalcifications and aluminum. *Physics in Medicine & Biology*, 55, 1057.