

Hirzberger Daniela

# Beurteilung der zeitlichen Veränderung von Röntgensystemen für die Mammographie mittels Halbwertschichtdicke und Röntgenspektren

Diplomarbeit



Medizinische Universität Graz



**Univ. Klinik für Radiologie**

Medizinische Universität Graz

Auenbruggerplatz 9A, A-8036 Graz

Vorstand: Univ.-Prof. Dr.med.univ. Reingard Aigner

**Institut für Health Care Engineering**

Technische Universität Graz

Inffeldgasse 18, A-8010 Graz

Leiter: Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Norbert Leitgeb

**Betreuerin:** Univ.-Prof. i.R. Dr.phil. Gerharde STÖFFLER

**Begutachter:** Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Herfried PESSENHOFER

Graz, März 2013

## **Danksagung**

Ein herzliches Dankeschön geht an alle, die mich bei der Erstellung meiner Diplomarbeit unterstützt haben.

Besonders möchte ich mich bei Frau Univ.-Prof. i.R. Dr. phil. Gerharde Stöffler für die fachliche Betreuung bei den Messungen und die vielen interessanten Gespräche bedanken.

Vielen Dank auch an Herrn Dipl.-Ing. Dr.techn. Alexander Hohl für die Programmierung des Matlab<sup>TM</sup>-Programms zur Flächenberechnung.

Auch bei Herrn Saidler und der Firma Ortec möchte ich mich für Bereitstellung des digitalen Spektrometers bedanken.

Zudem möchte ich Herrn Dipl.-Ing. Dr. Waldemar Ninaus, Frau Dr.rer.nat. Dr.techn. Elke Pichl und Herrn Ing. Karl Oswald von der Strahlenmesstechnik Graz für Bereitstellung der Kalibrierquellen danken.

Weiters ergeht mein Dank an die RadiologietechnologInnen der Universitätsklinik für Radiologie des LKH Graz, die mir bei Fragen zur Bedienung der Mammographiegeräte zur Seite standen.

Ebenso möchte ich mich bei Herrn Ing. Kaster von der Firma Siemens für die Auskunft zu den Mammographiegeräten bedanken.

Außerdem möchte ich Herrn Sergio Gallardo Bermell, Professor an der Universidad Politecnica de Valencia, für seine Hilfestellungen zur Berechnung der Halbwertschichtdicke aus dem Spektrum danken.

Mein ganz besonderer Dank geht jedoch an Herrn Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Herfried Pessenhofer, der mich auf der Suche nach Lösungswegen jeglicher Art umfangreich unterstützt hat – ohne ihn wäre eine Fertigstellung dieser Arbeit nicht möglich gewesen.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die mir dieses Studium ermöglicht haben und immer ein sehr großes Interesse an meiner Arbeit gezeigt haben. Auch bei meiner Schwester möchte ich mich herzlich bedanken, die mir bei Problemen mit der Formulierung zur Seite stand.

Zusammenfassung:

## **Beurteilung der zeitlichen Veränderung von Röntgensystemen für die Mammographie mittels Halbwertschichtdicke und Röntgenspektren**

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war, Veränderungen in der Strahlenqualität durch die Röntgenröhrenalterung zu untersuchen. Zu diesem Zweck sollten Messungen der Halbwertschichtdicke (HVL) und des Röntgenspektrums durchgeführt werden. Während die Messung des Röntgenspektrums als ideale Methode zur Beurteilung der Strahlenqualität betrachtet wird, wird jedoch die HVL in der Qualitätssicherung häufig zur Beschreibung der Strahlenqualität eingesetzt.

Im Zeitraum eines Jahres wurden wiederholt Messungen der HVL und des Röntgenspektrums an einem analogen und einem digitalen Mammographiesystem für die verfügbaren Anoden/Filter-Kombinationen Molybdän/Molybdän (Mo/Mo), Molybdän/Rhodium (Mo/Rh) und Wolfram/Rhodium (W/Rh) bei 26 kV, 28 kV und 30 kV Röhrenspannung durchgeführt. Die Aufnahme der Spektren erfolgte mittels Compton-Streutechnik. Die Teil- und Gesamtflächen der rekonstruierten Spektren, als Maß für die Intensität, wurden mit MATLAB<sup>TM</sup> berechnet. Aufgrund fehlender Korrekturfaktoren für die Anoden/Filter-Kombinationen Mo/Rh und W/Rh wurden nur die Halbwertschichtdicken für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo ausgewertet. Die Ergebnisse der HVL-Messungen und der Flächenberechnungen aus den gemessenen Spektren wurden mit Erkenntnissen aus der Literatur verglichen.

Es zeigte sich eine Zunahme der Halbwertschichtdicke im Messzeitraum um durchschnittlich 10,3 % (7,4 % - 13,7 %) nach einem Jahr. Die Gesamtfläche der Spektren nahm ebenfalls um durchschnittlich 11,9 % (5,7 % - 19,8 %) zu. Die Analyse der Teilflächen ergab eine Zunahme der Flächen des Bremsspektrums und des charakteristischen  $K_{\alpha}$ -Peaks von Molybdän, während die Auswertung des charakteristischen  $K_{\beta}$ -Peaks von Molybdän keinen Trend in Richtung höherer oder niedriger Werte aufwies.

Außerdem zeigte das Spektrum der Anoden/Filter-Kombination W/Rh überraschend Peaks im Energiebereich zwischen 17 keV und 23 keV.

Die Zunahme der HVL entsprechend einer zusätzlichen Filterung des Röntgenstrahls war zu erwarten und steht im Einklang mit den Ergebnissen in der Literatur. Die aus den gemessenen Röntgenspektren berechneten Flächen zeigten jedoch ebenso eine Zunahme mit der Zeit, was einer Intensitätszunahme entspricht und den Ergebnissen in der Literatur widerspricht.

Weitere Untersuchungen sind erforderlich, um die Bedeutung dieser Ergebnisse zu erfassen.

Schlüsselwörter: Mammographie, Strahlenqualität, Röhrenalterung, Röntgenspektrum, Halbwertschichtdicke

Abstract:

**Evaluation of the aging of mammographic x-ray systems by means of half value layer and x-ray spectra**

The objective of this work was to analyze changes in the beam quality due to x-ray tube aging. For this purpose, measurements of the half value layer (HVL) and the x-ray spectrum should be conducted. The HVL is commonly used to describe the beam quality in quality control, while measurements of the x-ray spectra are considered the ideal method for determining the beam quality.

Over the period of one year, repeated measurements of the HVL and x-ray spectra were performed on an analogue and a digital mammography unit for the anode/filter combinations Mo/Mo, Mo/Rh and W/Rh at 26 kV, 28 kV and 30 kV tube voltage. The x-ray spectra were measured using Compton scattering technique. From the measured spectra, the total areas and the subareas of the spectra, as a measure of intensity, were calculated using MATLAB<sup>TM</sup>. Due to unavailable correction factors for the anode/filter combinations Mo/Rh and W/Rh, only the HVL values of Mo/Mo were analyzed. The results of the chronological changes in HVL and the calculated areas were compared with findings in the literature.

The HVL of Mo/Mo showed an increase in time of 10.3 % averaged over the studied tube voltages. Also, the total area was found to increase over time (in average 11.9 %). The analysis of the chronological changes of the subareas of the bremspektrum and the characteristic  $K_{\alpha}$  peak of molybdenum showed an increase over time, while the subarea of the characteristic  $K_{\beta}$  peak showed no trend to higher or lower area values.

Another interesting finding was the spectral shape of the W/Rh spectra, showing characteristic peaks in the energy range of 17 keV to 23 keV.

The increase of the HVL, corresponding to an additional filter, was expected and is in accordance to the works in literature. In contrast, the increase of the areas of the measured x-ray spectra, which correspond to an increase in intensity, is not consistent with the findings in literature. Further investigations have to be made in order to assess the significance of these findings.

Key Words: Mammography, beam quality, tube aging, x-ray spectrum, half value layer

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>1.1</b>	<b>Allgemeines</b>	<b>1</b>
1.1.1	Aufgaben und Treffsicherheit der Mammographie	1
1.1.2	Das Mammakarzinom	2
<b>1.2</b>	<b>Die weibliche Brust</b>	<b>4</b>
1.2.1	Aufbau und Struktur	4
1.2.2	Physiologische Veränderungen der Brustdrüse	5
1.2.3	Pathologische Veränderungen der weiblichen Brust	7
<b>1.3</b>	<b>Röntgenstrahlerzeugung und Röntgenspektrum</b>	<b>8</b>
<b>1.4</b>	<b>Wechselwirkung der Photonenstrahlung mit Materie</b>	<b>12</b>
1.4.1	Klassische Streuung	12
1.4.2	Photoeffekt	13
1.4.3	Compton-Effekt	16
<b>1.5</b>	<b>Strahlenqualität und Bildqualität</b>	<b>17</b>
1.5.1	Definitionen	17
1.5.1.1	Die Bildqualität	17
1.5.1.2	Die Strahlenqualität	17
1.5.2	Kontrast	18
1.5.2.1	Kontrastbegriffe	18
1.5.2.2	Strahlenqualität und Kontrast	18
1.5.3	Einflussfaktoren auf die Strahlenqualität	20
1.5.3.1	Anodenmaterial	21
1.5.3.2	Röntgenröhrenspannung	23
1.5.3.3	Filter	25
1.5.4	Anforderungen an die Strahlenqualität in Bezug auf die Mammastruktur	27
1.5.4.1	Brennfleckgröße und geometrische Anordnung	27
1.5.4.2	Kompression und Streustrahlenraster	28
1.5.4.3	Anode-Heel-Effekt	30
1.5.4.4	Halbfeldgeometrie	31
<b>1.6</b>	<b>Dosisbegriffe</b>	<b>32</b>
1.6.1	Physikalische Dosisbegriffe	32
1.6.1.1	Energiedosis	33
1.6.1.2	Kerma	33
1.6.1.3	Ionendosis	34
1.6.2	Spezielle Dosisbegriffe für den Strahlenschutz	34
1.6.2.1	Dosismessgrößen	35
1.6.2.2	Körperdosisgrößen	35
1.6.2.3	Dosisgrößen in Bezug auf die Eingangsdosis	36
<b>1.7</b>	<b>Methoden zur Beurteilung der Strahlenqualität</b>	<b>38</b>
1.7.1	Halbwertschichtdicke und Röntgenröhrenspannung	38
1.7.1.1	Halbwertschichtdicke (HVL)	38
1.7.1.2	Röntgenröhrenspannung (kV)	40
1.7.2	Messung des Röntgenspektrums	40
1.7.3	Computermodelle	40
<b>1.8</b>	<b>Alterung der Röntgenröhre-Rauigkeit der Anodenoberfläche</b>	<b>41</b>
<b>1.9</b>	<b>Ziele dieser Arbeit</b>	<b>43</b>
<b>2</b>	<b>Methoden</b>	<b>44</b>
<b>2.1</b>	<b>Mammographiesysteme</b>	<b>44</b>
<b>2.2</b>	<b>Messung der Halbwertschichtdicke</b>	<b>45</b>
2.2.1	Allgemeines	45
2.2.2	Unterschiede in den Messvorschriften	47

2.2.2.1	ÖNORM .....	48
2.2.2.2	European Protocol on Dosimetry in Mammography, EUR 16263 EN .....	49
2.2.2.3	Mammography Quality Standards Act (MQSA) .....	50
2.2.3	Messdatenaufnahme .....	51
2.2.3.1	Verwendete Messgeometrie.....	51
2.2.4	Messdatenverarbeitung.....	53
2.2.4.1	Korrektur der Kerma-Werte für Druck und Temperatur.....	53
2.2.4.2	Berechnung der Halbwertschichtdicke .....	53
<b>2.3</b>	<b>Messung der Mammographie-Spektren .....</b>	<b>54</b>
2.3.1	Spektroskopiesystem.....	54
2.3.1.1	Reinst-Germanium Detektor.....	57
2.3.1.2	Compton-Spektrometer.....	62
2.3.1.3	Elektronische Beschaltung des Germanium-Detektors.....	68
2.3.2	Messdatenaufnahme .....	73
2.3.2.1	Wahl der Parameter an Verstärker und MCA bzw. DSP-MCA.....	73
2.3.2.2	Auswirkungen der Rise bzw. Shaping Time auf das <sup>241</sup> Am-Spektrum.....	74
2.3.2.3	Energiekalibrierung des Spektrometersystems .....	75
2.3.2.4	Energieauflösung des Spektroskopiesystems .....	77
2.3.2.5	Aufnahme der Mammographie-Spektren .....	77
2.3.3	Messdatenverarbeitung.....	80
2.3.3.1	Rekonstruktion der Rohdaten .....	80
2.3.3.2	Problematik Entfaltung (Dekonvolution) .....	81
2.3.3.3	Normierung der rekonstruierten Photonenverteilung.....	83
2.3.4	Flächen des Röntgenspektrums.....	84
2.3.4.1	Grundlagen des MATLAB™-Programms.....	85
2.3.4.2	Programm zur Flächenberechnung in MATLAB™ .....	87
2.3.5	Berechnung der HVL aus spektralen Daten .....	91
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>92</b>
<b>3.1</b>	<b>Ergebnisse der HVL-Messung für Mo/Mo .....</b>	<b>92</b>
3.1.1	Werte der HVL.....	92
3.1.2	Chronologische Veränderung der HVL.....	93
<b>3.2</b>	<b>Ergebnisse Compton-Spektroskopie .....</b>	<b>96</b>
3.2.1	Spektren der verschiedenen Anoden/Filter-Kombinationen .....	96
3.2.1.1	Mo/Mo-Spektrum .....	96
3.2.1.2	Mo/Rh-Spektrum .....	97
3.2.1.3	W/Rh-Spektrum.....	98
3.2.2	Vergleich von Mo/Mo-Spektren bei verschiedenen kV-Einstellungen .....	99
3.2.3	Vergleich der Anoden/Filter-Kombinationen.....	100
3.2.4	Energielage der charakteristischen Peaks von Molybdän .....	101
3.2.5	Amplitude der charakteristischen Peaks von Molybdän bei 28 kV.....	102
3.2.6	Veränderung des Röntgenspektrums mit der Zeit .....	103
3.2.7	Flächen des Röntgenspektrums .....	104
3.2.7.1	Anteil der Teilflächen an der Gesamtfläche .....	105
3.2.7.2	Veränderung der Gesamtfläche des Spektrums mit der Zeit .....	106
3.2.7.3	Veränderung der Teilflächen des Spektrums mit der Zeit .....	107
3.2.8	Gesamtfläche des Spektrums vs. HVL.....	108
3.2.9	HVL aus spektralen Daten .....	109
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>111</b>
<b>4.1</b>	<b>Diskussion der Aufgabenstellung .....</b>	<b>111</b>
<b>4.2</b>	<b>Diskussion der Methoden .....</b>	<b>112</b>
4.2.1	HVL-Bestimmung.....	112
4.2.1.1	Reinheit und Zusammensetzung der Aluminiumabsorber .....	112
4.2.1.2	Dicke der Aluminiumplättchen.....	113
4.2.1.3	Messgeometrie.....	113
4.2.1.4	Kollimierung.....	115
4.2.1.5	Abschließende Beurteilung HVL-Messung.....	116
4.2.2	Spektroskopie.....	117

---

4.2.2.1	Dekonvolution .....	117
4.2.2.2	(Teil-)Flächenberechnung.....	119
<b>4.3</b>	<b>Diskussion der Ergebnisse.....</b>	<b>121</b>
4.3.1	HVL-Messung.....	121
4.3.2	Spektroskopie.....	123
4.3.2.1	W/Rh-Spektrum.....	123
4.3.2.2	Flächenberechnungen .....	124
4.3.3	Berechnete vs. gemessene HVL.....	126
<b>4.4</b>	<b>Unterschiede zwischen den beiden Mammographiesystemen .....</b>	<b>128</b>
<b>4.5</b>	<b>Schlussfolgerungen .....</b>	<b>129</b>
<b>5</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>132</b>
<b>6</b>	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>141</b>
<b>7</b>	<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>143</b>
<b>A</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>145</b>
A.1	Diagramme aller Spektren .....	145
A.2	Energielage und Amplitude der charakteristischen Peaks .....	161
A.3	Gesamt- und Teilflächen der Spektren .....	163
A.4	Unkorrigierte HVL für Mo/Rh und W/Rh .....	166
A.5	Berechnete vs. gemessene HVL-Werte.....	168
A.5.1	Ohne Dekonvolution rekonstruierte Spektren .....	168
A.5.2	Mit Dekonvolution rekonstruierte Spektren .....	169
	<b>EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG.....</b>	<b>170</b>

**Abkürzungen und Symbole**

$^{241}\text{Am}$	Ameritium-241
A	Massenzahl
ACR	American College of Radiology
ADC	Analog/Digital-Umwandler
AEC	Automatic Exposure Control, Belichtungsautomatik
A/F	Anoden/Filter
Al	Aluminium
As	Amperesekunde = Einheit der Elektrizitätsmenge. 1 As = 1 C (Coulomb)
bar	Einheit des Drucks, 1 bar = 100 kPa
BSF	Back Scatter Factor, Rückstrefaktor
°C	Grad Celsius
C/kg	Einheit der Ionendosis (SI)
cm	Zentimeter, 1 cm = $10^{-2}$ m
$\Theta$	Streuwinkel
D	Energiedosis
DIN	deutsche Industrienorm
DSP	digital signal processing, digitale Signalverarbeitung
E	Energie
EN	europäische Norm
ESK	Entrance Skin Kerma
eV	Elektronenvolt = Einheit der elektrischen Energie (SI)
$f_{\text{PD}}$	Parenchymdosiskonversionsfaktor
FDA	United States Food and Drug Administration
FWHM	Full Width at Half Maximum, Halbwertsbreite
FWTM	Full Width at Tenth Maximum, Zehntelwertsbreite
$\gamma$	Gammastrahlung
Ge	Germanium
Gy	Gray = Einheit der Energiedosis
h	Planck'sche Wirkungskonstante
H	Äquivalentdosis
HPGe	High Purity Germanium
HVL	Half Value Layer, 1. Halbwertschichtdicke
HVL <sub>2</sub>	2. Halbwertschichtdicke

---

I	Intensität
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
J	Ionendosis
K	Kerma, Kinetic energy released per unit mass
keV	Kiloelektronenvolt
kV	Kilovolt, $1 \text{ kV} = 10^3 \text{ V}$
$\mu\text{s}$	Microsekunde, $1 \mu\text{s} = 10^{-6} \text{ s}$
m	Meter = Einheit der Länge (SI)
$\text{m}^2$	Quadratmeter = Einheit der Fläche (SI)
mA	Milliampere, $1 \text{ mA} = 10^{-3} \text{ A}$
mAs	Milliamperesekunde, $1 \text{ mAs} = 10^{-3} \text{ As}$
mbar	Millibar, $1 \text{ mbar} = 10^{-3} \text{ bar} = 100 \text{ Pa}$
MCA	Multichannel Analyser, Vielkanalanalysator
MCB	Multichannel Buffer, Vielkanalbuffer
MeV	Megaelektronenvolt, $1 \text{ MeV} = 10^6 \text{ eV}$
mm	Millimeter, $1 \text{ mm} = 10^{-3} \text{ m}$
mm Al	Millimeter Aluminium
Mo	Molybdän
MQSA	Mammography Quality Standards Act
ÖNORM	Österreichische Norm
Q	Qualitätsfaktor
PMMA	Polymethylmethacrylat
$\rho$	Dichte
Rh	Rhodium
$\sigma$	Wirkungsquerschnitt
s	Sekunde = Einheit der Zeit (SI)
$t_r$	Rise Time
$t_s$	Shaping Time
U	Röntgenröhrenspannung
V	Volt = Einheit der elektrischen Spannung (SI)
w	Wichtungsfaktor
W	Wolfram
Z	Ordnungszahl = Kernladungszahl der Elemente

# 1 Einleitung

## 1.1 Allgemeines

### 1.1.1 Aufgaben und Treffsicherheit der Mammographie

Die Mammographie, d.h. die Röntgenuntersuchung der Brust, ist nach wie vor die wichtigste und aussagekräftigste bildgebende Untersuchungsmethode im Rahmen der Mammadiagnostik.[42] Sie wird nicht nur in der Abklärung symptomatischer Patientinnen eingesetzt, sondern auch in der Früherkennung von Brustkrebs bei beschwerdefreien Frauen, im Monitoring während einer neoadjuvanten Therapie und in der Tumornachsorge.[24] *„Mit keinem anderen Verfahren kann eine so hohe Treffsicherheit und eine so weitgehende differentialdiagnostische Abklärung bei abnormen oder verdächtigen Befunden in der Brust erzielt werden.“*[42]

Die Sensitivität der Mammographie, d.h. die Wahrscheinlichkeit eines positiven Testergebnisses bei Kranken, ist von der Dichte der Brust abhängig. Die Dichte der Brust wird durch das Verhältnis zwischen Bindegewebe, Drüsengewebe und Fettgewebe bestimmt. Binde- und Drüsengewebe besitzen eine hohe, Fettgewebe eine niedrige Dichte.[62] Im fettreichen Gewebe ist die Sensitivität hervorragend und erreicht nahezu 100 %. Mit zunehmender Dichte nimmt die Sensitivität jedoch deutlich ab, sodass der mammographische Malignomausschluss in sehr dichtem Gewebe unsicher und damit in der Regel nicht zuverlässig ist. Die Aussagekraft der Mammographie ist somit zu einem großen Teil von der Dichte der Parenchymstrukturen abhängig.

Im Mammographiebefund wird die Dichte des Drüsenkörpers entsprechend einer Klassifikation des American College of Radiology (ACR) in vier Dichtetypen (ACR I-IV) angegeben (Tabelle 1).[25] Diese Einteilung erlaubt eine grobe Einschätzung der Sensitivität des individuellen Mammogramms bezogen auf Läsionen, die ohne Mikrokalk (Kapitel 1.2.3) einhergehen. Für alle Läsionen, die Mikrokalk enthalten, ist die Sensitivität der Mammographie sehr gut und von der Röntgendichte des Umgebungsgewebes weitestgehend unabhängig. Ungefähr die Hälfte aller Mammakarzinome enthalten Mikrokalk.

Die Spezifität der Mammographie, d.h. die Wahrscheinlichkeit eines negativen Befundes bei Nichtkranken, ist gering. Die meisten in der Mammographie sichtbaren Veränderungen sind, insbesondere bei kleinen Befunden, unspezifisch. Daher muss jeder auffällige Befund weiter abgeklärt werden.[24, 35, 69]

Dichtetyp	Beschaffenheit der Brust	diagnostische Zuverlässigkeit	Sensitivität für Karzinome
ACR I	überwiegend lipomatös Anteil an Drüsengewebe: < 25 %	sehr hoch	ca. 98 %
ACR II	fibroglandulär Anteil an Drüsengewebe: 25-50 %	hoch	ca. 90 %
ACR III	inhomogen dicht Anteil an Drüsengewebe: 50-75 %	reduziert*	ca. 70 %
ACR IV	extrem dicht Anteil an Drüsengewebe: >75 %	stark reduziert**	ca. 40-50 %

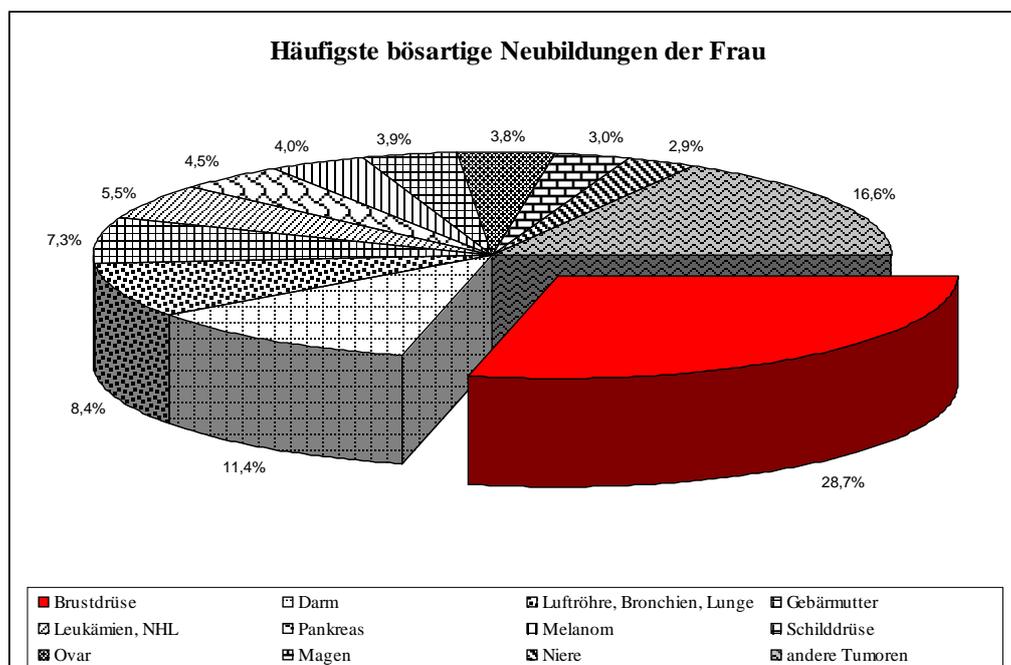
**Tabelle 1:** Dichtetypen im Mammogramm nach ACR [25]

\* ergänzende Diagnostik empfohlen

\*\* ergänzende Diagnostik dringend empfohlen

### 1.1.2 Das Mammakarzinom

Das Mammakarzinom ist ein maligner epithelialer Tumor des Brustdrüsengewebes und geht von den Epithelzellen der Milchgänge (duktales Karzinom) oder der Drüsenläppchen (lobuläres Karzinom) der Brust aus. Brustkrebs ist die häufigste Krebserkrankung bei Frauen in Österreich mit einem Anteil von knapp 29 % an allen bösartigen Neubildungen (Abbildung 1).[98]



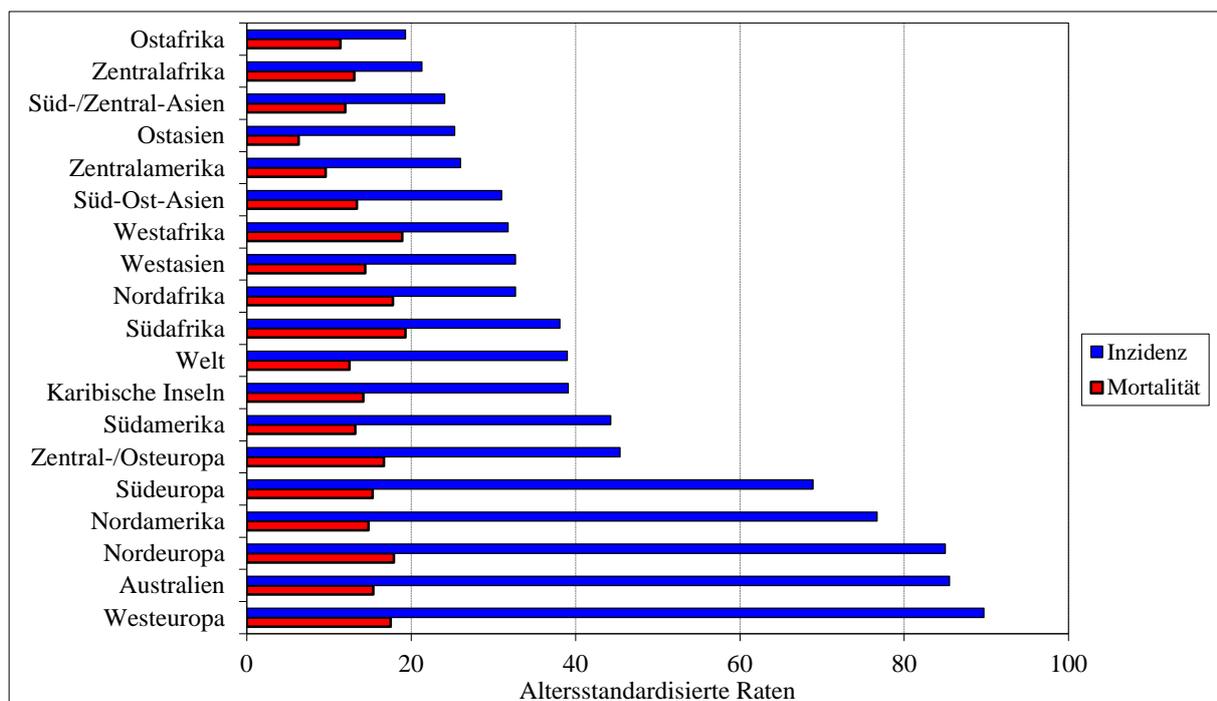
**Abbildung 1:** Die häufigsten bösartigen Neubildungen der Frau (Stand 2010)

Quelle: STATISTIK AUSTRIA [98] NHL Non-Hodgkin-Lymphome

Die altersstandardisierte Inzidenz, das heißt, die Rate der Neuerkrankungen, beträgt 70,6 Frauen pro 100 000 Einwohner pro Jahr (Stand 2010, [98]). Die Neuerkrankungsrate steigt kontinuierlich mit dem Alter an, wobei in zunehmendem Maße auch jüngere Frauen zwischen dem 20. und 35. Lebensjahr betroffen sind.[62] Das Risiko, an einem Mammakarzinom vor dem 75. Lebensjahr zu erkranken, liegt bei 7,6 %.[98]

Die Inzidenz des Mammakarzinoms unterscheidet sich in den verschiedenen Regionen der Welt. Sie variiert zwischen 19,3 in Ostafrika und 89,7 pro 100 000 Frauen in Westeuropa. In entwickelten Regionen der Welt (ausgenommen Japan) erkranken mehr Frauen pro Jahr an Brustkrebs. In den meisten Entwicklungsländern ist die Neuerkrankungsrate niedrig (Abbildung 2).

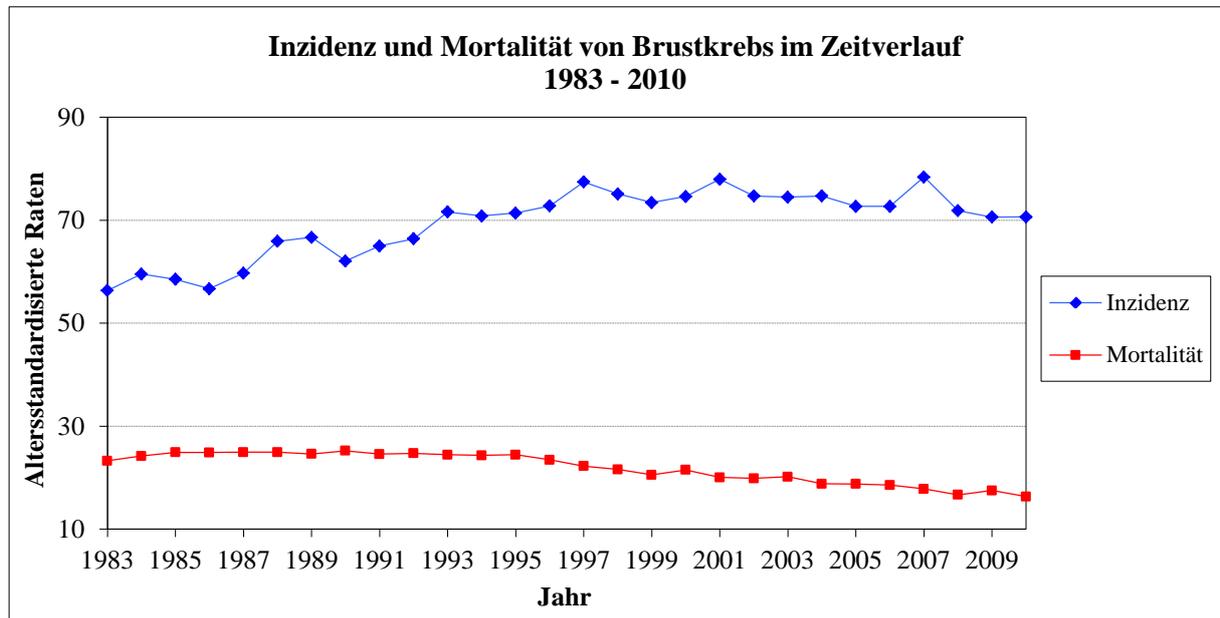
Das Mammakarzinom ist weltweit die häufigste zum Tode führende bösartige Erkrankung der Frau. Im Jahr 2009 starben 1594 Frauen in Österreich an dieser Erkrankung.[21, 98]



**Abbildung 2:** Weltweite, altersstandardisierte Inzidenz und Mortalität von Brustkrebs bei Frauen, Schätzungen 2008 nach [21]

Die altersstandardisierte Rate der Neuerkrankungen ist in Österreich in den letzten 10 Jahren um 5 % zurückgegangen. Auch die Mortalität, das heißt das Risiko für Frauen, an einem Mammakarzinom zu sterben, ist in den letzten 10 Jahren um 25 % gesunken (Abbildung 3). Der Grund für den Rückgang der Sterblichkeit liegt vor allem darin, dass Brustkrebs durch vermehrte Vorsorgeuntersuchungen häufiger und in einem früheren Stadium erkannt

wird.[98]. Die Mammographie ist dabei eine der wichtigsten und effizientesten diagnostischen Maßnahmen zur Früherkennung und Diagnose des Brustkrebs.[5]



**Abbildung 3:** Altersstandardisierte Inzidenz und Mortalität von Brustkrebs zwischen 1983 und 2010. Quelle: STATISTIK AUSTRIA [98]

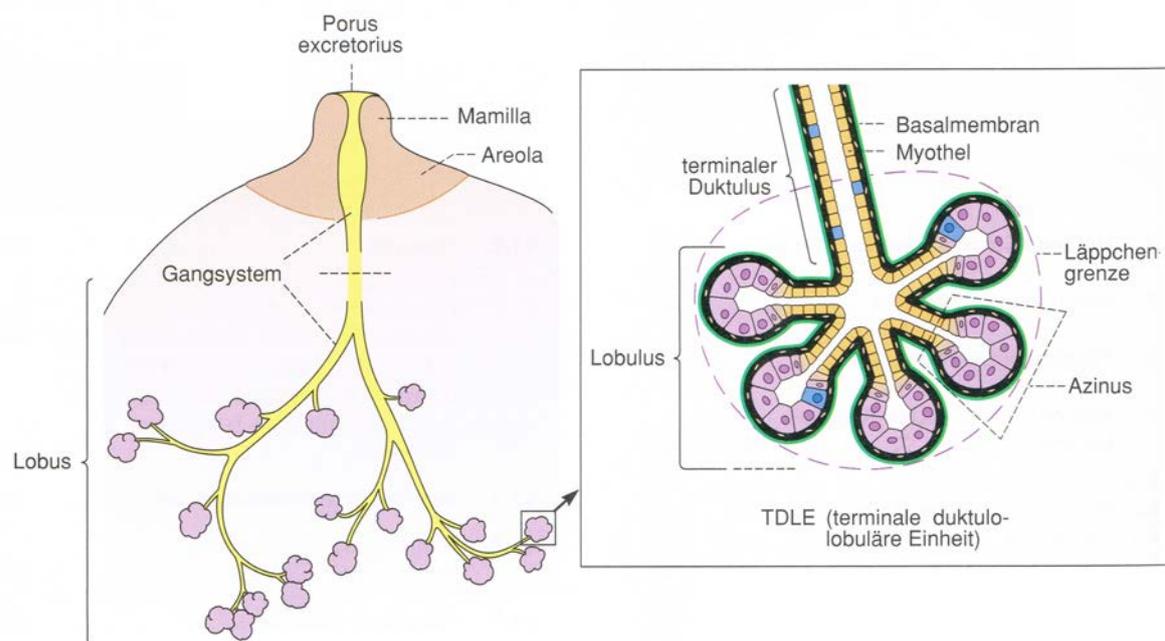
## 1.2 Die weibliche Brust

### 1.2.1 Aufbau und Struktur

Die weibliche Brust (Mamma) ist die größte Drüse des menschlichen Körpers.[24] Sie besteht aus Haut, subkutanem Gewebe sowie Brustdrüsengewebe und liegt direkt unterhalb des Unterhautfettgewebes auf dem Brustmuskel (M. pectoralis). Der Drüsenkörper ist aus Drüsengewebe und Fettgewebe aufgebaut, das von Bindegewebe umgeben und gekammert wird. Das reife Drüsengewebe setzt sich aus bis zu 20 kegelförmigen Drüsenlappen (Lobi glandulae mammae) zusammen, die durch jeweils einen Milchgang (Ductus lactiferus) mit der Mamille in Verbindung stehen und durch Binde- und Stützgewebe getrennt sind. Jeder Drüsenlappen gliedert sich wiederum in bis zu 80 Drüsenläppchen (Lobuli), in denen sich das Milchgangssystem bis zu den etwa 30 Sekretionseinheiten aufzweigt (Abbildung 4). Die Sekretionseinheit (terminale duktulolobuläre Einheit) besteht aus dem terminalen Milchgang (terminaler Duktulus) und dem Drüsenendstück (Azinus). In den Lobuli wird unter dem Einfluss von weiblichen Geschlechtshormonen nach der Schwangerschaft Muttermilch produziert. Von den Drüsenläppchen gehen Milchgänge aus, die sich hinter der Brustwarze (Mamilla) zu Milchsäcken erweitern und letztlich als Hauptmilchgänge im Bereich der Brustwarze münden.[6, 24]

Die Strukturen der weiblichen Brust unterscheiden sich in ihrer physikalischen Dichte bzw. Ordnungszahl kaum und besitzen daher nur geringe Unterschiede in der Absorption von Röntgenstrahlung. Darüber hinaus weist die weibliche Brust aufgrund ihrer konischen Form vom thoraxwandseitigen Brustansatz bis zur Mamille erhebliche Objektdickenunterschiede auf.[60]

Diese anatomischen Besonderheiten der weiblichen Brust erfordern daher eine Röntgen-darstellung, die sich grundlegend von der anderer Organe unterscheidet.



**Abbildung 4:** Schematischer Aufbau des Drüsenkörpers der weiblichen Brust bei der geschlechtsreifen Frau mit Darstellung einer tubulär verzweigten Einzeldrüse. Modifiziert nach [7]

### 1.2.2 Physiologische Veränderungen der Brustdrüse

Die Anatomie der weiblichen Brust und damit das mammographische Bild sind wechselnden hormonellen Einflüssen unterworfen. Die Gewebedichte der Mamma unterliegt im Rahmen des ovariellen Zyklus, der Schwangerschaft und Laktation sowie durch den Alterungsprozess stetigen Schwankungen. Der endogene Hormonspiegel und exogen zugeführte Präparate, in Form der hormonalen Kontrazeption sowie der hormonalen Substitution in der Postmenopause, beeinflussen die Sensitivität und Spezifität der mammographischen Untersuchung.[5, 24]

Das Wachstum und die Funktion des weiblichen Brustdrüsenorgans werden durch eine komplexe Interaktion von hormonalen Faktoren reguliert. Von besonderer Bedeutung sind die agonistischen und antagonistischen Effekte von Östrogenen und Progestagenen.[6, 62]

Die Dichte des Drüsengewebes wird durch Epithelproliferation, Vaskularisation, interstitielle Flüssigkeitsansammlungen und sekretorische Aktivitäten beeinflusst.[6] Neben den hormonalen Faktoren werden die Dichteveränderungen im Mammogramm auch durch die individuelle Konstitution, die Zahl der ausgetragenen Schwangerschaften, die Zyklusphase sowie durch benigne Brusterkrankungen, Lebensalter und eine vorangegangene Strahlentherapie bestimmt.[5]

Im normalen Menstruationszyklus werden Schwankungen der Gewebsdichte durch den zyklischen Ablauf der Ovarialfunktion bestimmt. Während der ersten Hälfte des Zyklus, der Follikelphase, dominiert die Östrogensekretion. Die Dichte des Drüsengewebes ist geringer als in der zweiten Zyklushälfte, der Lutealphase. Zum Zeitpunkt der Ovulation kommt es zu einem geringen Wachstum der Milchgänge.[62] Die Lutealphase zeichnet sich durch besonders hohe endogene Östrogen- und Progesteronspiegel aus.[5] In dieser Phase wird vermehrt Flüssigkeit eingelagert, was zu einer Vergrößerung und Verdichtung des Brustdrüsengewebes führt.[24, 62] Die höhere mammographische Gewebsdichte in der Lutealphase geht mit einem Verlust in der Sensitivität und Spezifität der mammographischen Diagnostik einher. Aus diesem Grund sollte die Mammographie in der Follikelphase durchgeführt werden.[5]

Die Beurteilbarkeit der Brust im Mammogramm ändert sich aufgrund physiologischer Veränderungen im Laufe des Lebens einer Frau. Bis zum 30. Lebensjahr besteht die Brust in der Regel überproportional aus Drüsengewebe, wodurch sie mammographisch als sehr dicht imponiert und daher schwer zu beurteilen ist.

In der Schwangerschaft wird die Brust zu einer funktionstüchtigen Drüse ausgebaut. Durch Gewebeproliferation tritt eine ausgeprägte Verdichtung des Drüsengewebes auf. Binde- und Fettgewebe werden durch Drüsenepithelien ersetzt.[62]

Während der Stillzeit dominieren Hypervaskularisation und Ödemneigung unter dem Einfluss der gesteigerten Prolaktinsekretion.

Ab dem 30. bis 40. Lebensjahr kommt es aufgrund der abnehmenden Ovarialfunktion physiologischerweise zu einer Rückbildung des Drüsengewebes zugunsten des Fettgewebes. [24, 62] Der Drüsenkörper wird zunehmend durch Fettgewebe ersetzt, wodurch es zu einer progredienten Abnahme der Gewebsdichte kommt. Diese zunehmende Transparenz führt zu einer besseren Beurteilbarkeit der Bruststrukturen im Mammogramm.

Im Senium ist nahezu der gesamte Drüsenkörper durch Fettgewebe und geringe Mengen Bindegewebe ersetzt.[6] Die Mammographie hat in dieser Lebensphase die höchste diagnostische Aussagekraft.[62]

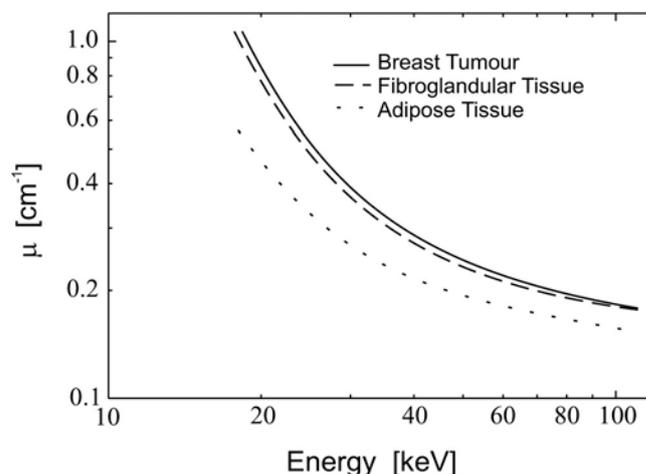
Die kontinuierliche Einnahme von Östrogenen und Gestagenen im Rahmen einer Hormonersatztherapie führt andererseits zur Gewebsdichtezunahme.

### 1.2.3 Pathologische Veränderungen der weiblichen Brust

Die pathologischen Veränderungen der weiblichen Brust sind im Frühstadium sehr klein und unterscheiden sich in ihren physikalischen Eigenschaften nur gering von jenen des gesunden Brustgewebes. Die wichtigste Erkrankung der weiblichen Brust ist das Mammakarzinom.

Neben den Karzinomen gibt es eine Reihe von gutartigen Erkrankungen, wie das Fibroadenom und die fibrozystische Mastopathie.[7]

Brustpathologien zeigen sich im Mammogramm in Form von suspekten Verdichtungen, die sich in ihrem linearen Schwächungskoeffizienten vom umgebenden Gewebe nur wenig unterscheiden (Abbildung 5), sowie in Form von suspekten Mikroverkalkungen. Diese Mikroverkalkungen, insbesondere gruppierter Mikrokalk, können ein Zeichen für einen malignen Prozess sein und sind bereits bei nichtinvasiven Formen des Mammakarzinoms im Mammogramm nachweisbar.[60] Die Aussagekraft der Röntgenmammographie hängt bei pathologischen Veränderungen, die nicht mit Mikroverkalkungen einhergehen, zu einem großen Teil von der Dichte der Drüsengewebestrukturen ab.[24]



**Abbildung 5:** Schwächung von Brustgeweben nach [84]. Die linearen Schwächungskoeffizienten  $\mu$  von Drüsen- und Tumorgewebe zeigen nur geringe Unterschiede.

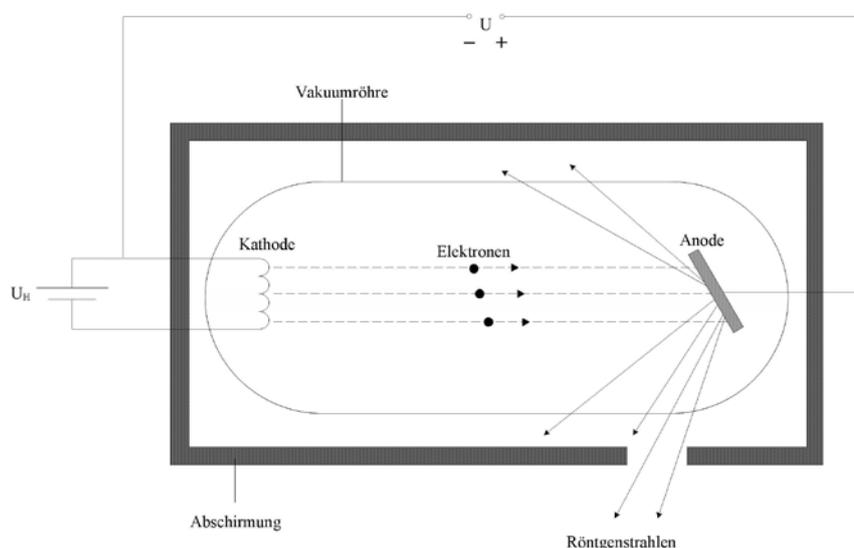
Da die Unterschiede in der Dichte und dem physikalischen Kontrast, sowohl der anatomischen Strukturen der Brust als auch der pathologischen Zeichen, sehr gering sind, wird für die Bildgebung der weiblichen Brust ein spezielles Bildgebungsverfahren mit hoher Kontrastempfindlichkeit benötigt.[72]

### 1.3 Röntgenstrahlerzeugung und Röntgenspektrum

„Die Röntgenstrahlung liegt im kurzwelligen Grenzbereich des elektromagnetischen Spektrums und gehört damit zur Gruppe der ionisierenden Strahlungen.“[41]

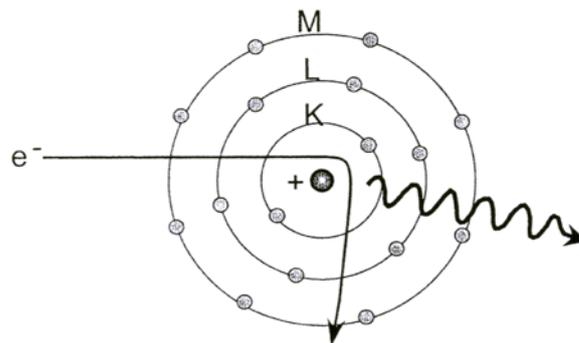
Röntgenstrahlen entstehen, wenn energiereiche Elektronen mit Materie wechselwirken und ihre kinetische Energie in elektromagnetische Strahlung umgewandelt wird.[12] „Hinsichtlich Erzeugung und Eigenschaften unterscheidet man zwischen charakteristischer Röntgenstrahlung und Bremsstrahlung.“[41] In der medizinischen Bildgebung werden Röntgenröhren zur Erzeugung von Röntgenstrahlen verwendet.

Eine Röntgenröhre besteht im Prinzip aus einem Elektrodenpaar in einer Vakuumröhre (Abbildung 6). Die negativ geladene Kathode dient zur Erzeugung der Elektronen. Sie besteht aus einer Glühwendel aus Wolfram, die von Strom durchflossen und dadurch bis zum Glühen erhitzt wird. Da die thermische Geschwindigkeit der Elektronen bei so hohen Temperaturen ausreicht, um aus dem Metall austreten zu können, kommt es zur thermischen Emission von Elektronen aus dem Kathodenmaterial. Je höher die Temperatur der Wolframwendel ist, desto mehr Elektronen werden emittiert. Der Heizstrom, der die Kathodentemperatur bestimmt, regelt also die pro Zeiteinheit von der Kathode zur Anode gelangende Anzahl von Elektronen, d.h. den Röhrenstrom.[40] Zwischen Kathode und der positiv geladenen Anode liegt eine Potentialdifferenz, die Röhrenspannung. Die freigesetzten Elektronen werden durch das starke elektrische Feld in Richtung Anode beschleunigt. Dabei gewinnen sie eine kinetische Energie, die sich aus dem Produkt aus Elementarladung  $e$  und Röhrenspannung  $U$  ergibt und in keV gemessen wird.[57]



**Abbildung 6:** Prinzip einer Röntgenröhre modifiziert nach [1]

Im Anodenmaterial werden die Elektronen durch die anziehenden Kräfte des Kernfelds der Anodenatome aus ihrer ursprünglichen Flugrichtung abgelenkt und verlieren einen Teil ihrer Bewegungsenergie. Der Verlust an kinetischer Energie führt zur Emission von Röntgenstrahlung, da elektromagnetische Strahlung immer dann entsteht, wenn eine elektrische Ladung beschleunigt wird. Die Energie der erzeugten Photonen ist umso höher, je stärker der Verlust der kinetischen Energie des Elektrons, d.h. die Abbremsung, ist. Diese Form der Röntgenstrahlung wird als Bremsstrahlung bezeichnet (Abbildung 7 und Abbildung 8).

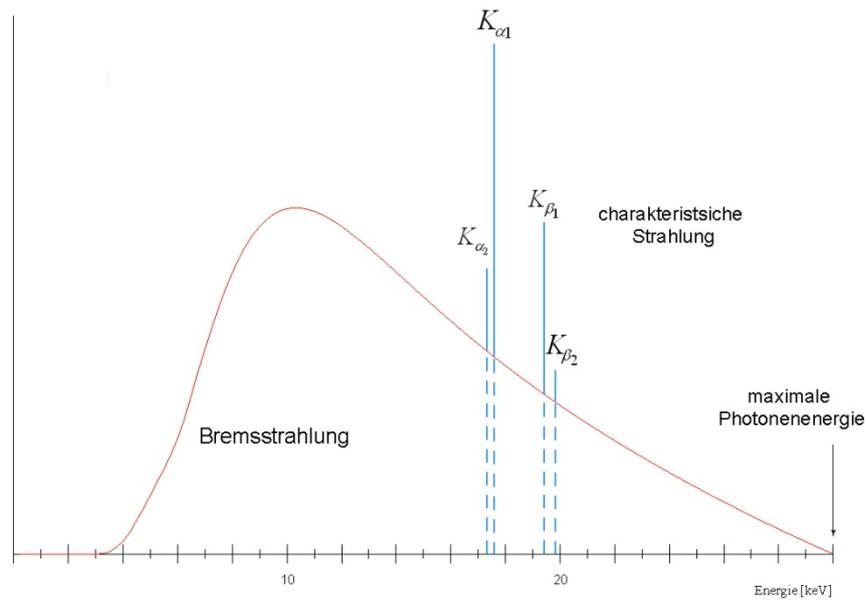


**Abbildung 7:** Schema der Entstehung von Bremsstrahlung am Beispiel eines Molybdän-Atoms nach [12].

Die einfallenden Elektronen und die emittierten Röntgenstrahlen werden vom Anodenmaterial je nach Eindringtiefe in unterschiedlichem Ausmaß geschwächt. Dabei wird die Intensität von niederenergetischeren Röntgenstrahlen stärker reduziert, als jene mit höheren Energien. Außerdem kann die Energieübertragung in einem oder mehreren Schritten erfolgen. Dadurch ergibt sich ein kontinuierliches Spektrum an Photonen mit unterschiedlichen Energien, das sogenannte Bremsstrahlungsspektrum. Die niederenergetischen Anteile des Bremsspektrums besitzen eine geringe Durchdringungsfähigkeit, die höherenergetischen Anteile sind stärker durchdringend.[57]

Dem kontinuierlichen Bremsspektrum sind die diskreten Linien der sogenannten charakteristischen Strahlung überlagert (Abbildung 8).

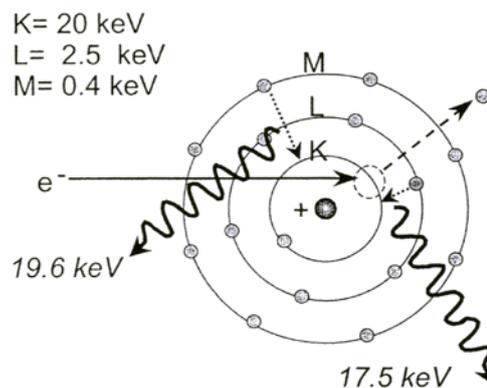
Die charakteristische Strahlung entsteht, wenn ein einfallendes Elektron ein Hüllenelektron aus dem Atomverband des Anodenmaterials herausschlägt (Abbildung 9). Ein Elektron kann aus dem Atomverband gelöst werden, wenn die kinetische Energie des stoßenden Elektrons größer ist als die Energie, mit der das Hüllenelektron an den Atomkern gebunden ist. Jedes Elektron im Atom besitzt eine Bindungsenergie, die von der Entfernung vom Kern und damit von der Elektronenschale abhängt, in der es sich befindet.



**Abbildung 8:** Bremsstrahlung und charakteristische Strahlung  
 Das Röntgenspektrum setzt sich aus dem Bremspektrum (rot) und der dem Bremspektrum überlagerten charakteristischen Strahlung des Anodenmaterials (blau) zusammen.

Die Elektronen in der K-Schale sind am stärksten an den Kern gebunden und besitzen die größte Bindungsenergie. In Tabelle 2 sind die Bindungsenergien der in der Mammographie verwendeten Anodenmaterialien Molybdän, Rhodium und Wolfram angegeben.

Das Elektron hinterlässt eine Vakanz, d.h. einen freien Platz in einer inneren Elektronenhülle. Diese Innenschalenvakanz wird durch den Übergang eines Elektrons von einer äußeren Elektronenhülle aufgefüllt, wobei ein charakteristisches Röntgenphoton emittiert wird. Dieses Photon besitzt eine Energie, die der Differenz der Bindungsenergien der beiden beteiligten Elektronenschalen entspricht. Da sich die Bindungsenergien von Element zu Element unterscheiden, haben die emittierten Röntgenstrahlen diskrete Energien, die für das Element charakteristisch sind. Eine Vielzahl dieser Emissionen führt zu diskreten Energielinien, die dem kontinuierlichen Bremsstrahlungsspektrum überlagert sind.



**Abbildung 9:** Schema der Entstehung von charakteristischer Röntgenstrahlung am Beispiel eines Molybdän-Atoms nach [12].

Elektronenschale	Molybdän	Rhodium	Wolfram
K	20,0	23,2	69,5
L	2,8/ 2,6/ 2,5	3,4/ 3,1/ 3,0	12,1/ 11,5/ 10,2

**Tabelle 2:** Elektronenbindungsenergien in keV von in der Mammographie verwendeten Anodenmaterialien nach [12].

Die im diagnostischen Energiebereich dominierenden charakteristischen Röntgenstrahlen stammen von K-Schalen-Lücken, die von Elektronen aus den L-, M- und N-Schalen aufgefüllt werden. Jene Schale, die das Elektron aufnimmt, bezeichnet den charakteristischen Röntgenübergang. Der Index  $\alpha$  oder  $\beta$  zeigt an, ob ein Übergang von einer angrenzenden Schale ( $\alpha$ ) oder einer nicht angrenzenden Schale ( $\beta$ ) stammt. Die Bezeichnung  $K_\alpha$  zum Beispiel bezieht sich dementsprechend auf einen Elektronenübergang von der L- in die K-Schale,  $K_\beta$  auf einen Elektronenübergang von M-, N- oder O-Schale zur K-Schale. Eine  $K_\beta$ -Röntgenstrahlung ist energiereicher als eine  $K_\alpha$ -Strahlung. Innerhalb jeder Schale gibt es Unterschalen, die zu einer feinen Energieaufspaltung der charakteristischen Röntgenstrahlen führt (z.B.  $K_{\alpha 1}$ ,  $K_{\alpha 2}$ ). [12] In Tabelle 3 sind die charakteristischen Röntgenstrahlenenergien der K-Schale angegeben.

Schalenübergang	Molybdän	Rhodium	Wolfram
$K_{\alpha 1}$	17,48	20,22	59,32
$K_{\alpha 2}$	17,37	20,07	57,98
$K_{\beta 1}$	19,61	22,72	67,24

**Tabelle 3:** Charakteristische Röntgenstrahlenenergien der K-Schale in keV von in der Mammographie verwendeten Anodenmaterialien nach [12]. Es sind nur prominente Übergänge aufgelistet.

Charakteristische Röntgenstrahlung entsteht jedoch nur dann, wenn die von der Röntgenröhrenspannung beschleunigten Elektronen eine größere kinetische Energie als die korrespondierenden Bindungsenergien der K-Absorptionskante des Anodenmaterials besitzen. Das Beschleunigungspotential muss zum Beispiel im Falle einer Molybdänanode größer 20 kV sein, um charakteristische Röntgenstrahlen zu erzeugen. [65] Ein Röntgenspektrum besteht also immer aus einem Bremsspektrum, dem ein charakteristisches Spektrum überlagert sein kann.

Die unterschiedlichen Photonenenergien des Röntgenspektrums charakterisieren die Qualität der Röntgenstrahlung, die neben der Durchdringungsfähigkeit einen großen Einfluss auf die Kontrastgebung hat.[57]

Um den wichtigen hohen Gewebekontrast mammographischer Untersuchungen zu erreichen, sind in der Mammographie Röntgenröhren erforderlich, die aufgrund der speziellen Eigenschaften ihres Anodenmaterials und den Einsatz besonderer Filter im Vergleich zu sonstigen Diagnostikröhren eine besonders niederenergetische Röntgenstrahlung erzeugen.[35]

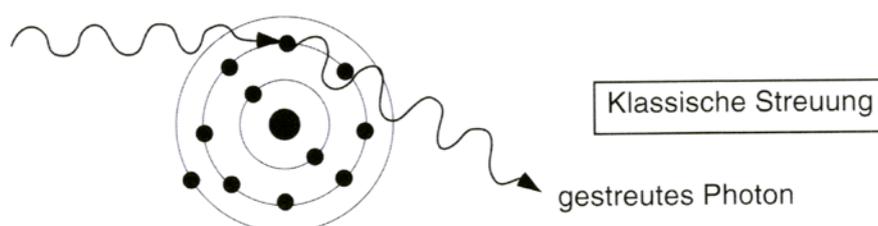
## 1.4 Wechselwirkung der Photonenstrahlung mit Materie

Photonen können beim Eindringen in eine Materieschicht mit freien und gebundenen Elektronen der Elektronenhülle, den Atomkernen und elektrischen Feldern der Atomkerne wechselwirken. Diese Wechselwirkungen führen zu einer Abnahme der Intensität des Photonenstrahls, das heißt der Zahl der Photonen pro Zeit und Flächeneinheit. Der Intensitätsverlust ist von der Materialdicke, der Zahl der Elektronen pro Volumeneinheit und der Wahrscheinlichkeit des Eintritts einer Wechselwirkung abhängig. Die Wahrscheinlichkeit für eine Wechselwirkung eines Strahlenbündels mit einem Absorber wird mit dem sogenannten Wirkungsquerschnitt  $\sigma$  beschrieben. Der Wirkungsquerschnitt  $\sigma$  hat die Einheit einer Fläche mit der SI-Einheit Quadratmeter ( $\text{m}^2$ ).[49]

Bei den in der Röntgenmammographie verwendeten maximalen Photonenenergien von etwa 25 keV bis 35 keV kommen als Wechselwirkungsprozesse die klassische Streuung, der Photoeffekt und Compton-Effekt in Frage.[11]

### 1.4.1 Klassische Streuung

Bei der klassischen Streuung, die auch als Rayleigh-Streuung oder kohärente Streuung bezeichnet wird, kommt es durch die Wechselwirkung des einfallenden Photons mit einem Atom zur Anregung des gesamten Atoms (Abbildung 10).



**Abbildung 10:** Schematische Darstellung der klassischen Streuung modifiziert nach [16]

Das einfallende Photon regt die Elektronen in der Hülle kurzfristig zu erzwungenen Schwingungen an. Die Frequenzen des einfallenden Photons und der Elektronenschwingung sind dabei gleich. Die schwingenden Elektronen des Atoms wirken wie ein Sender und strahlen die vom Photon absorbierte Energie in Form eines Photons wieder vollständig ab. Das emittierte Photon besitzt die gleiche Energie, aber eine andere Richtung als das einfallende Photon. Generell ist der Streuwinkel zwischen einfallendem und abgestrahltem Photon umso größer, je höher die Röntgenstrahlenenergie ist.[11, 49]

Bei der klassischen Streuung werden keine Elektronen aus dem Atomverband freigesetzt und daher kommt es zu keiner Ionisation. Da auch keine Energieübertragung auf Materie stattfindet, wird die klassische Streuung auch als elastische Streuung bezeichnet.

Röntgenquanten, die auf klassische Weise gestreut werden, sind infolge der Änderung ihrer Flugrichtung für die Bildgebung unbrauchbar. Denn nur solche Photonen sind bildgebend, die sich auf direktem Wege von ihrem Entstehungsort bis zum Ort der Detektion bewegen. Die Detektion des gestreuten Photons führt einerseits zu einer Minderung der Bildqualität und erhöht andererseits die Strahlendosis für den Patienten.

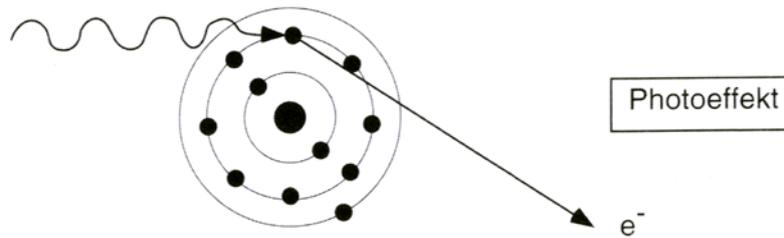
Die Rayleigh-Streuung tritt vor allem bei sehr niedrig energetischer diagnostischer Röntgenstrahlung auf, wie sie in der Mammographie verwendet wird.[11] Für Photonenenergien über etwa 10 keV nimmt der Wirkungsquerschnitt der klassischen Streuung,  $\sigma_{kl}$ , annähernd mit dem Quadrat der Photonenenergie ab.[49] Der Wirkungsquerschnitt  $\sigma_{kl}$  ist weiters von der Dichte des Absorbers und der Ordnungszahl der Materie abhängig. Für  $\sigma_{kl}$  gilt annähernd (1): [49]

$$\sigma_{kl} \propto \rho \cdot \frac{Z^{2.5}}{A \cdot E_{\gamma}^2} \approx \rho \cdot \frac{Z^{1.5}}{E_{\gamma}^2} \quad (1)$$

Im Weichteilgewebe macht die Rayleigh-Streuung ungefähr 12 % der Wechselwirkungen bei ca. 30 keV aus.[11]

### 1.4.2 Photoeffekt

Beim Photoeffekt, auch als Photoionisation oder Photoelektrischer Effekt bezeichnet, überträgt das einfallende Photon seine gesamte kinetische Energie  $E_{kin}$  auf ein Hüllenelektron in der K-, L- oder M-Schale. Dieses Elektron wird aus dem Atom freigesetzt (Abbildung 11).



**Abbildung 11:** Schematische Darstellung des Photoeffekts  
modifiziert nach [16]

Die Photoionisation findet nur dann statt, wenn die kinetische Energie  $E_0$  des Photons gleich groß oder größer als die Bindungsenergie  $E_b$  des abgestrahlten Elektrons ist.[11] Die kinetische Energie des emittierten Photoelektrons  $E_e$  ist gleich der Photonenenergie des einfallenden Photons  $E_0$  minus der Bindungsenergie des Schalenelektrons  $E_b$  (2):

$$E_e = E_0 - E_b \quad (2)$$

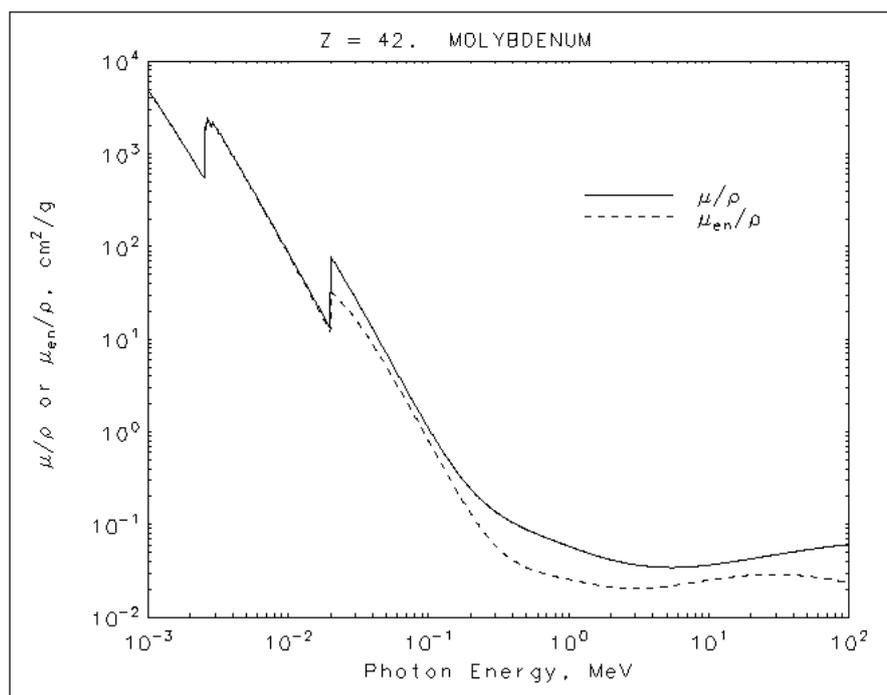
Beim Photoelektrischen Effekt handelt es sich um einen Absorptionsprozess, da die Energie des einfallenden Photons vom Atom vollständig absorbiert wird. Durch die photoelektrische Wechselwirkung wird das Atom ionisiert. Das freigesetzte Elektron hinterlässt eine Lücke in der inneren Elektronenschale. Diese Lücke wird durch ein Elektron aus einer höheren Schale mit einer niedrigeren Bindungsenergie besetzt. Dieses Elektron hinterlässt selbst wiederum eine Lücke, die wiederum von einem Elektron aus einer höheren Schale mit noch niedrigerer Bindungsenergie aufgefüllt wird. So kommt es zu einer Elektronenkaskade von äußeren zu inneren Schalen. Die Differenz in der Bindungsenergie wird dabei in Form von Sekundärstrahlung abgegeben. Diese Sekundärstrahlung besteht wie die charakteristische Röntgenstrahlung aus Photonen, die ein diskretes Spektrum aufweisen, und wird als Röntgen-Fluoreszenz-Strahlung bezeichnet. Die Energie der Fluoreszenzstrahlung ist von der Bindungsenergie der beteiligten Elektronen abhängig. Daher wird die Zusammensetzung des Spektrums vom jeweiligen Material bestimmt und kann zur Materialanalyse verwendet werden.[11, 57, 65, 77]

Auf seinem Weg durch die Materie verliert das freigesetzte Elektron schnell seine Energie und bewegt sich nur eine relativ kurze Strecke von seinem Entstehungsort weg. Die Energie des Elektrons wird in der Materie nahe der photoelektrischen Wechselwirkung abgegeben.[71]

Der Photoelektrische Effekt dominiert bei Photonenenergien unter 100 keV. Der Wirkungsquerschnitt des Photoeffekts,  $\sigma_{\text{Ph}}$ , ist von der Kernladungszahl  $Z$ , der Photonenenergie  $E$  sowie der Dichte  $\rho$  abhängig. Je höher die Ordnungszahl  $Z$  eines Elements ist, desto wahrscheinlicher wird der photoelektrische Effekt. Mit steigender Photonenenergie nimmt der Wirkungsquerschnitt stark ab. Es gilt für  $E_\gamma \ll 511 \text{ keV}$  folgende Näherung (3) [49]

$$\sigma_{\text{Ph}} \approx \rho \cdot \frac{Z^{n-1}}{E_\gamma^3} \quad \text{mit } 4 \text{ (hohe } Z) \leq n \leq 4,5 \text{ (niedrige } Z) \quad (3)$$

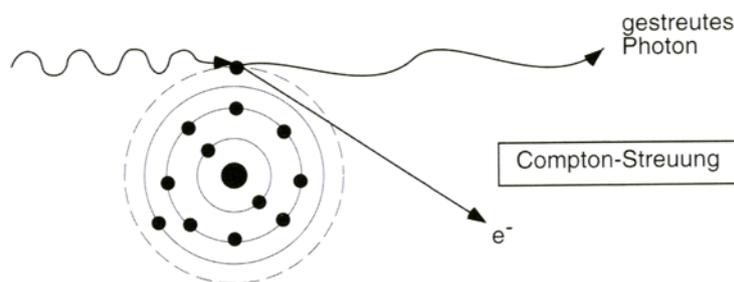
Auch wenn die Wahrscheinlichkeit für den Photoeffekt generell mit wachsender Photonenenergie sinkt, steigt sie bei denjenigen Quantenenergien, die gerade den Bindungsenergien der Elektronen in den einzelnen Schalen der absorbierenden Atome entspricht, sprunghaft an. Die graphische Darstellung des Massenabsorptionskoeffizienten  $\mu/\rho$  zeigt bei diesen Energien Diskontinuitäten (Abbildung 12). Diese sprunghafte Vergrößerung des Absorptionskoeffizienten wird als Absorptionskante bezeichnet.[33].



**Abbildung 12:** Massenabsorptionskoeffizient  $\mu/\rho$  von Molybdän nach [38].  $\mu/\rho$  sinkt zwar mit steigender Photonenenergie, zeigt aber bei ca. 2,5 (L3), 2,6 (L2), 2,9 (L1) und 20 keV (K) eine sprunghafte Vergrößerung auf ein Mehrfaches des ursprünglichen Wertes.

### 1.4.3 Compton-Effekt

Beim Compton-Effekt überträgt das einfallende Photon einen Teil seiner kinetischen Energie und seines Impulses auf ein Hüllenelektron (Compton-Absorption) und wird in einem Winkel von 0-180 ° inelastisch gestreut (Compton-Streuung). Das gestoßene Elektron verlässt den Atomverband (Abbildung 13).[47] Es erhält als kinetische Energie den bei der Wechselwirkung übertragenen Energiebetrag vermindert um seine Bindungsenergie.[57] Das gestreute Photon besitzt also eine geringere kinetische Energie und eine andere Flugrichtung als das einfallende Photon.



**Abbildung 13:** Schematische Darstellung des Compton-Effekts  
modifiziert nach [16]

Das einfallende Photon überträgt beim Compton-Effekt niemals seine gesamte Energie auf das Elektron. Die Menge der abgegebenen Energie ist vom Streuwinkel abhängig. Sie ist bei einem Winkel von 180 ° (Rückstreuung) am größten. Da nur ein Teil der Energie des einfallenden Röntgenstrahls an den Detektor abgegeben wird, ist der Compton-Effekt in der Röntgenspektroskopie unerwünscht.

Der Wirkungsquerschnitt des Compton-Effekts wird durch die Klein-Nishina-Formel beschrieben. Er ist proportional zum Verhältnis der Ordnungszahl  $Z$  und der Massenzahl  $A$  des Absorbers und sinkt mit steigender Photonenenergie.

In grober Näherung gilt für Photonenenergien zwischen 0.2 und 10 MeV (4):[49]

$$\sigma_c \propto \rho \cdot \frac{Z}{A} \cdot \frac{1}{E^n} \quad (n = 0,5 \text{ bis } 1) \quad (4)$$

Der Compton-Effekt ist bei Photonenenergien um 1 MeV wesentlich.[46]

## 1.5 Strahlenqualität und Bildqualität

### 1.5.1 Definitionen

#### 1.5.1.1 Die Bildqualität

*„Unter Qualität eines Mammographiebildes wird die Eigenschaft verstanden, die Schwächung der Röntgenstrahlung in der Brust möglichst objektgetreu in ein wahrnehmbares Bild zu übertragen.“*[34]

Die Bildqualität wird von einer Reihe physiologischer, physikalisch-technischer und Bildbetrachtungs-Faktoren beeinflusst. Dicke und Dichte der Brust haben einen Einfluss auf die Bildqualität. Die Strahlenqualität, die optische Dichte, der Kontrast und die Unschärfe beeinflussen die Bildqualität ebenso wie die Empfindlichkeit des Film-Foliensystems, das Rauschen, die Auflösung und die Modulationsübertragungsfunktion. Auch das Sehrauschen des Betrachters, die Leuchtdichte des Schaukastens oder Blendungen haben Einfluss auf die Bildqualität.[62]

Die wichtigsten Kenngrößen der Bildqualität sind Kontrast, Schärfe und Rauschen.[34]

#### 1.5.1.2 Die Strahlenqualität

Unter dem Begriff Strahlenqualität eines Röntgenstrahls wird die Energieverteilung der Photonen verstanden.[63] Die Strahlenqualität eines Röntgenstrahls wird also durch das Röntgenenergiespektrum beschrieben.[83] Es handelt sich um einen allgemeinen strahlenphysikalischen Begriff zur Charakterisierung ionisierender Strahlung hinsichtlich ihrer Durchdringungsfähigkeit und damit ihrer biologischen Wirkung. Die Strahlenqualität ist somit *„ein Maß für das Durchdringungsvermögen eines Röntgenstrahlenbündels.“*[99] Eine genaue Kenntnis der Energieverteilung der Röntgenstrahlen ist essentiell, um die im Patienten auftretenden Wechselwirkungen der Röntgenstrahlung mit Gewebe, und jenen Prozess, der zur Bildentstehung führt, sowie die Strahlendosis, die der Patient erhält, vollständig zu verstehen. Nur so kann eine optimale Darstellung der weiblichen Brust und damit eine zuverlässige Aussage über mögliche Pathologien garantiert werden.[15]

## 1.5.2 Kontrast

### 1.5.2.1 Kontrastbegriffe

Die Dichtedifferenz zwischen Bildpunkten unterschiedlicher Schwärzung auf einer Röntgenaufnahme wird als Bildkontrast bezeichnet. Der Bildkontrast ist das Resultat aus Objektkontrast, Strahlenkontrast und Filmkontrast.

Der Objektkontrast gibt Dichtedifferenzen im abzubildenden Objekt an und ist von physiologischen Faktoren, wie Dichte, Dicke und Ordnungszahl des Objekts, abhängig.

Der Strahlenkontrast ist die Differenz der Strahlungsintensitäten hinter dem Objekt.[62] Er entsteht durch die lokal unterschiedliche Schwächung der Röntgenstrahlung in der Brust.[28]

Der Filmkontrast bestimmt den Belichtungsumfang eines Filmes, d.h. die Größe der Dichteunterschiede, mit denen der Strahlenkontrast in den Bildkontrast umgesetzt wird.[62] „*Ein optimaler Bildkontrast wird dann erreicht, wenn der Strahlenkontrast an Objektkontrast und Filmkontrast angepasst wird.*“[62]

Der Kontrast  $C$  kann definiert werden als relative Intensitätsdifferenz zwischen Objekt  $I_2$  und Umgebung  $I_1$  bezogen auf die Umgebungsdichte  $I_1$  (5):[57]

$$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1} \quad (5)$$

### 1.5.2.2 Strahlenqualität und Kontrast

Der Strahlenkontrast hat seine Ursache in physikalischen Eigenschaften des Objektes und deren Wechselwirkung mit der Röntgenstrahlung.[57] Das Strahlenbündel wird durch die Wechselwirkung mit verschiedenen Gewebsarten und Gewebsverteilungen mehr oder weniger stark geschwächt. Das Ausmaß der Schwächung ist von der Qualität der Röntgenstrahlung und den Eigenschaften des Gewebes abhängig. Zu diesen zählen die Dichte  $\rho$  und die Ordnungszahl  $Z$ . [28]

Die Strahlenqualität der Röntgenstrahlung hat einen großen Einfluss auf den Strahlenkontrast.[35] Die Darstellung der Brustdrüse erfordert ein Röntgenspektrum, das große Wechselwirkung mit dem Brustgewebe eingeht und dadurch einen hohen Strahlenkontrast bewirkt.[62] Der Strahlenkontrast ist von den physikalischen Eigenschaften des darzustellenden Objekts abhängig. Denn die Dichte, die Dicke und die Ordnungszahl legen die Absorptionsfähigkeit des Objekts fest. Der Kontrast nimmt mit zunehmender Dichte eines Objektes zu, da Wechselwirkungen zwischen Strahlung und der durchstrahlten Materie umso

wahrscheinlicher sind, je dichter das Objekt ist. Mit zunehmender Dicke des durchstrahlten Objekts wächst der Kontrast zur Umgebung. Wenn die Breite eines Objekts jedoch in der Größenordnung bzw. unterhalb der Zeichenschärfe liegt, sinkt der Kontrast. Je größer die Ordnungszahl des durchstrahlten Materials ist, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit für eine Wechselwirkung.[29]

Mit zunehmender Photonenenergie nimmt der Kontrast ab, da sich die Schwächungskoeffizienten der einzelnen Gewebe immer weniger unterscheiden. Der lineare Schwächungskoeffizient  $\mu$  nimmt mit der 3. Potenz der Ordnungszahl sowie der Dichte des durchstrahlten Gewebes zu und mit der Photonenenergie ab (6):

$$\mu \approx \frac{Z^4 \cdot \rho}{E} \quad (6)$$

Im Bereich kleiner Kontraste sind die Teilintensitäten  $I_1$  und  $I_2$  annähernd gleich. Der Strahlenkontrast  $C$  wird dann von der Dicke  $d_2$  sowie der Differenz zwischen den Schwächungskoeffizienten  $\mu_2$  des abzubildenden Details und  $\mu_1$  der Umgebung in der Brust bestimmt (7):[57]

$$C \approx (\mu_2 - \mu_1) \cdot d_2 \quad (7)$$

Die Schwächungsunterschiede zwischen normalem und pathologischem Brustgewebe sind bei niedrigen Röntgenstrahlenenergien (10-15 keV) am höchsten. Daher können geringe Dichteunterschiede im Weichteilgewebe der Brust mit hohem Kontrast dargestellt werden, wenn ein Röntgenspektrum verwendet wird, das aus niederenergetischen Photonen besteht. Allerdings führt die starke Absorption zu einer hohen Gewebedosis und einer langen Expositionsdauer.[12] Aus Gründen des Strahlenschutzes ist die maximale Durchdringung der Brust erwünscht, weil weniger Dosis benötigt wird, um die gewünschte Detektorbelichtung zu erzeugen. Außerdem können die Belichtungszeiten bei Verwendung einer höherenergetischen Strahlung relativ gering gehalten werden, was die Bewegungsunschärfe reduziert und die Röntgenanode weniger belastet.[72]

Bei der Bildgebung der weiblichen Brust gibt es also zwei einander widersprechende Forderungen. Einerseits wird eine niederenergetische Strahlung benötigt, um den Kontrast zu erhöhen, andererseits soll die Strahlung so hart wie möglich sein, um die Dosis zu reduzieren.

Da der Kontrast von der Dicke und Dichte der abzubildenden Brust abhängig ist, muss das Strahlenspektrum bei der Abbildung von dicken oder dichten Brüsten genügend energiereich sein, um das Brustgewebe ausreichend zu durchdringen. Ist die Strahlung zu energiearm, kann sie die Brust nicht mehr durchdringen und trägt nicht mehr zur Bildgebung bei, sondern führt nur zu einer unnötigen Dosisbelastung. Daher erfordern dicke und dicke Brüste eine höher-energetischere Strahlung als dünne oder fettreiche Brüste.[35]

Ein ideales Röntgenspektrum für die Mammographie würde sich aus monoenergetischen Photonen zusammensetzen, da die Photonenenergie so optimal an die unterschiedlichen Brustzustände angepasst werden könnte. Denn es gibt für jede Brust eine Photonenenergie, die zu einer optimalen Kontrast-zu-Dosis-Beziehung führt.[72] In Tabelle 4 sind rechnerisch ermittelte optimale Photonenenergien für verschiedene Brustdicken angegeben.[78] Die Dosis steigt aufgrund der geringen Penetration der Strahlung durch die Brust, wenn die Photonenenergie unter der optimalen Energie liegt. Wenn die Photonenenergie über der optimalen Energie liegt, sinkt der Kontrast aufgrund der höheren Durchdringung des Gewebes.[72]

Brustdicke [cm]	Photonenenergie [keV]
2	14 – 18
4	19 – 23
6	19 – 23
8	21 – 25

**Tabelle 4:** Photonenenergie, die für die jeweilige Brustdicke als ideal angenommen wird nach [78].

Da die in Röntgenröhren erzeugte Strahlung jedoch nicht monoenergetisch ist, sondern aus einem Spektrum von Strahlenenergien besteht, muss durch Kombination von Faktoren ein Spektrum erzeugt werden, das dem idealen Spektrum für die jeweiligen Brustzustände am nächsten ist.[72]

### 1.5.3 Einflussfaktoren auf die Strahlenqualität

Das Röntgenspektrum einer Röntgenröhre wird in erster Linie durch das Röntgenröhren-Anodenmaterial, das Röntgenröhrenfiltermaterial und die Röntgenröhrenspannung (kV) bestimmt. Weiters beeinflussen der Anodenwinkel, die extrafokale Strahlung und die Rauigkeit des Anodenmaterials die Form des Spektrums.[15]

### 1.5.3.1 Anodenmaterial

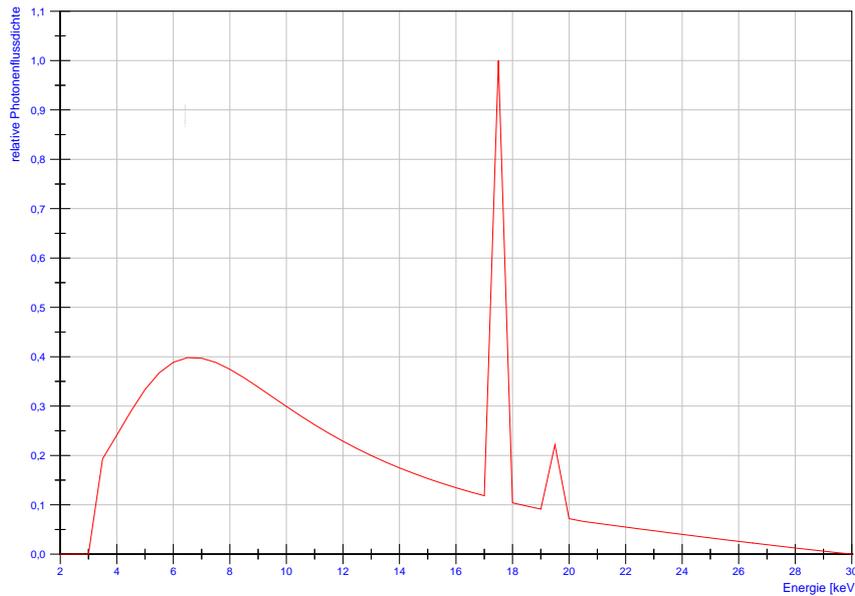
In der Mammographie werden Molybdän (Mo), Rhodium (Rh) und Wolfram (W) als Anodenmaterialien verwendet. Die meisten Mammographiesysteme besitzen Doppel-Bahn-Anoden, die die Auswahl zwischen einer Molybdänanode und einer Wolfram- bzw. Rhodiumanode ermöglichen.

Tabelle 5 gibt einen Überblick über die Photonenenergien der K-Schalen-Linien (in keV) und deren relativen Intensitäten (rI) der in der Mammographie verwendeten Materialien Molybdän, Rhodium und Wolfram.[48] Eine Intensität von 100 ist dabei der stärksten Linie in jeder Schale des jeweiligen Elements zugeordnet. Die Energien der K-Kanten  $K_{ab}$  dieser Materialien sind in der rechten Spalte angegeben.[23]

Element	$K_{\alpha 2}$		$K_{\alpha 1}$		$K_{\beta 1}$		$K_{\beta 2}$		$K_{ab}$ [keV]
	[keV]	rI	[keV]	rI	[keV]	rI	[keV]	rI	
42 Mo	17,3743	100	17,4793	52	19,6083	15	19,9652	3	20,002
45 Rh	20,0737	53	20,2161	100	22,7236	16	23,1728	4	23,224
74 W	57,9817	58	59,3182	100	67,2443	22	69,067	8	69,508

**Tabelle 5:** K-Schalen Emissionslinien und K-Kanten nach [4, 48]. rI: relative Intensität

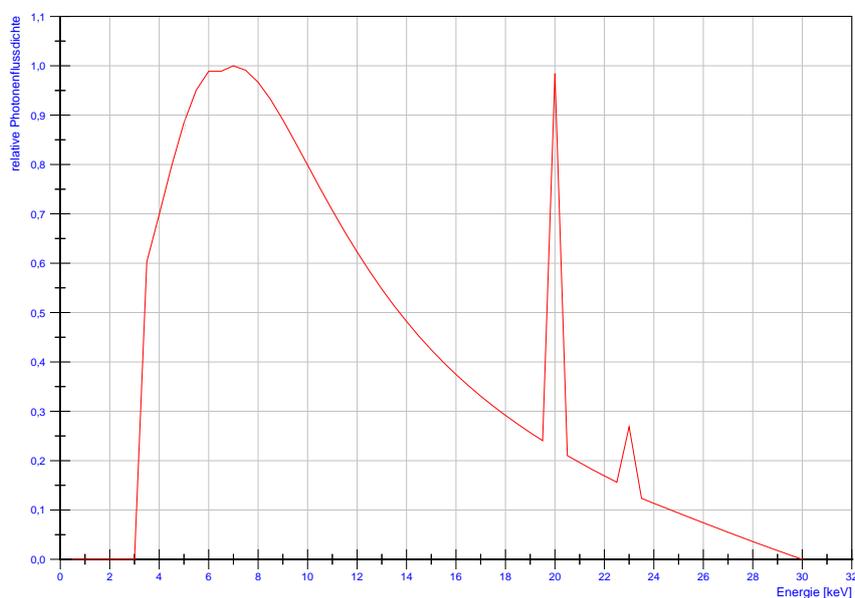
Das Strahlungsspektrum von Molybdänanoden (Ordnungszahl  $Z=42$ ) enthält bei gleicher Röhrenspannung mehr niederenergetische Strahlung als jenes von Wolfram- oder Rhodiumanoden. Das Spektrum, das mit einer Molybdän-Anode erzeugt wird, besitzt charakteristische K-Linien von Molybdän bei Energien von 17,37 keV ( $K_{\alpha 2}$ ), 17,48 keV ( $K_{\alpha 1}$ ), 19,61 keV ( $K_{\beta 1}$ ) und 19,96 keV ( $K_{\beta 2}$ ).[15] Diese Energien liegen nahe der optimalen Energie für die Röntgenmammographie für Brüste mit einer Dicke bis ca. 4 cm (Tabelle 4). Daher ist Molybdän als Anodenmaterial speziell für kleine und mittelgroße Brüste ohne ausgedehnt dichtes Gewebe geeignet. Abbildung 14 zeigt ein ungefiltertes Molybdän-Spektrum. In dichten bzw. dicken Brüsten wird die niederenergetische charakteristische Strahlung von Molybdän großteils geschwächt und das höherenergetische Bremsstrahlungsspektrum ist primär für die Bilderzeugung verantwortlich, was zu einem geringeren Kontrast führt.[39] Rhodium bzw. Wolfram sind alternative Anodenmaterialien, die einen stärker durchdringenden Röntgenstrahl als Molybdän erzeugen und daher für dickere und dichtere Brüste eingesetzt werden.



**Abbildung 14:** Ungefiltertes Mo-Spektrum

Berechnetes Spektrum (Parameter: 30 kV, 20° Anodenwinkel, 1 mm Beryllium, 500 mm Luft, in einem Abstand von 750 mm vom Brennfleck). Datenquelle: [15]

Das Rhodium-Spektrum ( $Z=45$ , Abbildung 15) weist charakteristische Energien bei 20,07 keV ( $K_{\alpha 2}$ ), 20,21 keV ( $K_{\alpha 1}$ ), 22,72 keV ( $K_{\beta 1}$ ), und 23,17 keV ( $K_{\beta 2}$ ) auf, die über jenen von Molybdän liegen.[15]

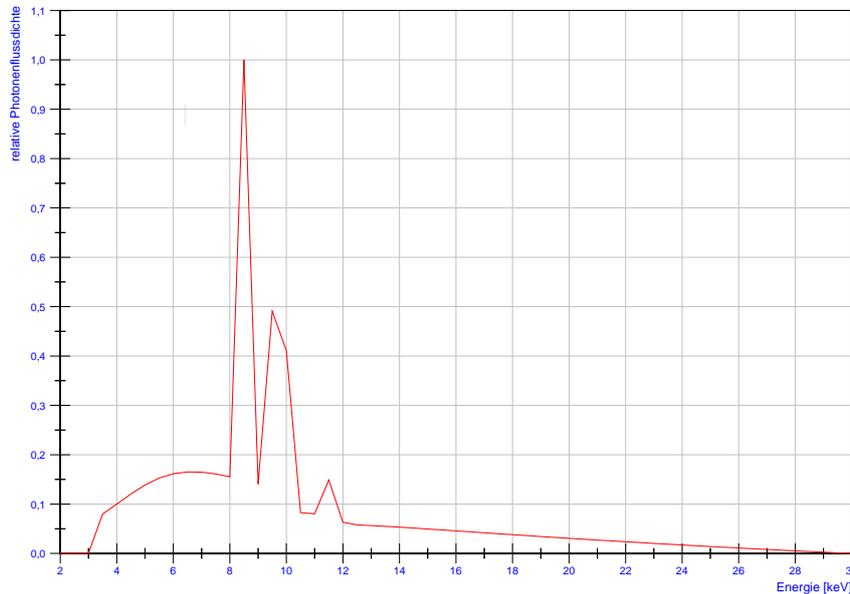


**Abbildung 15:** Ungefiltertes Rh-Spektrum

Berechnetes Spektrum (Parameter: 30 kV, 20° Anodenwinkel, 1 mm Beryllium, 500 mm Luft, in einem Abstand von 750 mm vom Brennfleck). Datenquelle: [15]

Wenn Wolfram ( $Z=74$ ) als Anodenmaterial in der Mammographie verwendet wird, besteht das resultierende Spektrum aus einer kontinuierlichen Bremsstrahlungsverteilung mit L-Linien ( $L_{\alpha}$ ,  $L_{\gamma}$ ,  $L_{\beta}$ ) im Energiebereich unter 12 keV (Abbildung 16).

Die K-Linien von Wolfram liegen bei Photonenenergien von 57,98 keV ( $K\alpha_2$ ) und 59,318 keV ( $K\alpha_1$ ) bzw. 67,24 keV ( $K\beta_1$ ) und 69,01 keV ( $K\beta_2$ ), und damit weit über dem in der Mammographie verwendeten Energiebereich.[4]



**Abbildung 16:** Ungefiltertes W-Spektrum

Berechnetes Spektrum (Parameter: 30 kV, 20° Anodenwinkel, 1 mm Beryllium, 500 mm Luft, in einem Abstand von 750 mm vom Brennfleck). Datenquelle: [15]

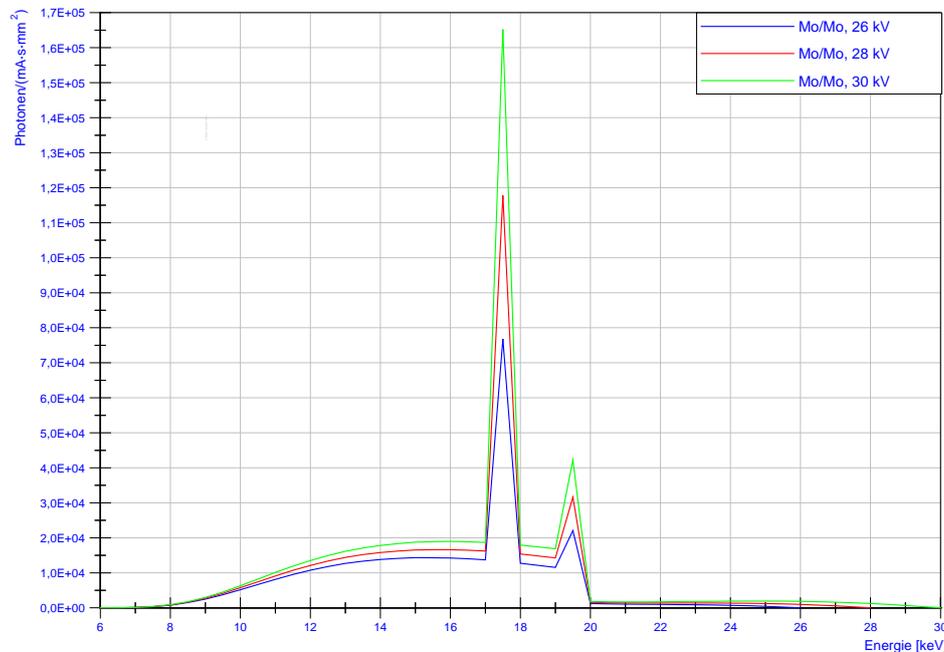
### 1.5.3.2 Röntgenröhrenspannung

Der für den Kontrast einer Röntgenaufnahme maßgebende Unterschied der Schwächungskoeffizienten zweier ähnlich stark absorbierender Gewebearten wie Muskel- und Fettgewebe nimmt mit zunehmender Photonenenergie bzw. Röhrenspannung ab.[34]

Der Peak-Wert der angelegten Potentialdifferenz (kV) zwischen Kathode und Anode bestimmt den oberen Energieendpunkt des Spektrums, ob charakteristische Linien entstehen sowie deren relative Intensitäten. Außerdem beeinflusst er die mittlere Energie des Spektrums und die Röntgenstrahlenausbeute.[15] Die Erhöhung der kV erhöht die Effizienz und den Output für einen spezifischen mAs-Wert. Das Photonenenergiespektrum wird dabei in Richtung höherer keV-Werte verschoben und der Strahl wird stärker durchdringend. Ein stärker durchdringender Strahl senkt die Kontrastempfindlichkeit. Eine Erhöhung der Röntgenröhren-Spannung senkt demnach den Bildkontrast.

In der Bildgebung von dickeren und dichteren Brüsten ist dennoch ein härteres Strahlenspektrum notwendig. Die optimale Röhrenspannung wird somit hauptsächlich durch die Dicke der komprimierten Brust bestimmt. Das generelle Ziel ist, die kV-Werte so weit wie nötig zu erhöhen, um die Belichtungszeit, die mAs und die Dosis innerhalb von vernünftigen

Grenzen zu halten, wenn sich die Brustdicke erhöht. In der Mammographie werden daher vergleichsweise niedrige Röntgenröhrenspannungen zwischen 25 und 35 kV verwendet.[72] Abbildung 17 zeigt Veränderungen in der Form des Spektrums bei unterschiedlichen kV-Einstellungen.



**Abbildung 17:** Mo-gefilterte Mo-Spektren bei verschiedenen kV-Einstellungen

Berechnete Spektren (Parameter: 26 bzw. 28 bzw. 30 kV, 20° Anodenwinkel, 1 mm Beryllium, 500 mm Luft, in einem Abstand von 750 mm vom Brennfleck). Datenquelle: [15]

Die Strahlenintensität ist linear proportional zum Röntgenröhrenstrom, aber annähernd proportional zum Quadrat der Röntgenröhrenspannung. Daher bewirken kleine Änderungen der Röntgenröhrenspannung eine große Veränderung in der absorbierten Dosis im Vergleich zu einer äquivalenten Änderung der mAs.[70]

Der Wert der Peak-Röntgenröhrenspannung hängt von der Wellenform ab, die vom Generator erzeugt wird, und wird durch die Art des verwendeten Gleichrichtungssystems definiert. Die Röntgenröhrenspannungs- und Stromwellenformen sind nicht einfache gleichgerichtete Sinusoide, sondern verändern sich in einer komplizierten Weise mit den kV- und mA-Werten. Dies wird hauptsächlich durch den kapazitiven Effekt der Hochspannungskabel und die nicht lineare Beziehung zwischen Spannung und Strom in einer Röntgenröhre verursacht. Aufgrund der Welligkeit in der Röntgenröhrenspannung kann daher der gleiche Peak-Spannungswert zu unterschiedlichen radiographischen Effekte und Patientendosen führen. [70]

### 1.5.3.3 Filter

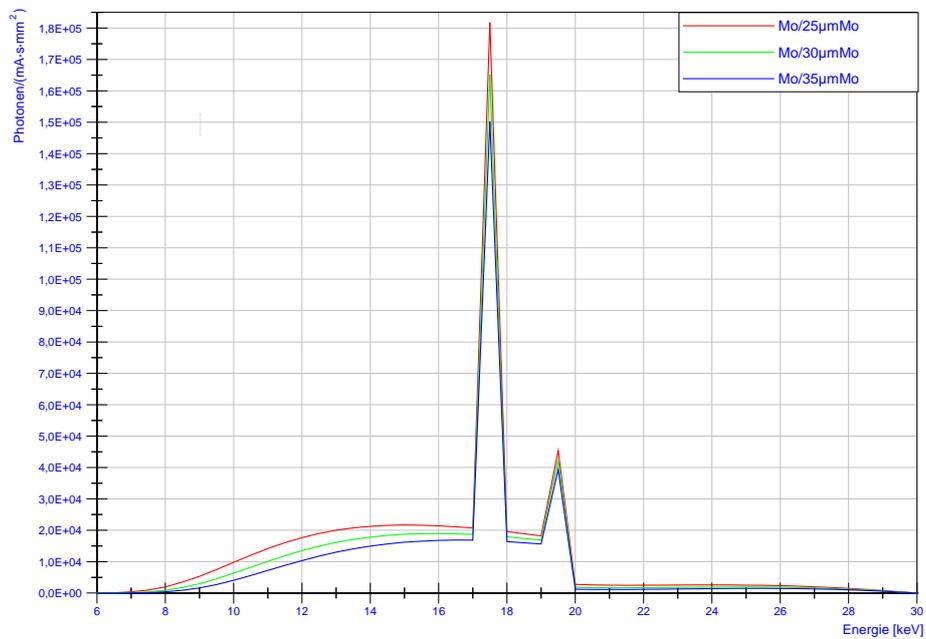
Die Gesamtfiltration einer Röntgenröhre setzt sich aus Eigenfiltration und Zusatzfiltration zusammen.[29] Röntgenphotonen erfahren zwischen dem Ort ihrer Emission im Anodenmaterial und dem Röhrenaustrittsfenster eine röhrenspezifische Schwächung, die als Eigenfiltration oder inhärente Filtration bezeichnet wird. Dabei werden niederenergetische Röntgenstrahlen stärker geschwächt als jene mit höheren Energien. Die Eigenfiltration reduziert die Röntgenstrahlenausbeute. Eine erste und manchmal signifikante inhärente Filtration findet innerhalb des Anodenmaterials statt. Die austretenden Röntgenstrahlen werden im Anodenmaterial abhängig von der Röhrenspannung, dem Anodenwinkel und den Oberflächenverhältnissen der Brennfleckbahn geschwächt.[55] Zur Eigenfiltration der Röhre zählen die Wandung, die Tiefenblende und das Röhrenfenster.[29]

Die Zusatzfiltration dient der weiteren Anpassung des Strahlenspektrums. In der Mammographie werden spezielle Zusatzfilter verwendet, die auf dem K-Kantenprinzip beruhen und Strahlung unter 10 keV und über der K-Kanten-Energie des spezifischen Filtermaterials schwächen. Die niederenergetischen Anteile der Röntgenstrahlung mit Energien unter jenen der charakteristischen Strahlung sind unerwünscht, da sie vollständig im Körper des Patienten absorbiert werden und somit zu einer unnötigen Strahlenbelastung führen, ohne Informationen für das Röntgenbild zu liefern. Die Energieanteile des Bremsspektrums oberhalb der für das gewählte Filtermaterial charakteristischen K-Absorptionskanten befinden sich in einem Energiebereich, der über dem Bereich der optimalen Energie liegt und sind ebenfalls unerwünscht, da sie den Kontrast vermindern.[72]

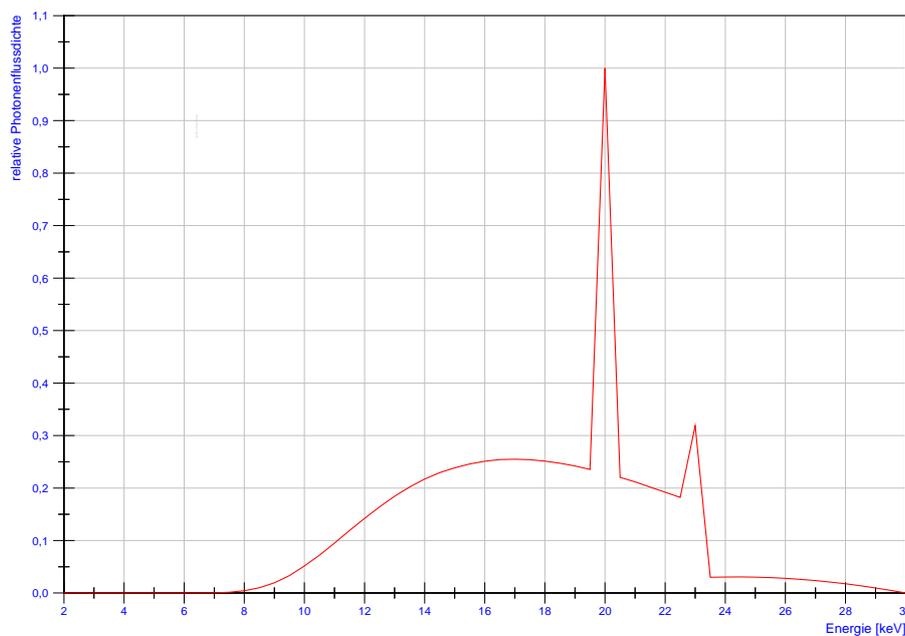
Als Filtermaterialien werden in der Mammographie Molybdän und Rhodium verwendet. Molybdän besitzt eine K-Kante bei 20 keV.[72] Der Molybdän-Filter ist für seine eigene charakteristische Strahlung transparent und absorbiert sowohl niederenergetischere, Dosis-erzeugende Photonen unter 10 keV, als auch höherenergetischere, Kontrast-verringende Photonen mit Energien über jenen der charakteristischen Peaks. Er schwächt einen großen Teil der Bremsstrahlung mit Energien über 20 keV (Abbildung 18). Molybdänfilter werden mit Molybdän-Anoden verwendet.

Bei größeren Brustdicken ist es von Vorteil, die Energie des Spektrums zu erhöhen. Das kann durch die Verwendung eines Rhodium-Filters erreicht werden (oder durch die Verwendung von Rhodium bzw. Wolfram als Anodenmaterial). Die K-Kante von Rhodium (Ordnungszahl 45) liegt bei 23,22 keV. Beim Rh-Filter wird die K-Kantengrenze zu einer höheren Energie verschoben (23,22 keV), sodass der Anteil der Bremsstrahlung zwischen 20 keV und

23,22 keV zum Röntgenstrahl hinzugefügt wird. Das macht den Strahl stärker durchdringend als bei Verwendung des Mo-Filters, was für größere und dichtere Brüste vorteilhaft ist.[72] Ein Rh-Filter kann mit den Anodenmaterialien Molybdän, Rhodium und Wolfram verwendet werden. Abbildung 19 zeigt ein Rhodium-Spektrum mit Rhodium-Filterung.



**Abbildung 18:** Spektrum einer Mo-Anode mit unterschiedlicher Molybdän-Filterung  
 Berechnetes Spektrum (Parameter: 28 kV, 20° Anodenwinkel, 1 mm Beryllium, 500 mm Luft, in einem Abstand von 750 mm vom Brennfleck). Datenquelle: [15]



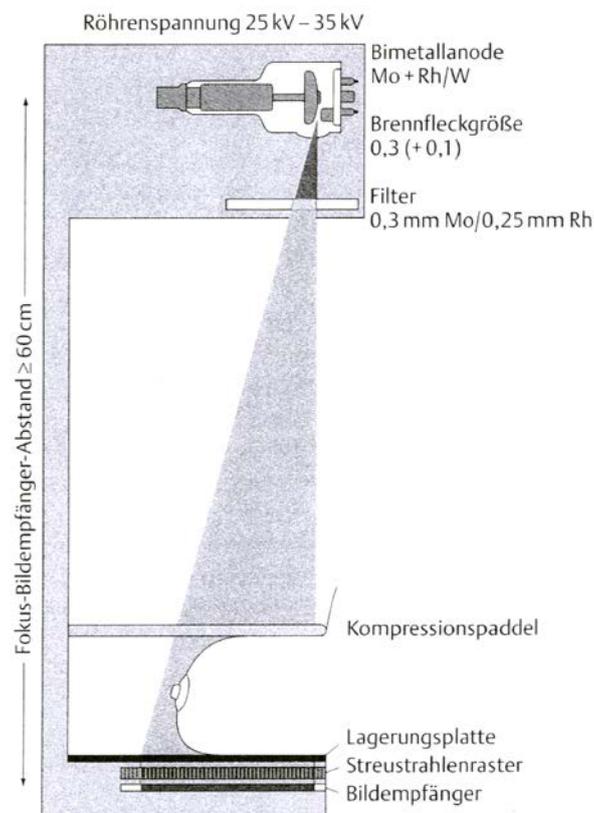
**Abbildung 19:** Spektrum einer Rh-Anode mit 25µm-Rh-Filterung  
 Berechnetes Spektrum (Parameter: 30 kV, 20° Anodenwinkel, 1 mm Beryllium, 500 mm Luft, in einem Abstand von 750 mm vom Brennfleck). Datenquelle: [15]

## 1.5.4 Anforderungen an die Strahlenqualität in Bezug auf die Mammastruktur

### 1.5.4.1 Brennfleckgröße und geometrische Anordnung

Die hohen Anforderungen an die Ortsauflösung der Mammographie erfordern einen besonders kleinen Brennfleck, um die geometrische Unschärfe zu reduzieren.[12]

Da der Brennfleck eines Röntgenstrahlers nicht ideal punktförmig ist, sondern eine flächenhafte Ausdehnung besitzt, kommt es bei einer Röntgenaufnahme zu Halbschattenbildungen, die eine unscharfe Abbildung bewirken. Mit zunehmender Brennfleckgröße steigt die Halbschattenbildung und damit die geometrische Unschärfe.[34] In der Mammographie werden Brennflecke mit einem Nennwert von 0,3 mm bei Übersichtsaufnahmen und 0,1 mm bei Ziel- und Vergrößerungsaufnahmen verwendet. Neben der möglichst geringen Brennfleckgröße ist die geeignete geometrische Anordnung von Brennfleck, Objekt und Bildempfänger eine wichtige Voraussetzung, um eine hohe Zeichenschärfe zu erreichen. Die Halbschattenbildung wird durch einen möglichst geringen Objekt-Film-Abstand und einen großen Fokus-Film-Abstand, in Verbindung mit dem kleinen Brennfleck, minimiert (Abbildung 20).[35]



**Abbildung 20:** Schema einer Standardmammographieanlage nach [34]

### 1.5.4.2 Kompression und Streustrahlenraster

Beim Durchtritt des Strahlenbündels durch die Brust entsteht Streustrahlung durch Rayleigh- und Compton-Streuung.[63] Die Compton-Streuung ist in Wasser bei 26 keV gleich wahrscheinlich wie die Photoabsorption.[66] Röntgenstrahlung, die aus dem Körper austritt, setzt sich daher aus primären und gestreuten Photonen zusammen. Nur primäre Röntgenstrahlen (Primärintensität  $I_P$ ) beinhalten Information über die Schwächungseigenschaften der Brust und liefern den maximal möglichen Kontrast. Streustrahlung (Streuintensität  $I_S$ ), die während der Mammographie in der strahlenexponierten Brust entsteht und den Bildempfänger erreicht, kann die Bildqualität erheblich vermindern. Sie erzeugt diffuse, örtlich variierende Abbildungen, die sich dem durch die Nutzstrahlung erzeugten Bild überlagern und den Bildkontrast verkleinern.[57] In Bereichen mit kleinen Kontrastunterschieden gilt für den Kontrast  $C_s$  (8):[16]

$$C_s = C_0 \cdot \frac{I_P}{I_P + I_S} \quad (8)$$

wobei  $C_0$  der ideale Kontrast ohne Streustrahlung ist.

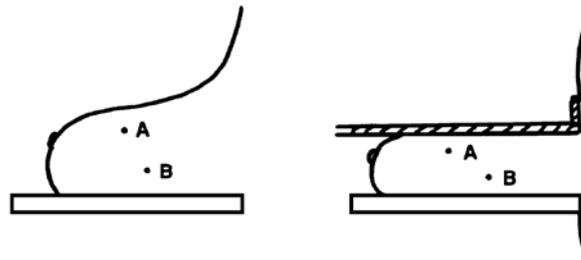
Gegenüber der idealen, streustrahlungsfreien Situation verringert sich der Kontrast um den Faktor  $(I_P+I_S)/I_P$ . [57] Das Ausmaß der detektorseitigen Streustrahlung wird im Wesentlichen durch die Objektdicke und die Feldgröße bestimmt.[12] Die Größe der Kontrastminderung ist von der Photonenenergie, der Größe der Brust und der chemischen Zusammensetzung der Brust abhängig.[63]

Der Einfluss der Streustrahlung auf die Bildqualität kann durch die Kompression der Brust und den Einsatz spezieller Weichstrahlenraster verringert werden (Abbildung 21 und Abbildung 22).[12, 34, 35, 57, 63]

#### 1.5.4.2.1 Kompression

Die Kompression der Brust ist ein wichtiger Teil der Mammographieuntersuchung. Die Brustdicke wird durch die Kompressionseinrichtung vermindert und die konische Form der Brust in eine weitgehend planparallele Schicht umgewandelt.[12, 34, 78] Aufgrund der so erreichten Verkleinerung des Objekt-Film-Abstandes wird die geometrische Unschärfe der anatomischen Strukturen vermindert (Abbildung 21). Der Streustrahlenanteil wird durch die geringere Objektdicke verringert, was zu einer Kontrasterhöhung führt. Auch die Röhrenspannung kann aufgrund der geringeren Brustdicken reduziert werden, was eine zusätzliche

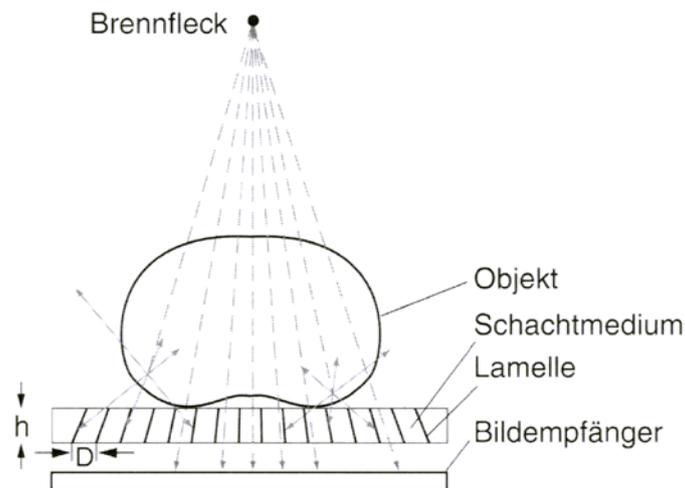
Erhöhung des Kontrasts bewirkt. Durch die Kompression wird außerdem die Bewegungsunschärfe verringert. Durch das Dehnen der Gewebsstrukturen bei der Kompression werden weiters überlappende anatomische Strukturen verringert und dadurch Veränderungen im Brustgewebe besser erkennbar. Die Darstellung pathologischer Strukturen wird durch die Kompression der Brust verbessert, da sich das gesunde Gewebe im Gegensatz zu Tumorgewebe leicht zur Seite schieben lässt.[12, 34, 62, 78]



**Abbildung 21:** Effekt der Kompression auf die geometrische Unschärfe nach [78]. Die Strukturen A und B liegen in der komprimierten Brust näher an der Bildebene und werden voneinander getrennt, was die Unschärfe reduziert und eine bessere Abgrenzung der Strukturen ermöglicht.

#### 1.5.4.2 Streustrahlenraster

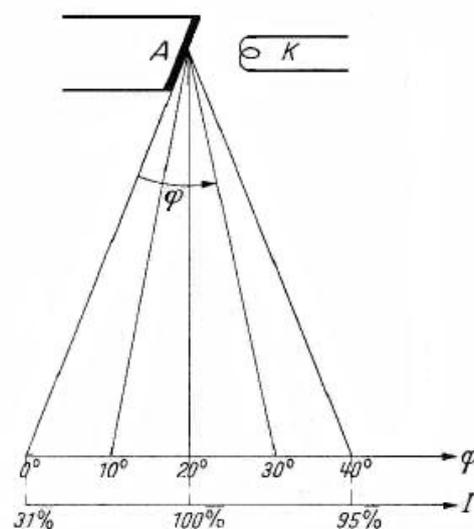
Der Streustrahlenraster besteht aus parallelen Bleilamellen in regelmäßiger Anordnung. Zwischen den Lamellen befindet sich ein strahlentransparentes Material, das Schachtmedium, das z.B. aus Aluminium oder einer Papiermischung besteht (Abbildung 22). Die Bleilamellen absorbieren die schräg auftreffende Streustrahlung und lassen die Nutzstrahlung, die parallel zu den Bleilamellen einfällt, durch.[35] Der Akzeptanzwinkel für Röntgenstrahlen wird so auf einen kleinen Bereich eingeeengt und der Streustrahlenanteil, der den Bildempfänger erreicht, deutlich reduziert.[16] Der Raster wird während der Expositionszeit rasch in einer zum Strahlengang und zum Verlauf der Lamellen senkrechten Richtung bewegt, damit sich die Lamellen nicht als störende dünne Linien auf dem Film abbilden. Der Wirkungsgrad des Streustrahlenrasters ist von Lamellenhöhe  $h$  und Lamellenabstand  $D$  abhängig. Das Verhältnis von Lamellenhöhe zu Lamellenabstand wird als Schachtverhältnis bezeichnet. Je größer das Schachtverhältnis ist, desto besser ist der Wirkungsgrad des Rasters, aber umso höher ist auch der Dosisbedarf. Denn der Raster absorbiert neben der Streustrahlung auch einen Teil der Nutzstrahlung und macht daher eine Belichtungsverlängerung bzw. Dosiserhöhung notwendig.[35] „Die Strahlenexposition wird durch den Einsatz eines Streustrahlenrasters etwa um den Faktor 2 erhöht.“[64] Die in der Mammographie verwendeten Weichstrahlraster besitzen ein Schachtverhältnis von 4-5. Durch den Raster kann der relative Streustrahlungsanteil an der Gesamtstrahlung von etwa 45 % auf 15 % gesenkt werden.[23]



**Abbildung 22:** Grundprinzip eines fokussierten Streustrahlenrasters nach [57]

### 1.5.4.3 Anode-Heel-Effekt

Die in der Anode erzeugten Photonen verlassen das Anodenmaterial in einem bestimmten Austrittswinkel  $\varphi$  zur Anodenfläche. Röntgenstrahlen, die aus der Anode mit einem kleinen Winkel  $\varphi$  austreten, werden aufgrund von Eigenabsorption im Anodenmaterial stärker gefiltert als Strahlen, die die Anode mit einem größeren Winkel  $\varphi$  verlassen, da sie einen längeren Weg durch das Anodenmaterial zurücklegen. Daher ist die Intensität des austretenden Röntgenstrahlenbündels nicht gleichmäßig über den Nutzstrahlenkegel verteilt (Abbildung 23).

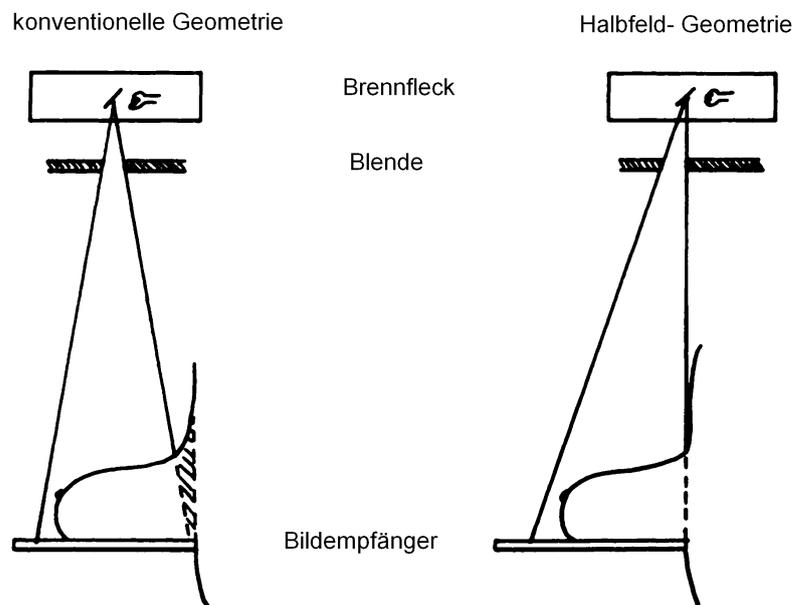


**Abbildung 23:** Anode-Heel-Effekt nach [67]. Durch den Anode-Heel-Effekt bedingte Intensitätsverteilung im Strahlenkegel einer Röhre. Die Intensität  $I$  des Röntgenstrahls nimmt mit dem Winkel  $\varphi$  zwischen Anodenfläche und austretendem Röntgenstrahl zu. A Anode, K Kathode.

Es kommt anodenseitig zu einem Abfall der Intensität. Die unterschiedliche Ausbeute und Aufhärtung der Strahlung wird als Anode-Heel-Effekt bezeichnet.[15] Der Anode-Heel-Effekt wird in der Röntgenmammographie zur Kompensation der unterschiedlichen Penetration der Röntgenstrahlung im Brustwand- bzw. Mamillenbereich aufgrund der unterschiedlichen Brustdicke ausgenutzt. Die Anode steht der thoraxnäheren Kathode gegenüber, wodurch die thoraxwandseitig größere Brustdicke kompensiert wird.[35]

#### 1.5.4.4 Halbfeldgeometrie

Die Anordnung des Röntgenröhrenkopfes in Bezug auf den Patienten ist in der Mammographie einzigartig. In der konventionellen Radiographie wird der Röntgenstrahl symmetrisch um die Zentralachse projiziert. Aufgrund des relativ geringen Fokus-Detektor-Abstandes in der Röntgenmammographie divergiert der Röntgenstrahl stark. Wenn die Röntgenröhre gleich angeordnet wäre, wie es in der konventionellen Radiographie der Fall ist, könnte Gewebe nahe der Thoraxwand nicht dargestellt werden. Um das zu verhindern, wird die sogenannte Halbfeldgeometrie verwendet (Abbildung 24).



**Abbildung 24:** Konventionelle Geometrie und Halbfeld-Geometrie modifiziert nach [78].

Anstelle eines symmetrischen Strahls wird der Strahl entlang des Zentralstrahls kollimiert, und die Brust wird über dem Anodenende der Röntgenröhre abgebildet. Die Halbfeldgeometrie ermöglicht kleinere Brennflecke am Anodenende der Röhre. Es wird der halbe Strahl abgeblockt und so gewinkelt, dass der zentrale Strahl entlang der Thoraxwand liegt. Die Kollimatkante schneidet die Kathodenseite des Strahls ab. Die resultierende gerade

Kante des originalen Strahlencentrums ist entlang der Patienten-Thoraxwand ausgerichtet. Zusätzlich sinkt die Röntgenstrahlenintensität schrittweise in Richtung Mamille aufgrund des Anode-Heel-Effekts. Dadurch wird die verringerte Dicke in diesem Bereich kompensiert. Diese Ausnutzung des Anode-Heel-Effekts trägt dazu bei, ein Bild mit einheitlicher Dichte zu erzeugen. Die Kathodenseite der Röhre ist typischerweise auf der Thoraxwandseite der Patientin lokalisiert. Die effektive Größe des Brennflecks ist auch davon abhängig, auf welcher Seite der Röntgenröhre das Bild aufgenommen wurde. Die Anodenseite der Röhre liefert kleinere Brennflecke und daher bessere Bilder mit höherer Qualität.[78]

## **1.6 Dosisbegriffe**

Es wird zwischen physikalischen Dosisbegriffen und Dosisbegriffen für den Strahlenschutz unterschieden. Physikalische Dosisgrößen beziehen sich ausschließlich auf die Übertragung der Strahlenenergie auf bestrahlte Materie und die Messung dieser Strahlenenergie.

Dosisbegriffe für den Strahlenschutz berücksichtigen hingegen die biologische Wirkung von ionisierender Strahlung auf Lebewesen.[29] Alle Dosisgrößen sind massenspezifisch, also jeweils auf die Masseneinheit des bestrahlten Mediums bezogen. Es handelt sich bei den Dosisgrößen um nichtstochastische Größen, d.h. es sind Erwartungswerte bzw. Mittelwerte statistisch verteilter Größen über nicht-mikroskopische Volumina.[50]

### **1.6.1 Physikalische Dosisbegriffe**

Zu den physikalischen Dosisgrößen zählen die Energiedosis, die Ionendosis und die Kerma. Die Energiedosis ist die fundamentale physikalische Dosisgröße der klinischen Dosimetrie, da sie ein Maß für die biologische Wirkung im Gewebe und der allen dosimetrischen Überlegungen zugrunde liegende Dosisbegriff ist.[34, 50]

Die Erzeugung einer Energiedosis in Materie erfolgt bei der Einstrahlung von Photonen in zwei Stufen. Durch die elementaren Wechselwirkungen Photoeffekt, Comptoneffekt und Paarbildung wird zunächst ein Fluss an geladenen Sekundärteilchen (Elektronen) erzeugt. Die Kerma ist die dieser ersten Wechselwirkungsstufe zugeordnete Messgröße. In einem zweiten Schritt geben die geladenen Sekundärteilchen in einer Vielzahl von Wechselwirkungen wie Stößen, Anregung, Bremsstrahlungserzeugung oder chemischen Prozessen ihre Bewegungsenergie an das umgebende Medium ab. Sie erzeugen dabei auch weitere Elektronen (Elektronen der zweiten Generation), die den größten Teil der Bewegungsenergie der Sekundärteilchen übernehmen. Die zur zweiten Stufe gehörigen Messgrößen sind die Ionendosis und die Energiedosis.[50]

### 1.6.1.1 Energiedosis

Die Energiedosis  $D$  ist der Erwartungswert der bei einer Exposition mit ionisierender Strahlung von einem bestimmten Absorbermaterial „med“ der Dichte  $\rho_{\text{med}}$  lokal absorbierten Energie  $dE_{\text{abs}}$  dividiert durch die Masse  $dm_{\text{med}}$  des bestrahlten Volumenelements  $dV$  (9):[50]

$$D_{\text{med}} = \frac{dE_{\text{abs}}}{dm_{\text{med}}} = \frac{dE_{\text{abs}}}{\rho_{\text{med}} \cdot dV} \quad (9)$$

Die SI-Einheit der Energiedosis ist das Gray (Gy) (10):

$$1\text{Gy} = \frac{1\text{J}}{\text{kg}} \quad (10)$$

Mit der Energiedosis wird die Übertragung von Strahlenenergie auf Materie quantifiziert beschrieben.[29] Da die Energiedosis von der atomaren Zusammensetzung des Absorbermaterials abhängig ist, gehört zur vollständigen Angabe der Energiedosis immer die Spezifikation des Absorbermaterials.[50]

### 1.6.1.2 Kerma

Unter Kerma<sup>1</sup>  $K$  versteht man den Quotienten aus der Bewegungsenergie  $E_{\text{trans}}$ , die durch ionisierende Strahlung in einem bestrahlten Volumen im Medium "med" auf geladene Sekundärteilchen der ersten Generation übertragen wird, und der Masse  $dm$  des bestrahlten Volumenelements (11):

$$K_{\text{med}} = \frac{dE_{\text{trans}}}{dm_{\text{med}}} = \frac{dE_{\text{trans}}}{\rho_{\text{med}} \cdot dV} \quad (11)$$

Im Fall von Photonenstrahlung können die Sekundärteilchen Elektronen oder Positronen sein. Die Kerma wird bei niederenergetischer Photonenstrahlung aufgrund messtechnischer und rechnerischer Erwägungen oft der Energiedosis vorgezogen. Da die Sekundärteilchen ihre Energie teilweise außerhalb des Sondenvolumens und durch Bremsstrahlung sogar an ihre weitere Umgebung abgeben können, ist die Kerma im Allgemeinen kein direktes Maß für die Energiedosis.[50] Die SI-Einheit der Kerma ist das Gray (Gy).[50]

<sup>1</sup> Kerma ist ein von der ICRU übernommenes englisches Kunstwort, das aus "kinetic energy released by unit mass" gebildet wurde. [50]

In der Dosimetrie wird häufig die Luftkerma verwendet. Diese ist definiert als die kinetische Energie, die von Röntgenstrahlung an Luftmoleküle übertragen wird, dividiert durch die Luftmasse.[99]

### 1.6.1.3 Ionendosis

Da die auf das Gewebe auftreffende Strahlungsenergie nicht immer vollständig und nicht gleichmäßig absorbiert wird, sind die für die biologische Wirkung wichtigen Größen Energie- bzw. Äquivalentdosis (Kapitel 1.6.2.1) unter klinischen Bedingungen nicht direkt messbar.

Aus diesem Grund wird die Strahlenwirkung auf ein anderes Medium gemessen und daraus auf die Energie- bzw. Äquivalentdosis geschlossen. Am häufigsten werden die Ionisationen gemessen, die von einer Strahlung unter bestimmten Bedingungen in einem definierten Luftvolumen ausgelöst werden.[29]

Die Ionendosis  $J$  ist die elektrische Ladung  $Q$ , die durch Bestrahlung eines Luftvolumens durch ionisierende Strahlung unmittelbar oder mittelbar erzeugt wird, geteilt durch die Masse  $m_a$  der bestrahlten Luft mit der Dichte  $\rho_a$  (12):[50]

$$J = \frac{dQ}{dm_a} = \frac{dQ}{\rho_a \cdot dV} \quad (12)$$

Die SI-Einheit der Ionendosis ist das Coulomb durch Kilogramm (C/kg).[50]

Bei der Ionendosis handelt es sich um eine Hilfsgröße zur Bestimmung der für den Strahlenschutz relevanten Dosisgrößen.[29]

## 1.6.2 Spezielle Dosisbegriffe für den Strahlenschutz

Im praktischen Strahlenschutz werden zwei Kategorien von Dosisgrößen verwendet, Dosismessgrößen und Körperdosisgrößen. Dosismessgrößen sind operative Dosisgrößen, die für die Messung in der Orts- und Personendosimetrie verwendet werden. Zu den Dosismessgrößen zählen die Äquivalentdosis sowie die Orts- und Personendosen. Körperdosisgrößen stehen im Zusammenhang mit den stochastischen Risiken einer Strahlenexposition des Menschen. Die Körperdosis ist ein Überbegriff für die Organdosis und die effektive Dosis. Die Einheit der Strahlenschutzdosisgrößen ist das Sievert.[29, 50]

### 1.6.2.1 Dosismessgrößen

Unterschiedliche Arten von ionisierender Strahlung zeigen bei gleicher Energiedosis im Körpergewebe unterschiedlich starke biologische Wirkung. Daher wird die Energiedosis mit Hilfe sogenannter Strahlungswichtungsfaktoren (Qualitätsfaktor Q) präzisiert, die die biologischen Unterschiede der Strahlungswirkung berücksichtigen.[34] Die Äquivalentdosis H ist das Produkt aus Weichteilgewebe-Energiedosis  $D_W$  und Qualitätsfaktor Q (13):[50]

$$H = Q \cdot D_W \quad (13)$$

Für Röntgen- und Gammastrahlung ist Q unabhängig von der Photonenenergie gleich 1. Röntgenuntersuchungen mit niederenergetischer Röntgenstrahlung, wie sie auch in der Mammographie angewendet wird, könnten jedoch eine höhere biologische Wirksamkeit aufweisen als bisher angenommen wurde. Daher könnte es sinnvoll sein, in diesem Bereich mit einem Strahlenwichtungsfaktor von 3 zu arbeiten.[34]

Die Äquivalentdosis H ist die Ausgangsgröße für die operativen Dosismessgrößen.[50] Mit ihrer Hilfe werden die weiteren operativen Dosisgrößen Ortsdosis und Personendosis zu Strahlenschutz Zwecken experimentell bestimmt. *„Die Ortsdosen sind als Äquivalentdosis an einem bestimmten Raumpunkt definiert.“*[50] Die Personendosen sind Äquivalentdosen in Weichteilgewebe, gemessen an einer für die Strahlenexposition repräsentativen Stelle der Körperoberfläche.

### 1.6.2.2 Körperdosisgrößen

*„Die Organdosis ist das Produkt aus der über das Gewebe oder Organ T gemittelten Energiedosis, die durch die Strahlung R erzeugt wird, und dem Wichtungsfaktor  $W_R$ “* (14): [29]

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \quad (14)$$

*Die effektive Dosis E ist die Summe der Organdosen  $H_T$ , jeweils multipliziert mit dem zugehörigen Gewebe-Wichtungsfaktor  $w_T$*  (15):[29]

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T w_R \quad (15)$$

Der Gewebe-Wichtungsfaktor  $w_T$  beträgt für die Brust 0,05.[29]

Das Drüsengewebe ist in Hinblick auf die Induktion eines Karzinoms durch ionisierende Strahlung das empfindlichste Gewebe. Bei der Abwägung eines möglichen strahlenbedingten Risikos wird bei der Mammographie daher die mittlere Parenchymdosis herangezogen. Die mittlere Parenchymdosis  $D_{PD}$  ist als mittlere Organenergiedosis des Brustdrüsengewebes definiert, die sich als Produkt aus der Eingangsdosis  $K_E$  und dem Parenchymdosis-konversionsfaktor  $f_{PD}$  ergibt (16):[34, 99]

$$D_{PD} = K_E \cdot f_{PD} \quad (16)$$

Dabei ist die Eingangsdosis (früher Einfalldosis)  $K_E$  die Luftkerma an einem definierten Ort des Strahleneintritts in die Brust ohne Rückstreubeiträge.[99] Der Parenchymdosis-konversionsfaktor  $f_{PD}$  ist v.a. von der Strahlenqualität, der Schichtdicke unter Kompression und der geweblichen Zusammensetzung der Mamma abhängig und wird in der Regel mit Hilfe von Monte-Carlo-Simulationen berechnet.[64]

### 1.6.2.3 Dosisgrößen in Bezug auf die Eingangsdosis

In Abbildung 25 sind die Dosisgrößen Oberflächendosis, mittlere Parenchymdosis und Bildempfängerdosis in Bezug auf die Eingangsdosis abgebildet.

Die Eingangsdosis wird üblicherweise mit Hilfe von Ionisationskammern als Luftkerma in der ungeschwächten Nutzstrahlung am Ort des Strahleneintritts gemessen. Da sie „frei Luft“, d.h. ohne Patienten bzw. Phantom im Strahlengang bestimmt wird, enthält sie keine Rückstreubeiträge und ist daher in der Abbildung mit 100 % angegeben.

Die Oberflächen- oder Hautdosis  $ESK$  unterscheidet sich von der Eingangsdosis dadurch, dass sie Rückstreubeiträge aus dem Patienten bzw. Phantom enthält und damit einen höheren Wert besitzt als die Eingangsdosis. Die Messung der Oberflächendosis erfolgt ebenfalls mit Ionisationskammern oder mit Thermolumineszenzdosimetern (TLD) direkt auf der Körper- oder Phantomoberfläche.

Die Oberflächendosis kann auch mit Hilfe tabellarisierter Rückstreufaktoren  $BSF$  aus der Eingangsdosis berechnet werden (17):[26, 57]

$$ESK = K_E \cdot BSF \quad (17)$$

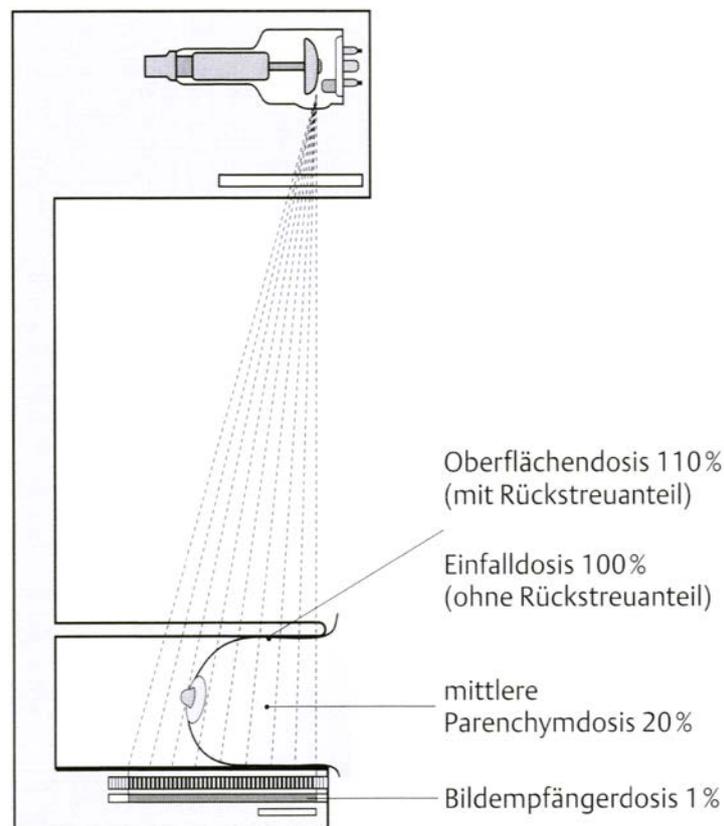
Der Rückstreufaktor  $BSF$  ist von der Halbwertschichtdicke abhängig (Tabelle 6).

HVL [mmAl]	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65
BSF	1,07	10,7	1,08	1,09	1,10	1,11	1,12	1,12	1,13

**Tabelle 6:** Rückstreufaktor für die Ermittlung der Oberflächendosis nach [78]

Die mittlere Drüsendosis wird aus Messungen der Halbwertschichtdicke und der Eingangsdosis mit Hilfe von Konversionsfaktoren bestimmt. Aufgrund der Schwächung der Nutzstrahlung durch das Gewebe beträgt sie annähernd ein Fünftel der Eingangsdosis.[85]

Die Einfallsdosis am Ort des Bildempfängers wird als Bildempfängerdosis bezeichnet. Die Bildempfängerdosis charakterisiert entweder die Dosis, die zur Erzielung einer bestimmten optischen Dichte eines Films erforderlich ist oder jene Dosis, bei der die Automatik eine Aufnahme beendet. Sie wird mithilfe von Ionisationskammern gemessen, wobei die Messung hinter einem Patientenersatz erfolgt.[57] Sie beträgt ungefähr 1 % der Eingangsdosis.



**Abbildung 25:** Dosisgrößen in Bezug auf den Messort und relativ zur Einfallsdosis nach [26]. Die Prozentwerte geben grobe Schätzwerte für die Oberflächendosis, die mittlere Parenchymdosis und die Bildempfängerdosis relativ zur Einfallsdosis an.

## 1.7 Methoden zur Beurteilung der Strahlenqualität

Um Informationen über die Strahlenqualität einer Röntgenröhre zu erhalten, können sowohl experimentelle Methoden als auch Computermodelle eingesetzt werden. Bei den experimentellen Verfahren unterscheidet man die Messung des Röntgenspektrums mit Spektrometersystemen, die auf Halbleiter-Detektoren aus Germanium oder Silizium, Szintillationszählern oder Kristallbeugung basieren, von indirekten Methoden.[83] Da die Methoden zur Messung von Röntgenspektren beträchtliche Sachkenntnis und entsprechende Ausrüstung erfordern sowie in der Durchführung zeitaufwändig sind, werden die spektralen Eigenschaften meist indirekt aus Schwächungsmessungen, gewöhnlich in Aluminium, abgeleitet. Die am häufigsten verwendete Annäherung ist die Beschreibung des Röntgenstrahls in Form der „effektiven Energie“, die auf der ersten Halbwertschichtdicke einer geeigneten Substanz (z.B. Aluminium) bei einer bestimmten Hochspannung (kV) basiert.[3] Seit den 1920er Jahren wurden außerdem zahlreiche Computermodelle zur Simulation von Röntgenspektren entwickelt.[55]

### 1.7.1 Halbwertschichtdicke und Röntgenröhrenspannung

#### 1.7.1.1 Halbwertschichtdicke (HVL)

Die Halbwertschichtdicke ist ein Maß für die Durchdringungsfähigkeit von Strahlen und ein indirektes Maß für die Photonenenergie eines Strahls.[49] Sie ist definiert als jene Schichtdicke eines spezifischen Materials, hinter der die Intensität eines schmalen Strahlenbündels auf die Hälfte des ursprünglichen Wertes abgenommen hat.[83] Für die Charakterisierung von Röntgenstrahlen in der medizinischen Bildgebung wird die Luftkerma oder die Luftkermaleistung zur Bestimmung der HVL empfohlen. In der Definition der HVL wird der Beitrag jeglicher Streustrahlung, die nicht bereits initial im betroffenen Strahl vorhanden war, ausgeschlossen.[83] Die HVL wird in Längeneinheiten des jeweiligen Absorbermaterials, z.B. mm Al, angegeben.

Physikalisch entspricht die Beurteilung der Strahlenqualität mittels HVL einer Annäherung des Spektrums durch einen einzigen Spike bei der Energie, die die betrachtete HVL liefert.[3] Das Ergebnis kann, muss aber nicht, dem aktuellen Spektrum gleichen, da Röntgenstrahlen kontinuierliche Energiespektren besitzen, die von der Röntgenröhrenspannung, dem Anodenmaterial und der Strahlenfilterung abhängen.[3] Daher repräsentiert die HVL nur einen von unendlich vielen Punkten einer Röntgenstrahlen-Schwächungskurve.[3] Die Halbwertschichtdicke alleine ist oft keine adäquate Spezifikation des Röntgenstrahls, da

unterschiedliche Spektren gleiche HVL-Werte besitzen können.[83] Die Strahlenqualität einer Röntgenröhre wird dennoch oft vereinfachend durch die Angabe der Halbwertschichtdicke in Aluminium und der Röntgenröhrenspannung bei der gewählten Filterung beschrieben.[97]

Die HVL liegt für die Röntgenröhrenspannungen und Anoden/Filter (A/F)-Kombinationen, die in der Mammographie verwendet werden, in der Größenordnung von 0.3 mm Al bis 0.45 mm Al. Die Halbwertschichtdicke steigt generell mit höherer Röntgenröhrenspannung (kV) und mit höheren Ordnungszahlen der Anoden- und Filtermaterialien.[12]

„Weiche“ Strahlung hat eine geringere Durchdringungsfähigkeit und einen höheren Schwächungskoeffizienten. Sie geht mit niedrigen HVL-Werten einher und führt zu einer höheren Patientendosis, da ein großer Anteil der Strahlung im Körpergewebe absorbiert wird. Andererseits verschlechtert „harte“ Strahlung, die eine höhere Transmission bzw. einen kleineren Schwächungskoeffizienten zeigt und größere HVL-Werte besitzt, den Bildkontrast. [49]

Zur Bestimmung der Halbwertschichtdicke wird in der Röntgenmammographie als Schwächungsmaterial hochreines Aluminium verwendet.

Die HVL wird auch zur Korrektur der Kerma und zur Berechnung der Mittleren Drüsendosis (ADG) benötigt.[31]

Die ÖNORM schreibt Mindestwerte für die Halbwertschichtdicke vor. Diese geforderten Mindestwerte sollen sicherstellen, dass niederenergetische Energien im ungefilterten Spektrum, die zwar die Dosis erhöhen, aber keine Bildinformation liefern, entfernt werden. Die HVL darf den entsprechenden Wert nach Tabelle 7 um nicht mehr als 0,04 mm Al unterschreiten.

Anoden- und Filtermaterialien	HVL bei 25 kV [mm Al]	HVL bei 28 kV [mm Al]
Mo + 30 $\mu$ m Mo	0,28	0,32
Mo + 25 $\mu$ m Rh	0,36	0,40
W + 60 $\mu$ m Mo	0,35	0,37
W + 50 $\mu$ m Rh	0,48	0,51
W + 40 $\mu$ m Pd	0,44	0,48
Rh + 25 $\mu$ m Rh	0,34	0,39

**Tabelle 7:** ÖVE/ÖNORM EN 61223-3-2:2002, Tabelle 1

Nach [21]. Die angegebenen HVL-Werte werden zur Berechnung der HVL-Mindestwerte herangezogen.

Wenn die HVL bestimmte Werte übersteigt, dann ist der Strahl „härter“ als optimal. Dies kann durch eine aufgeraute oder gealterte Anode verursacht sein. Ein zu „harter“ Röntgenstrahl kann zu einer geringeren Röhrenleistung sowie einer schlechteren Bildqualität führen. In den österreichischen Normen wurden keine Maximalwerte der HVL festgelegt. In anderen Ländern, wie den USA, existieren jedoch Empfehlungen für eine maximale HVL.[12]

### **1.7.1.2 Röntgenröhrenspannung (kV)**

Die Röntgenröhrenspannung kann invasiv oder nicht-invasiv gemessen werden. Bei der invasiven Spannungsmessung wird eine Messstrecke mit Oszillographen- oder Monitor-Anzeige eingebaut. Röhrenspannungsmessgeräte auf nichtinvasiver Basis werden in den Nutzstrahlengang eingebracht und zeigen den Spitzenwert  $kV_P$  der Röhrenspannung an.[20] Zu den nicht-invasiven Spannungsmessgeräten zählen Röntgen-Spektrometer, Penetrameter sowie Techniken, die die Röntgenfluoreszenz ausnutzen, und des Weiteren kV-Meter, die auf der differentiellen Absorption von Röntgenstrahlen und deren Detektion in zwei oder mehr Halbleiterdetektoren basieren.[70]

### **1.7.2 Messung des Röntgenspektrums**

Die Messung des Röntgenspektrums ist der ideale Weg, um die Qualität eines Röntgenstrahls und dessen spektrale Verteilung, d.h. den Photonenfluss in jedem Energieintervall, zu beschreiben.[45] Aus einem gemessenen Spektrum können die HVL, die Kerma und viele andere spektrale Eigenschaften berechnet werden.[8]

### **1.7.3 Computermodelle**

Da die experimentelle Messung von Röntgenspektren komplex ist und die HVL nur eine grobe Bewertung ermöglichen, wurden in der Vergangenheit verschiedene Methoden zur Voraussage von Röntgenspektren entwickelt. Diese Computermodelle werden je nach der ihnen zugrunde liegenden Methode in zwei Kategorien eingeteilt: Analytische und Monte-Carlo-Modelle. Analytische Modelle können weiter in empirische und semiempirische Modelle unterteilt werden. Empirische Modelle basieren auf der Rekonstruktion von Röntgenspektren aus experimentell gemessenen Transmissionsdaten. Sie stützen sich auf Laplace-Transformations-Paare, numerische iterative Techniken und interpolierende Polynomfit-Verfahren. Semiempirische Modelle basieren auf der quantenmechanischen Theorie der Bremsstrahlungserzeugung, in welcher der differentielle Wirkungsquerschnitt durch empirische parametrisierte Differentialgleichungen formuliert wird. Die semiempirischen Modelle wurden seit ihrer Begründung durch Kramer 1923 stetig verbessert

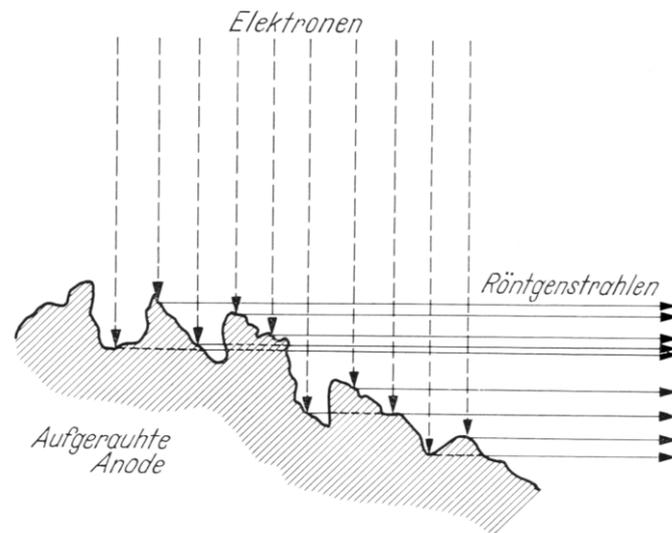
und z.B. durch Effekte wie die Anodenschwächung, die charakteristische Röntgenstrahlung und Spektren von Molybdän-Anoden erweitert.[55] Auch wenn rein empirische und semiempirische Modelle die schnellsten Methoden zur Voraussage von Röntgenspektren darstellen, haben die bisher vorgeschlagenen Modelle Einschränkungen, die ihre Anwendung für einen breiten Anwendungsbereich verhindern. Aufwändige Monte-Carlo-Modellierungen wurden als eine Alternative vorgestellt, um diese Einschränkungen zu überwinden.[2] Dabei handelt es sich um ein Verfahren aus der Stochastik, bei dem sehr häufig durchgeführte Zufallsexperimente die Basis darstellen. Es wird versucht, mit Hilfe der Wahrscheinlichkeitstheorie analytisch nicht oder nur aufwändig lösbare Probleme numerisch zu lösen. Die Monte-Carlo-Simulation gilt als genaueste Methode zur Vorhersage von Elektronen-induzierten Spektren.[55] Sie ist jedoch verglichen mit analytischen Methoden rechenintensiv und zeitaufwändig.[2]

## **1.8 Alterung der Röntgenröhre-Rauigkeit der Anodenoberfläche**

Beim Abbremsen der Elektronen im Anodenmaterial wird nur ein sehr geringer Bruchteil der Bewegungsenergie in Röntgenstrahlenenergie umgewandelt. Der weitaus größte Teil der zugeführten Energie erzeugt in der Anode Wärme.[40]

Die auftreffenden Elektronen werden durch Zusammenstöße mit dem Anodenmaterial abgebremst und ihre kinetische Energie zu mehr als 99 % in Wärmeenergie umgewandelt. Die Anodenoberfläche wird auf Temperaturen von ungefähr 2500 °C erhitzt.[55] Die Wärmeenergie, die bei der Umsetzung der Kathodenstrahlenenergie in der Anode gebildet wird, konzentriert sich dabei auf den kleinen Bereich der Brennfleckbahn. Die spezifische Belastung der Röntgenröhre ist umso größer, je höher die Röhrenleistung, d.h. die Kathodenstrahlenergie ( $\text{mA} \cdot \text{kV}$ ) pro Sekunde, und je kleiner der Fokus ist, auf den sich dieser Energiezufluss konzentriert. Es kommt durch starke zeitliche und örtliche Temperaturwechsel zu strukturellen Oberflächenveränderungen des Anodenmaterials in Form einer Aufrauung und Rissbildung. Die Elektronen des Kathodenstrahls dringen in die tieferen Rillen und Furchen des Anodenmaterials ein und erzeugen dort Röntgenstrahlung. Dieser Anteil der Röntgenstrahlung wird bei einer schräg gestellten Anode durch das Anodenmaterial geschwächt, bevor er aus der Anode austritt (Abbildung 26).

Die Rauigkeit der Anodenoberfläche resultiert in einer zusätzlichen inhärenten Filterung im Anodenmaterial, die die Röntgenstrahlenausbeute verringert. Die Strahlenaufhärtung steigt mit dem Grad der Aufrauung der Anodenoberfläche.[40]



**Abbildung 26:** Ausbeuterückgang bei Aufrauung der Schräganoden-Oberfläche nach [40].

Die Energieverteilung ändert sich abhängig von der Lebensdauer der Röntgenröhre.[74]

Aufgrund der inversen Beziehung zwischen Photonenenergie und Schwächungskoeffizienten betrifft die verstärkte Filterung primär die niederenergetischen Photonen, speziell bei niedrigeren Röhrenspannungen. Außerdem werden Photonen höherer Energie bevorzugt nahe der Anodenoberfläche erzeugt, wodurch sie einen kürzeren Weg zur Oberfläche nehmen und infolgedessen weniger geschwächt werden. Der Einfluss des Anodenwinkels und der Röhrenspannung ist bei Spektren, die von weniger stark gealterten Anoden emittiert werden, geringer ausgeprägt. Mit zunehmender Steilheit des Anodenwinkels wird die Schwächung insbesondere niederenergetischer Röntgenstrahlung massiver und die Intensität wird in einem größeren Ausmaß reduziert.

Die Eigenschaften des Röntgenspektrums werden somit nicht nur durch die Röhrenspannung, die Zusatzfilterung und das Anodenmaterial sondern auch durch den Zustand der Anodenoberfläche bestimmt.[55]

## 1.9 Ziele dieser Arbeit

In dieser Arbeit soll der Einfluss der Röhrenalterung auf das mammographische Röntgenspektrum beurteilt werden. Der Alterungsprozess der Röntgenröhre hat einen Einfluss auf die Strahlenqualität des Röntgenstrahls und damit auf die Bildqualität. Insbesondere in der Mammographie können aber auch kleine Veränderungen in der Strahlenqualität große Auswirkungen auf die Bildqualität haben. Während die Strahlenqualität häufig vereinfachend durch die Halbwertschichtdicke beschrieben wird, gilt die Röntgenspektroskopie als Goldstandard zur Beurteilung der Strahlenqualität. Die HVL-Methode wird in der Qualitätssicherung routinemäßig angewendet und ist bei der Abnahmeprüfung von Mammographieeinrichtungen nach ÖNORM verpflichtend vorgeschrieben. Die Spektroskopie zählt zu den Methoden, die in der erweiterten Qualitätskontrolle angewendet werden können und erlaubt eine differenziertere Beurteilung der Strahlenqualität.

Diese beiden Methoden sollten im Rahmen von experimentellen Messungen einander gegenübergestellt und dadurch Veränderungen der Strahlenqualität innerhalb des Messzeitraumes von ungefähr einem Jahr beurteilt werden.

Daneben sollten Unterschiede der in der Mammographie verwendeten Anoden/Filterkombinationen Mo/Mo, Mo/Rh und W/Rh bei verschiedenen Röhrenspannungen mit Hilfe der Spektroskopie aufgezeigt werden.

## 2 Methoden

### 2.1 Mammographiesysteme

Die Messungen der Röntgenspektren und der HVL wurden am analogen Film-Folien-System Siemens Mammomat 3000 und am digitalen Mammographiesystem Siemens Mammomat Novation<sup>DR</sup> durchgeführt. Beide Geräte befanden sich zum Zeitpunkt der Messungen im Routinebetrieb an der Universitätsklinik für Radiologie des Landeskrankenhauses Graz. Diese Systeme besitzen eine baugleiche Vier-Fokus-Röntgenröhre mit Bimetalldrehanode (Molybdän/Wolfram). Die Bezeichnungen der Röntgenstrahler lauten Pantix 40 Mo/W-100 G (System Siemens Mammomat 3000) bzw. P40 Mo/W (Siemens Mammomat Novation DR). Die Brennfleckgröße beträgt 0,3 mm für Übersichtsaufnahmen und 0,1 mm für Vergrößerungsaufnahmen (Sterntest). Der Anodenwinkel der beiden Systeme ist 20°. Die Eigenfilterung der Röntgenröhren beträgt 1 mm Beryllium. Es stehen Zusatzfilter aus Molybdän mit einer Dicke von 30 µm und Rhodium mit einer Dicke von 25 µm zur Verfügung. Bei Verwendung der Molybdän-Anode kann zwischen den Zusatzfiltern aus Molybdän und Rhodium gewählt werden. Die Wolfram-Anode wird mit dem Rhodium-Filter betrieben.

Der Siemens Mammomat *Novation<sup>DR</sup>* besitzt einen Festkörper-Flachdetektor aus 250 µm dickem, amorphem Selen mit einer Größe von 24,1 cm x 28,7 cm<sup>2</sup>. Die Pixelgröße des Detektors beträgt 70 µm. Mit dem Detektor wird eine Auflösung von 7,1 Lp/mm erreicht (Nyquistgrenze).

Das Mammographiesystem Siemens Mammomat 3000 wurde im Jahr 1996 installiert, das System Siemens Mammomat Novation DR im Jahr 2007. Während die analoge Einheit zu Beginn der Messungen für diese Arbeit bereits 11 Jahre in Betrieb war, wurde das digitale System erst wenige Monate eingesetzt.

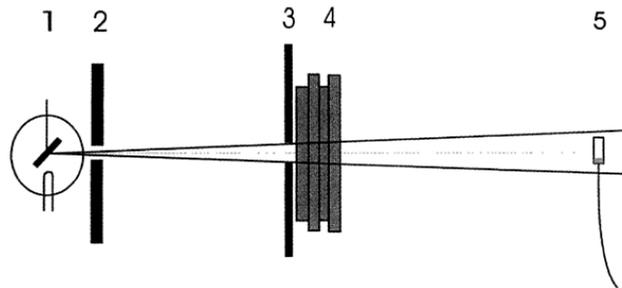
Alle Messungen wurden mit großem Brennfleck (0,3 mm) durchgeführt.

Im Folgenden wird das Mammographiesystem Siemens Mammomat 3000 kurz als „Mammomat 3000“ bezeichnet, und das System Siemens Mammomat *Novation<sup>DR</sup>* als „Novation DR“.

## 2.2 Messung der Halbwertschichtdicke

### 2.2.1 Allgemeines

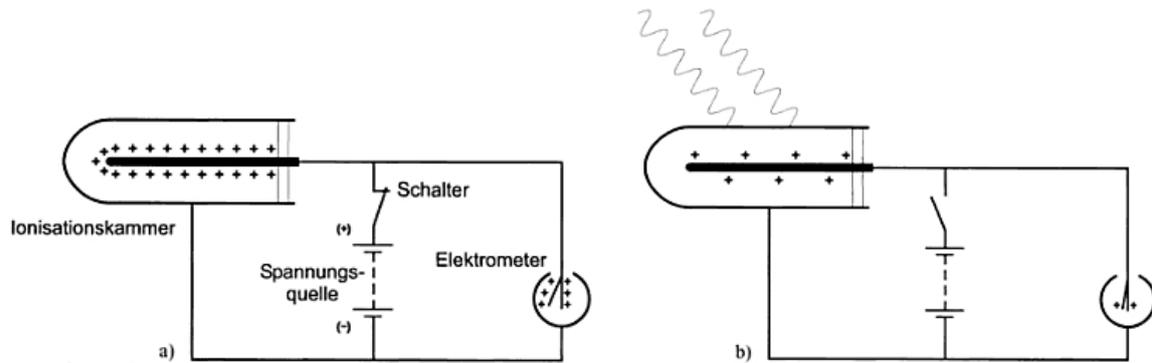
Die Halbwertschichtdicke gibt diejenige Schichtdicke an, hinter der die Intensität bzw. die Zahl der primären Quanten eines schmalen Strahlenbündels auf 50 % abgenommen hat. [49] Sie kann aus Schwächungsmessungen bestimmt werden, indem die Luftkerma des durch Aluminiumfilter unterschiedlicher Dicke geschwächten Strahlenbündel gemessen wird. Abbildung 27 zeigt das Prinzip der HVL-Messung. Für die Messungen in dieser Arbeit wurde als Strahlendetektor eine Ionisationskammer verwendet.



**Abbildung 27:** Messanordnung zur Bestimmung der HVL nach [52]. 1 Strahlenquelle, 2 und 3 Einblendung, 4 Filterschichten, 5 Ionisationsmesskammer

Die Ionisationskammer ist im Prinzip wie ein elektrischer Plattenkondensator aufgebaut. Sie besteht aus einer Kammer, in der sich zwei Elektroden befinden. Die Kammer ist mit einem ionisierbarem Gas gefüllt.[36, 51, 80] Zur Messung der Intensität von Röntgenstrahlung werden Kammern mit Luftfüllung verwendet, da die Ionendosis für Luft definiert ist.[46] An die Elektroden wird eine Spannung angelegt, sodass sich ein elektrisches Feld aufbaut. Wenn Röntgenphotonen in den Luftraum zwischen den Elektroden eintreten, werden die Luftatome ionisiert. Es entstehen positive und negative Ladungsträger, d.h. Ionen und Elektronen. Die mittlere Anzahl der erzeugten Ladungspaare ist proportional zur Photonenenergie, die in der Kammer abgegeben wurde. Das elektrische Feld trennt die entstandenen positiven und negativen Ladungsträger. Die Ladungen werden von der jeweils entgegengesetzt geladenen Elektrode angezogen. Die durch die Ionisation bewirkte Ladungsänderung wird im Verlauf eines Zeitraumes gemessen. Bei entsprechender Kalibrierung des Ladungsmessgerätes (Elektrometer) wird unmittelbar eine Dosisangabe erhalten. Die angelegte Spannung muss jedoch so groß gewählt werden, dass die Ladungsträger schnell genug auf den Elektroden gesammelt werden, bevor sie rekombinieren können und für die Messung verloren gehen.

[36, 51, 80] Die Elektroden sind üblicherweise als Zylinder ausgeführt. Abbildung 28 zeigt schematisch das Prinzip der Ionisationskammer.[80]



**Abbildung 28:** Prinzip der Ionisationskammer nach [80]. Messung der durch Ionisation bewirkten Ladungsänderung einer Ionisationskammer (Dosismessung)  
a. Aufladen und b. Entladen der Ionisationskammer

## 2.2.2 Unterschiede in den Messvorschriften

Es gibt keine einheitlichen Richtlinien zur Messung der Halbwertschichtdicke. Am Beispiel Österreich (ÖNORM S 5240-12), der Europäischen Union (EU, EUR 16263 EN) und der Vereinigten Staaten von Amerika (USA, MQSA) werden Unterschiede in der vom jeweiligen Land geforderten Messgeometrie erläutert. Diese sind in Tabelle 8 zusammengefasst und werden in den folgenden Unterkapiteln besprochen.

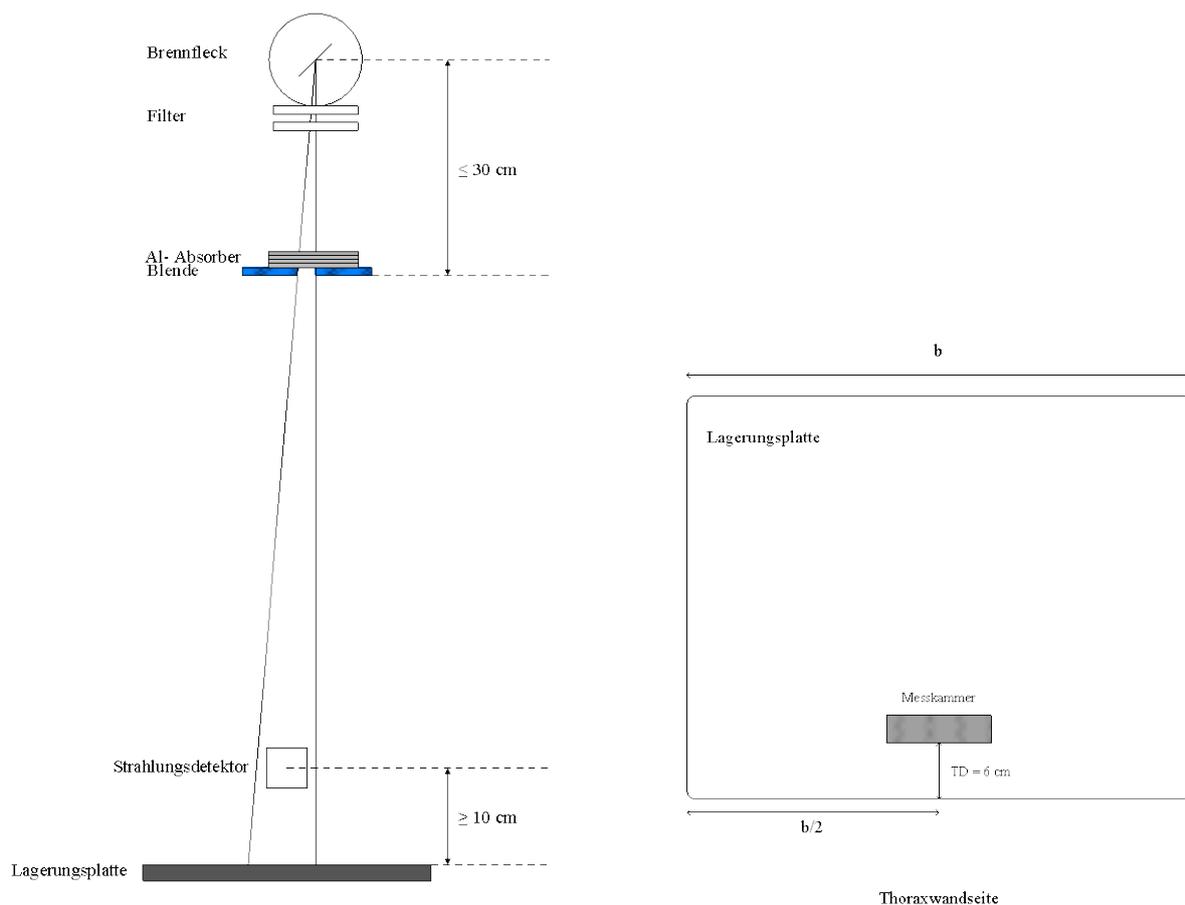
Messvorschrift		ÖNORM S 5240-12	EUR 16263 EN	MQSA
Kompressionsplatte	im Strahlengang	nein	ja	ja
	Position	-----	200-300 mm von Fokus entfernt	möglichst fokusnah
Al-Folien	Reinheit $\geq 99,9\%$	$\geq 99,9\%$	$\geq 99,9\%$	99,0 %/ $\geq 99,9\%$
	Position	möglichst fokusnah	auf Blende	auf Kompressionsplatte
	Unsicherheit in der Dickenbestimmung	$\pm 10\%$	$\pm 1\%$	$\pm 1\%$
Zusätzliche Blende	notwendig	ja	ja	ja
	Material	k.A.	Blei	k.A.
	Dicke	k.A.	$\geq 0,5$ mm	-----
	Position	möglichst fokusnah	auf Kompressionsplatte	-----
Detektor-Position	Abstand von Lagerungsplatte	$\geq 10,0$ cm	4,5 cm	5,0 cm
	Projektion auf Lagerungsplatte	6,0 cm, seitenzentriert	6,0 cm, seitenzentriert	4,0 cm, seitenzentriert
Berechnung der HVL mit Formel		ja	ja	ja

**Tabelle 8:** Messvorschriften zur HVL-Messung in Österreich, der EU und den USA  
Nach [31, 85, 88, 93, 94]. k.A.: keine Angabe  
MQSA Mammography Quality Standards Act

### 2.2.2.1 ÖNORM

Abbildung 29 zeigt die Geometrie zur HVL-Messung in der Mammographie nach ÖNORM S 5240-12: 2003-05, Abschnitt 5.3 bzw. ÖVE/ÖNORM EN 61223-3-2, Abschnitt 5.2.2 [93, 94]. Die HVL wird in einem engen Nutzstrahlenbündel gemessen. Die Aluminium-Absorber werden möglichst fokusnah (Abstand  $FA \leq 30$  cm) angebracht. Der Abstand zwischen Aluminium-Absorber und Detektor des Diagnostikdosimeters ist möglichst groß zu wählen. Der Detektor des Diagnostikdosimeters wird in einem Abstand von mindestens 10 cm über der Lagerungsplatte positioniert. Die lotrechte Projektion des effektiven Messortes des Detektors auf die Lagerungsplatte (Abstand TD) liegt 6 cm von deren thoraxwandseitigen Kante entfernt und ist seitenzentriert.

Die Halbwertschichtdicke wird laut ÖNORM ohne Kompressionsplatte gemessen.



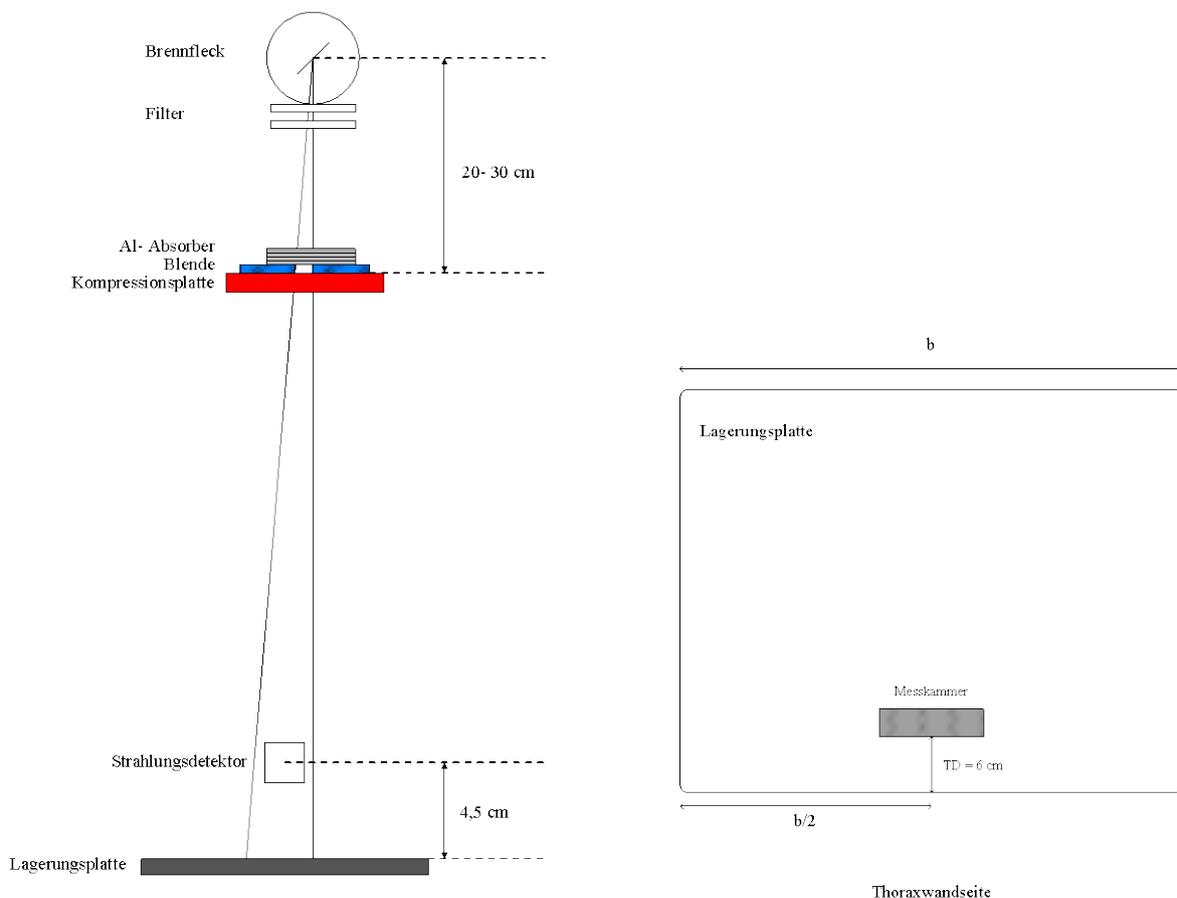
**Abbildung 29:** Anordnung für die HVL-Messung, ÖVE/ÖNORM EN 61223

Modifiziert nach [93]

TD Abstand Thoraxwandkante-Detektor, b Länge der Lagerungsplatte

### 2.2.2.2 European Protocol on Dosimetry in Mammography, EUR 16263 EN

Abbildung 30 zeigt die im European Protocol on Dosimetry in Mammography geforderte Messgeometrie.[85] Am auffälligsten ist, dass die Halbwertschichtdicke mit Kompressionsplatte im Strahlengang gemessen wird. Begründet wird dies damit, dass die Kompressionsplatte auch in der Patientenroutine immer im Strahlengang ist und die Halbwertschichtdicke daher auch mit Kompressionsplatte gemessen werden soll. Die Kompressionsplatte soll in einem Abstand von 20 bis 30 cm vom Fokus positioniert werden. Die zusätzliche Blende, die zur Kollimierung des Strahlenbündels dient, soll aus Blei hergestellt sein und eine Dicke von mindestens 0,5 mm haben. Sie wird direkt auf der Kompressionsplatte positioniert. Auf diese Blende werden die Aluminiumfolien für die Halbwertschichtdickenmessung gelegt. Ein weiterer Unterschied ist der geforderte Abstand, in dem die Messkammer über der Lagerungsplatte positioniert wird. Er beträgt nur 4,5 cm, im Gegensatz zu mindestens 10 cm in der ÖNORM.



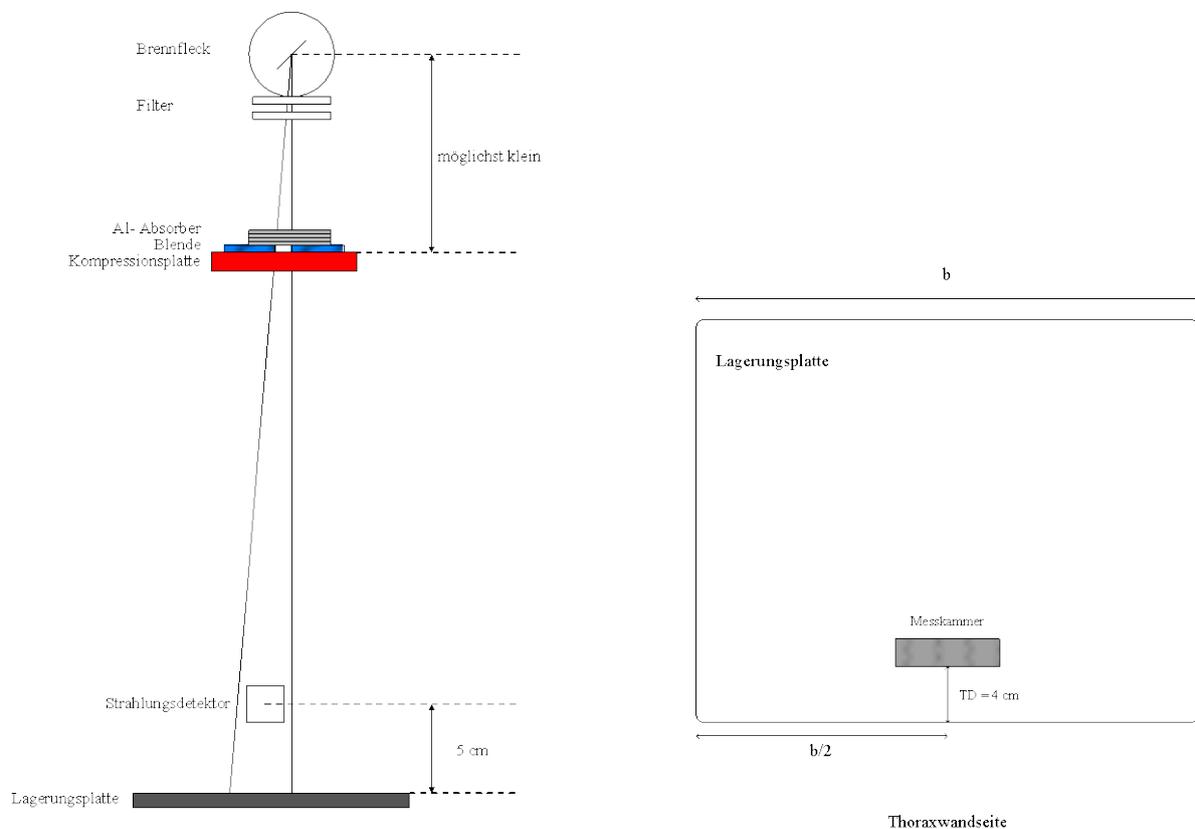
**Abbildung 30:** Anordnung für die HVL-Messung, EUR 16263 EN

Modifiziert nach [85]

TD Abstand Thoraxwandkante-Detektor, b Länge der Lagerungsplatte

### 2.2.2.3 Mammography Quality Standards Act (MQSA)

Im Mammography Quality Standards Act wird eine Messgeometrie vorgeschlagen, die im Mammography Quality Control Manual des American College of Radiology (ACR) veröffentlicht wurde (Abbildung 31).[31, 88] Die Kompressionsplatte wird im Strahlengang belassen und ist möglichst fokusnah zu positionieren, wobei kein bestimmter Abstand zum Fokus angegeben wird. Der Röntgenstrahl muss auf eine Fläche kollimiert werden, die geringfügig größer ist als jene der Ionisationskammer. Die ACR Protokolle erlauben die Verwendung von Aluminiumabsorbern mit geringerer Reinheit (99 %) oder hohem Reinheitsgrad ( $\geq 99,9\%$ ). Es wird jedoch darauf hingewiesen, dass das Messergebnis der HVL-Messung bei Verwendung einer Aluminiumlegierung vom Typ 1100 um bis zu 7,5 % kleiner ausfallen kann als bei Verwendung von 99,9 % reinem Aluminium. Die Aluminiumfolien werden auf der Kompressionsplatte platziert. Der geforderte Abstand zwischen Messkammer und Lagerungsplatte beträgt 5 cm. Anders als in den österreichischen und europäischen Vorschriften beträgt die lotrechte Projektion des effektiven Messortes des Detektors auf der Lagerungsplatte (Abstand TD) von deren thoraxwandseitigen Kante 4 cm statt 6 cm.



**Abbildung 31:** Anordnung für die HVL-Messung, MQSA  
TD Abstand Thoraxwandkante-Detektor, b Länge der Lagerungsplatte

### 2.2.3 Messdatenaufnahme

Die Halbwertschichtdicke wurde für beide Mammographiesysteme jeweils im August 2007, Mai 2008 und August 2008 für alle verfügbaren Anoden/Filter-Kombinationen (Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh) und drei verschiedene Röntgenröhrenspannungen (26 kV, 28 kV und 30 kV) gemessen. Das Strom-Zeit-Produkt  $Q$  wurde bei 63 mAs eingestellt. Die verwendeten Aluminiumfolien besaßen eine Reinheit von mindestens 99,4 % mit einer Dicke von 0,1 mm und einer Fläche von 15 x 15 cm. Für die Messungen wurde das Strahlungsdosimeter WK 92 mit der Ionisationskammer IC300 (Wellhöfer Dosimetrie, Schwarzenbruck, Deutschland) verwendet. Die Ionisationskammer IC 300 besitzt ein aktives Volumen von 2,98 cm<sup>3</sup>. Dosimeter und Ionisationskammer wurden für die Strahlenqualität Mo/Mo kalibriert. Da bis zur Fertigstellung dieser Arbeit keine Korrekturfaktoren für die Anoden/Filter-Kombinationen Mo/Rh und W/Rh verfügbar waren, konnten die Dosiswerte und damit die Halbwertschichtdicken für diese beiden Kombinationen nicht korrigiert werden. Aus diesem Grund sind im Kapitel Ergebnisse ausschließlich die HVL-Werte für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo angeführt.

Bei Interesse können die HVL-Werte von Mo/Rh und W/Rh im Anhang (Tabelle 43, Tabelle 44, Tabelle 45, Tabelle 46) nachgelesen werden. Jedoch ist darauf hinzuweisen, dass diese Werte nicht für die von der Kalibrierung abweichenden Anoden/Filter-Kombinationen Mo/Rh und W/Rh korrigiert wurden.

#### 2.2.3.1 Verwendete Messgeometrie

Die HVL-Messungen für diese Arbeit erfolgten nicht nach der österreichischen Norm (Tabelle 9). In der ÖNORM wird ein enges Nutzstrahlenbündel gefordert. Dies wird üblicherweise durch eine zusätzliche Blende zwischen Brennfleck und Aluminiumfilter erreicht. Für das System Mammomat 3000 stand eine Blende aus Aluminium (Opdima) mit einer Blendenöffnung von 2,5 cm x 1,7 cm zur Verfügung, die in eine dafür vorgesehene Vorrichtung am Gehäuse eingelegt werden konnte. Eine vollständige Ausleuchtung der Messkammer im Lichtvisier konnte mit der vorgeschriebenen Geometrie nicht erreicht werden. Daher wurde die Distanz  $DL$  zwischen Messkammer und Lagerungsplatte für die Messungen im August 2007 und 2008 verringert (6,5 cm), und die Messkammer näher an der Thoraxwandkante der Lagerungsplatte positioniert (4,0 cm).

Die Einheit Novation DR besitzt jedoch keine Halterung für eine zusätzliche Blende. Daher wurde die Halbwertschichtdicke an diesem System im August 2007 und 2008 ohne zusätzliche Blende gemessen. Um den Einfluss der zusätzlichen Blende auf den HVL-Wert

beurteilen zu können, wurde eine angefertigte Bleiblende für die HVL-Messungen im Mai 2008 an beiden Mammographiesystemen verwendet. Da aber vor allem die Veränderungen in der HVL innerhalb eines Jahres von Interesse waren, wurde für die abschließenden Messungen im August 2008 wieder dieselbe Messgeometrie wie ein Jahr zuvor verwendet. Der Abstand zwischen Messkammer und Lagerungsplatte DP soll den Anteil der Streustrahlung vermindern, der bei Verwendung einer Ionisationskammer als Messkammer miterfasst wird.

Die Messungen der HVL wurden prinzipiell ohne Kompressionsplatte im Strahlenfeld durchgeführt. Im August 2008 wurde die HVL jedoch zusätzlich bei allen verfügbaren A/F-Kombinationen und einer Röhrenspannung von 28 kV mit Kompressionsplatte im Nutzstrahlenbündel gemessen, um den Effekt der Kompressionsplatte auf die HVL beurteilen zu können.

Die Aluminium-Absorber wurden fokusnah direkt unter dem Tubusende angebracht, womit ein möglichst großer Abstand zwischen Aluminium-Absorber und Detektor gewährleistet war, wie in der ÖNORM gefordert.

Messdatum	System	Kollimierung	DL [cm]	TD [cm]
25.08.2007	Novation DR	keine	10,0	4,0
21.08.2007	Mammomat 3000	Opdima (Al)	6,5	4,0
18.05.2008	Novation DR	Blende Pb	10,0	6,0
23.05.2008	Mammomat 3000	Blende Pb	10,0	6,0
08.08.2008	Novation DR	keine	10,0	4,0
08.08.2008	Mammomat 3000	Opdima	6,5	4,0

**Tabelle 9:** Verwendete Messgeometrie der HVL-Messungen

Blendenöffnungen: Blende Opdima aus Aluminium (Al): 2,5 cm x 1,7 cm, Blende aus Blei (Pb): 1,2 cm x 1,2 cm, Dicke 0,2 cm

## 2.2.4 Messdatenverarbeitung

### 2.2.4.1 Korrektur der Kerma-Werte für Druck und Temperatur

Die durch die jeweilige Absorberdicke geschwächte Kerma wurde mit den Klimadaten für Druck und Temperatur, die parallel zur Messung aufgezeichnet wurden, korrigiert.

Dies ist notwendig, da die Kammerdaten nach DIN auf 1023 mbar ( $P_0$ ) und 293,2 Kelvin ( $20^\circ\text{C}$ ,  $T_0$ ) bezogen wurden, und die Umgebungsverhältnisse (Umgebungsdruck  $P$ , Umgebungstemperatur  $T$ ) bei den Messungen von diesen Werten abwichen. Der Korrekturfaktor  $k_p$  wurde nach folgender Formel (18) berechnet:

$$k_p = \frac{P_0 \cdot T}{T_0 \cdot P} \quad (18)$$

Mit

$P_0, T_0$ : Normalbedingungen laut Kammerprüfschein

$P, T$ : Klimabedingungen während der HVL-Messung

$P_0, P$  in mbar und  $T_0, T$  in Kelvin

### 2.2.4.2 Berechnung der Halbwertschichtdicke

Die Halbwertschichtdicke wurde mit folgender Näherungsformel (19) aus den korrigierten Luftkermawerten berechnet:[94]

$$HVL = \frac{d_1 \cdot \ln\left(2 \cdot \frac{K_2}{K_0}\right) - d_2 \cdot \ln\left(2 \cdot \frac{K_1}{K_0}\right)}{\ln\left(\frac{K_2}{K_1}\right)} \quad (19)$$

Hierin bedeuten  $K_1$  bzw.  $K_2$  die gemessenen Luftkermawerte mit jenen Aluminium-Absorbern im Strahlengang, die zur nächsthöheren bzw. nächstniedrigeren Kerma über  $K_0/2$  führen.  $K_0$  ist die gemessene Luftkerma ohne Aluminium-Absorber im Röntgenstrahlenbündel.  $d_1$  bzw.  $d_2$  sind jene Dicken des Aluminium-Absorbers, die zur Kerma  $K_1$  bzw.  $K_2$  führen.

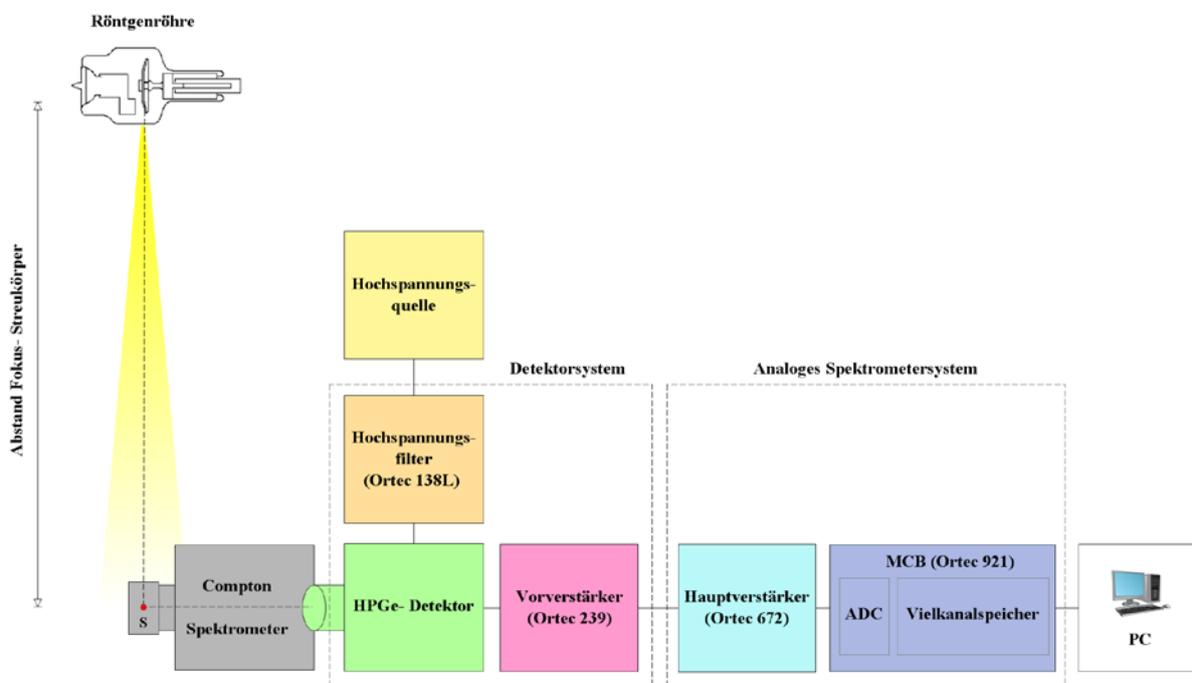
## 2.3 Messung der Mammographie-Spektren

### 2.3.1 Spektroskopiesystem

Die Röntgenspektren der Mammographie-Röntgenröhren wurden mittels Compton-Streutechnik aufgenommen. Die verwendete Spektroskopie-Messeinheit bestand aus einem Compton-Spektrometer, einem Reinstgermanium-Detektorsystem (HPGe) und einem analogen bzw. digitalen Spektrometer (Abbildung 32 bzw. Abbildung 33).

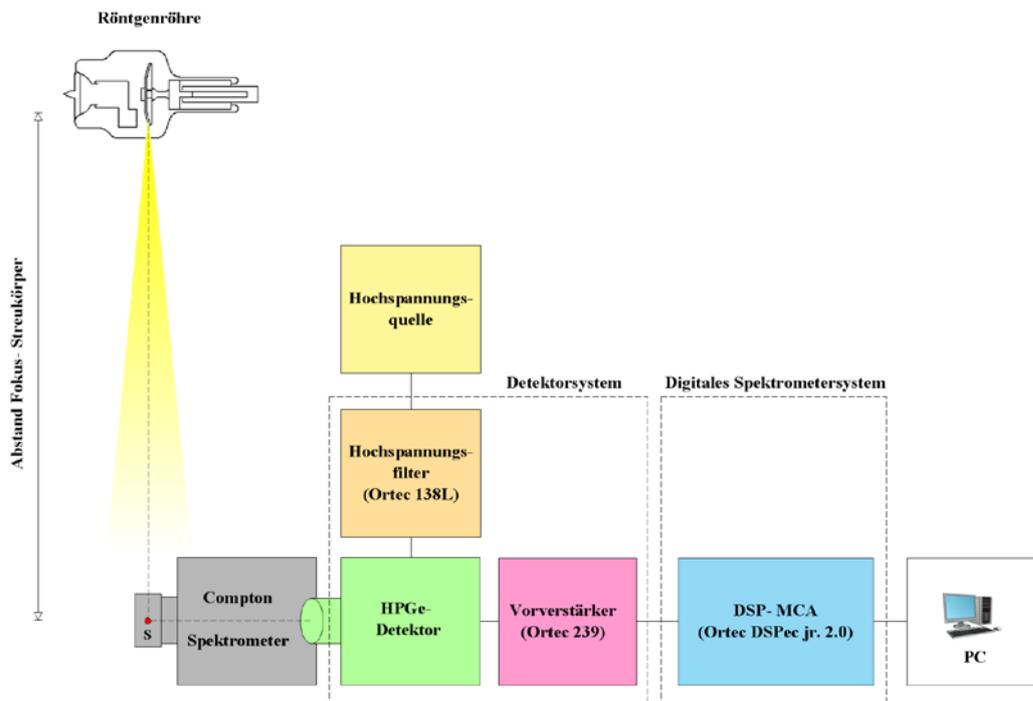
Die Photonen des Primärstrahls werden im Compton-Spektrometer an einem Streukörper S mit niedriger Ordnungszahl gestreut. Jene Photonen, die in einem Winkel von ungefähr  $90^\circ$  gestreut werden, gelangen zum HPGe-Detektor und werden in elektrische Signale umgewandelt. Die vom Detektorsystem eintreffenden analogen Impulse werden im Spektrometer verarbeitet und am PC gespeichert.

Es wurden zwei unterschiedliche Spektrometersysteme zur Verarbeitung der vom Detektorsystem kommenden Impulse verwendet. Für die ersten Messungen im Juni 2007 und Jänner 2008 wurde ein analoges Spektrometer bestehend aus einem analogen Verstärker und einem Multichannel-Buffer (MCB) in Kombination mit einem PC verwendet. Diese als System A bezeichnete Messeinheit ist in Abbildung 32 dargestellt.



**Abbildung 32:** Blockschaltbild des Spektroskopie-Systems A mit analogem Spektrometer. S Streukörper

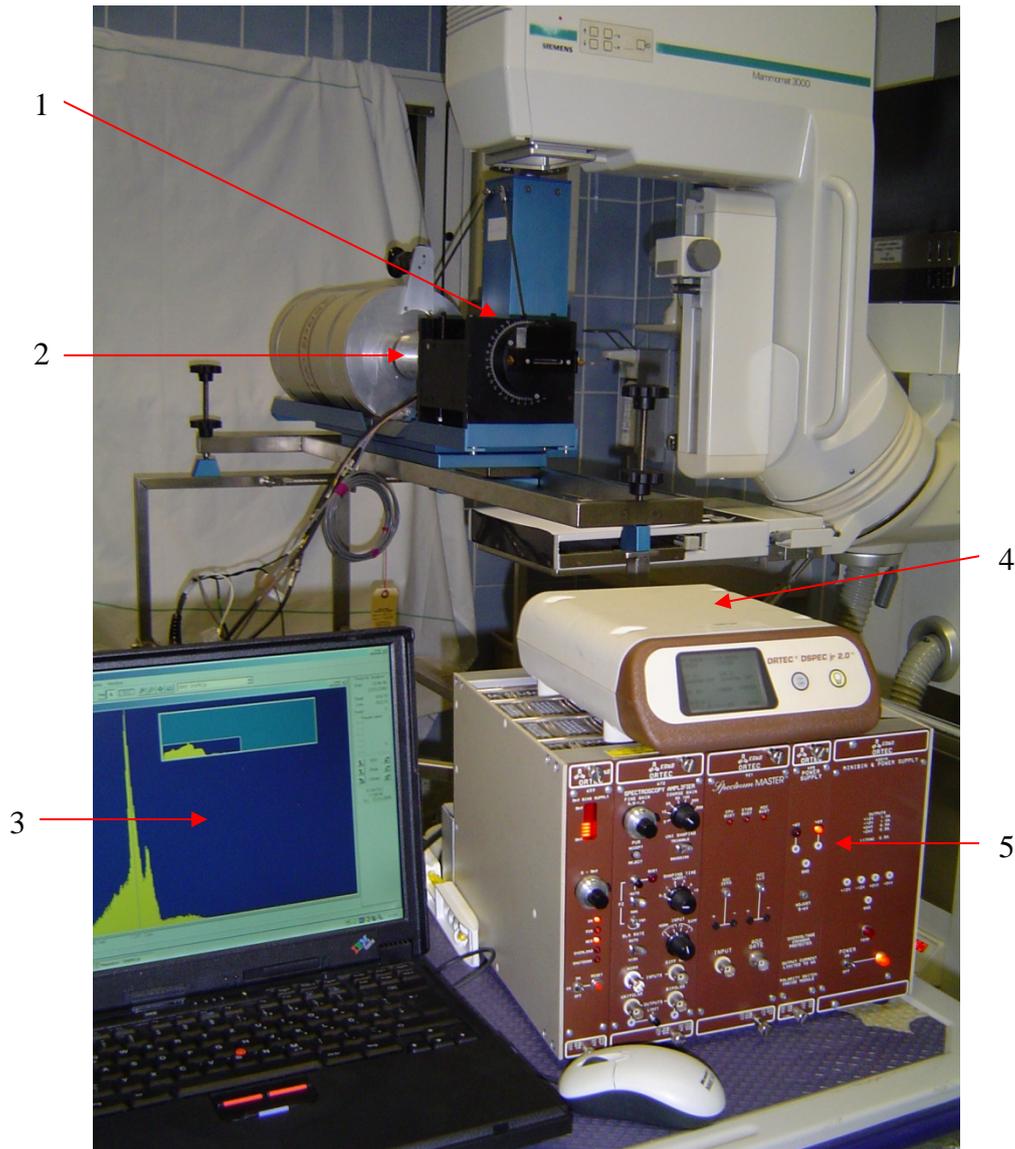
Aufgrund eines technischen Defekts des MCB musste das analoge Spektrometer für die Messungen im März, Juli und August 2008 durch ein digitales System (Digital Signal Processing System, DSP) ersetzt werden. Dabei handelt es sich um einen digitalen Signalprozessor, der den Hauptverstärker und den MCB eines analogen Systems ersetzt. Das Blockschaltbild dieser als System B bezeichneten Spektroskopieeinheit ist in Abbildung 33 abgebildet.



**Abbildung 33:** Blockschaltbild des Spektroskopie-Systems B mit digitalem Spektrometer

Abbildung 34 zeigt den Spektroskopie-Arbeitsplatz im Raum der Mammographieeinheit Mammomat 3000 an der Universitätsklinik für Radiologie des LKH Graz.

In den folgenden Unterkapiteln werden die einzelnen Komponenten der verwendeten Spektroskopiemesseinheiten genauer betrachtet.



**Abbildung 34:** Spektroskopie-Arbeitsplatz

Messung am 23.3.2008 am Mammographiesystem Mammomat 3000 (System B).

1 Compton-Spektrometer

2 HPGe-Detektorsystem mit Dewar

3 PC mit Anwendungssoftware

4 DSP-System (System B)

5 Spannungsversorgung, defekter MCB und analoger Verstärker (System A)

### 2.3.1.1 Reinst-Germanium Detektor

Für die spektralen Messungen wurde ein HPGe-Detektor- System in PopTop-Geometrie eingesetzt. Dieses Detektorsystem besteht aus einem planaren Reinst-Germanium-Detektor (Modell GLP-06299/05-P-S, EG&G Ortec, Oak Ridge, USA), einem Vorverstärker (Ortec Modell 239, EG&G Ortec, Oak Ridge, USA) und einem Hochspannungsfiler (Ortec 138L, EG&G Ortec, Oak Ridge, USA) in einer PopTop-Kapsel. An die Detektor-Kapsel ist ein Dewargefäß (Modell DWR-5.0G, EG&G Ortec, Oak Ridge, USA) mit 5 Liter Fassungsvermögen angeschlossen, das den flüssigen Stickstoff zur Kühlung des Detektors aufnimmt. Das aktive Volumen des Detektors wird von einem hochreinen P-Typ-Germaniumkristall mit einer Dicke von 5 mm und einer Fläche von  $28,3 \text{ mm}^2$  gebildet. Das Eintrittsfenster des Detektors besteht aus einer 0,127 mm dicken Berylliumfolie.

#### 2.3.1.1.1 Funktionsweise des HPGe-Detektors

Der HPGe-Detektor gehört zur Gruppe der Halbleiter-Detektoren. Das Kernstück des HPGe-Detektors ist eine in Sperrichtung betriebene Halbleiterdiode mit einer hochohmigen Sperrschicht. Der Detektor wandelt die einfallende Photonenstrahlung in eine der abgegebenen Energie proportionalen elektrischen Ladungsmenge um.[68]

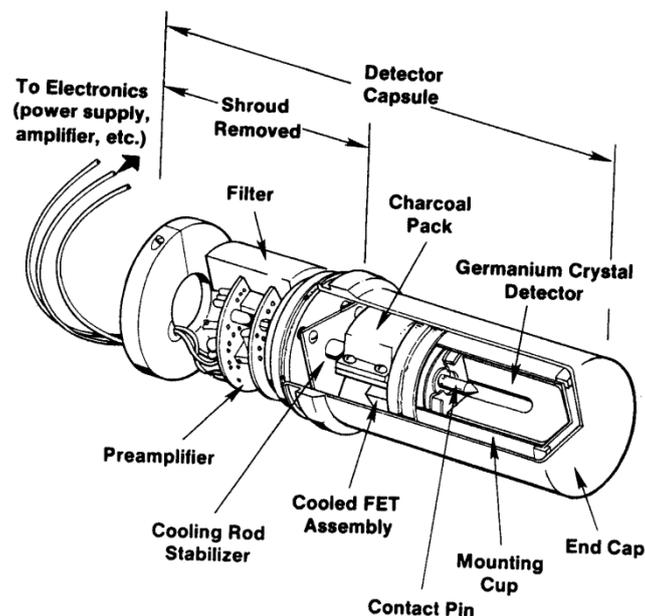
Das Element Germanium ist vierwertig, das heißt, das Germanium-Atom besitzt vier Valenzelektronen. Die Valenzelektronen besetzen das Valenzband. Das Leitungsband ist das energetisch niedrigste Band, in dem im Grundzustand noch unbesetzte Zustände vorhanden sind. Die Energieniveaus des Leitungsbandes befinden sich über jenen des Valenzbandes. Zwischen dem Valenz- und dem Leitungsband befindet sich eine Energielücke. In einem idealen Halbleiter ohne Defekte und Fremdatome können keine Zustände innerhalb dieser Lücke von Elektronen besetzt werden.[18] Im hochreinen Germanium-Kristall ist die Konzentration von Akzeptor- und Donator-Unreinheiten nahezu Null. Die noch vorhandenen kleinen Unreinheiten werden zur Klassifizierung des Germaniums verwendet. Im hochreinen n-Typ Germanium überwiegen die Donatoren, im hochreinen p-Typ Germanium die Akzeptoren.[32]

Die einfallende Röntgenstrahlung wechselwirkt mit dem hochreinen Germanium des Detektors, wobei Elektron-Loch-Paare entstehen. Ein Photon, das auf den ladungsträgerverarmten Bereich des Germanium-Kristalls trifft, überträgt seine kinetische Energie über Wechselwirkungsprozesse auf ein Elektron. Das Elektron wird in das Leitfähigkeitsband gehoben und hinterlässt im Valenzband ein „Loch“, das sich wie eine bewegliche positive Ladung verhält. Das energiereiche Elektron stößt weitere Elektronen aus dem Valenzband,

bis seine kinetische Energie erschöpft ist. Die angestoßenen Elektronen erzeugen ihrerseits weitere Elektron-Loch-Paare. Die Anzahl der erzeugten Elektron-Loch-Paare ist annähernd proportional zur Energie des Photons. Durch die angelegte Hochspannung wird ein elektrisches Feld erzeugt, das die Rekombination der Elektronen und Löcher verhindert. Diese wandern entlang der Feldlinien zu den Sammelelektroden und erzeugen einen Ladungsimpuls, dessen Betrag ein Maß für die Energie des Photons ist.[46]

Der Germanium-Kristall muss im Betrieb mit Flüssigstickstoff auf die Temperatur von flüssigem Stickstoff ( $T = 77 \text{ K}$ ) gekühlt werden, um das thermische Rauschen zu reduzieren. Denn bei Raumtemperatur kommt es zu einer hohen thermischen Generation freier Ladungsträger, was zu einem hohen Leckstrom des Detektors führt. Die Ursache dafür ist der relativ kleine Abstand von Leitungs- und Valenzband von Germanium.[9] Zur thermischen Isolation ist der Kristall in einem Hochvakuum eingebaut. Die Kühlung des Detektors und die Vorverstärkerelektronik erfolgt über ein isoliertes Dewar-Gefäß, in dem ein Reservoir von flüssigem Stickstoff in thermischem Kontakt mit dem Detektor steht.[47]

Das Detektorsystem wird bei einer Hochspannung von  $-2000 \text{ V}$  betrieben. In Abbildung 35 ist der Aufbau des verwendeten Germanium-Detektorsystems dargestellt.



**Abbildung 35:** Aufbau des HPGe-Detektorsystems nach [91].

### 2.3.1.1.2 Vergleich des HPGe Detektors mit anderen Detektoren

Gamma-Spektren im Bereich von einigen keV bis einigen 10 MeV können von verschiedenen Typen von Detektoren gemessen werden: Szintillatordetektoren, Proportionaldetektoren, Ionisationskammern und Halbleiterdetektoren. Dabei erzielt man mit Halbleiterdetektoren die besten Werte für die Energieauflösung. Halbleiterdetektoren besitzen eine sehr gute Energieauflösung, da die notwendige Energie zur Freisetzung eines Ladungsträgerpaares gegenüber den von anderen Zählern sehr klein ist. Die notwendige Energie, um ein Elektron-Loch-Paar zu erzeugen, ist bei Halbleiterdetektoren um den Faktor 10 kleiner als bei gasgefüllten Ionisationsdetektoren. Daher ist die produzierte Ladungsmenge bei einer gegebenen Energie um eine Größenordnung höher. Dies führt zu einer stark verbesserten Auflösung.

Tabelle 10 gibt einen Überblick über die Freisetzungenergie  $W_i$  verschiedener Detektortypen.

Weiters verfügen Halbleiterdetektoren über eine gute Zeitauflösung, da die Sammelzeiten der Ladungsträger aufgrund der geringen Dimensionen des Zählers klein sind, was einen schnellen Impulsanstieg zur Folge hat. Das für die Gammaskopie am besten geeignete Material ist Germanium.[9]

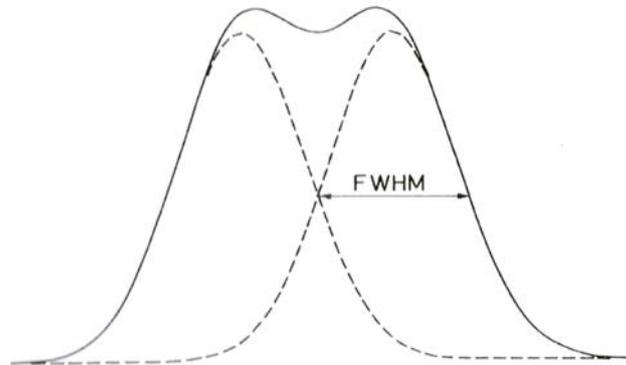
Detektor	$W_i$ [eV]
Plastik-Szintillator	100
Anthracen-Szintillator	60
NaI-Szintillator	28
Gasgefüllte Zähler	30
Silizium-Halbleiter	3,6
Germanium-Halbleiter	2,8

**Tabelle 10:** Freisetzungenergien von verschiedenen Detektortypen nach [9].

### 2.3.1.1.3 Energieauflösung und Peak-Form des Germanium-Detektors

Das energetische Auflösungsvermögen ist in der Photonenspektroskopie eine wichtige Detektorkenngröße, da sie ein Maß für die Fähigkeit des Detektors ist, zwei eng nebeneinander liegende Linien im Spektrum zu trennen. Die Energieauflösung wird durch die Halbwertsbreite (FWHM) der Impulshöhenverteilung, die der Detektor bei Einfall von monochromatischer Gammastrahlung erzeugt, angegeben. Die Halbwertsbreite ist die Breite

des Photopeaks in halber Höhe seines Maximums (Abbildung 36). Zwei Spektrallinien können voneinander getrennt werden, wenn sie mindestens eine Halbwertsbreite auseinander liegen.[9, 51]



**Abbildung 36:** Definition der Energieauflösung nach [51]. Zwei Peaks können aufgelöst werden, wenn sie durch einen Abstand getrennt sind, der größer als ihre Halbwertsbreiten ist. Die durchgezogene Linie zeigt die Summe der beiden identischen Gauss Peaks, die durch diesen Betrag getrennt sind.

Je kleiner die Halbwertsbreite ist, desto größer ist die Energieauflösung des Detektors. Germanium-Detektoren besitzen eine exzellente Energieauflösung. Das energetische Auflösungsvermögen eines Ge-Detektors wird üblicherweise als Halbwertsbreite der 5,9 keV-Linie von <sup>55</sup>Eisen, 33 MeV-Linie von <sup>60</sup>Cobalt, 662 keV-Linie von <sup>137</sup>Cäsium oder 1333 keV von <sup>60</sup>Cobalt angegeben.[47]

Die Energieauflösung eines Germaniumdetektor-Systems wird durch statistische Schwankungen in der Anzahl der im aktiven Detektorvolumen erzeugten Ladungsträger ( $FWHM_{det}$ ) und elektronisches Rauschen der auf den Detektor folgenden elektronischen Elemente ( $FWHM_{elect}$ ) bestimmt. Die Rauschbeiträge addieren sich quadratisch entsprechend folgender Gleichung (20):[22]

$$FWHM = \sqrt{(FWHM_{det})^2 + (FWHM_{elect})^2} \quad (20)$$

Detektoren mit kleinem Volumen zeigen eine bessere Energieauflösung als große Detektoren, denn das elektronische Rauschen steigt mit der Detektor-Kapazität an, und kleine Detektoren besitzen kleinere Kapazitätswerte. Außerdem ist der Ladungsverlust durch Ladungsträger-Trapping<sup>1</sup> in großvolumigen Detektoren mit relativ großen Ladungssammlungsabständen

<sup>1</sup> Trapping (Einfangen) bezeichnet das Einfangen von Ladungsträgern an Fehlstellen und Verunreinigungen im Kristall. Die eingefangenen Ladungsträger tragen nicht zum Signal an den Elektroden bei, daher ist die Ladungssammlung unvollständig.

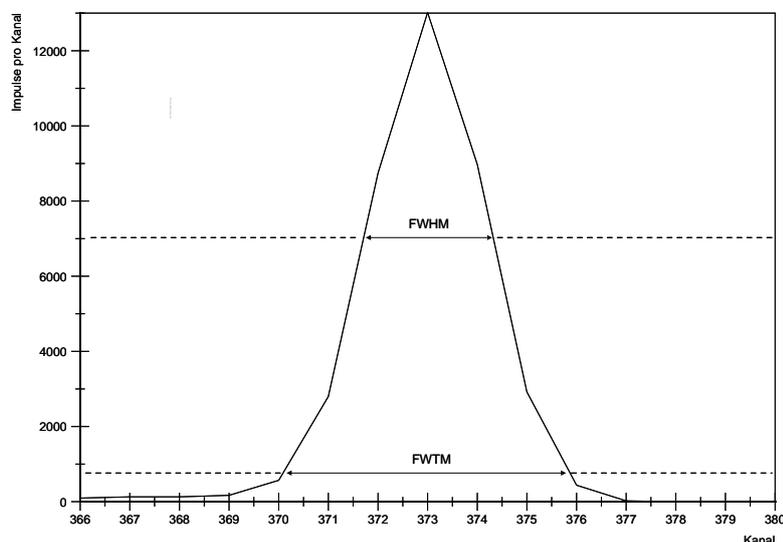
größer. Daher sind kleine planare Detektoren am besten für die Röntgenspektroskopie und niederenergetische Gammaskopie geeignet.[47]

In Tabelle 11 sind Werte der FWHM für  $^{55}\text{Fe}$  bei 5,9 keV und für  $^{57}\text{Co}$  bei 122 keV für das verwendete Detektorsystem angeführt.

Energie [keV]	Radioisotop	Verstärkerzeitkonstante [ $\mu\text{s}$ ]	FWHM [eV]
5,9	$^{55}\text{Fe}$	6	160
122	$^{57}\text{Co}$	6	474

**Tabelle 11:** Im Qualitätssicherungsdatenblatt für GLP-06299/05-P-S angeführte FWHM

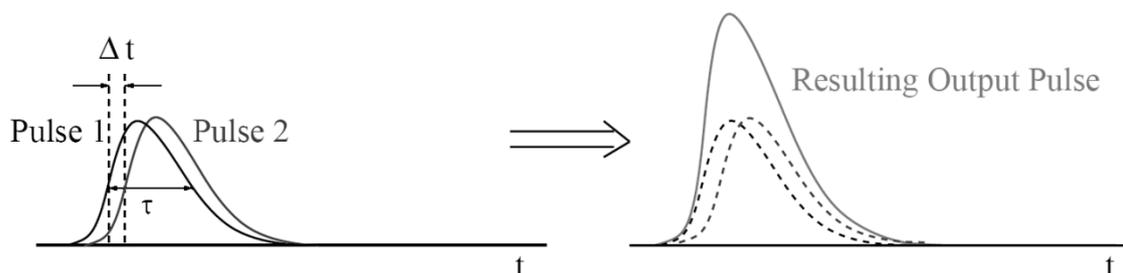
Die Peak-Form ist eng mit der Energieauflösung verbunden. Die ideale Peak-Form wäre eine scharfe Delta-Funktion. In der Realität hat der Peak immer eine endliche Breite.[51] Im Prinzip folgt die Peak-Form der Poisson-Statistik. Wenn die Anzahl der Counts größer als 20 ist, ist die Form des Full-Energy Peaks durch die Gauss-Verteilung gegeben.[22] Mittels Halbwerts- und Zehntelwertsbreite kann abgeschätzt werden, wie sehr die Peak-Form von der Gauss-Form abweicht. Die Zehntelwertsbreite (FWTM) ist die Breite des Photopeaks bei einem Zehntel der Höhe seines Maximums (Abbildung 37). Das Verhältnis von Zehntelwertsbreite zu Halbwertsbreite (FWTM/FWHM) ist ein Maß dafür, wie sehr die Peak-Form der theoretischen Gaussform ähnelt. Der theoretische Gauss-Peak besitzt ein FWTM/FWHM-Verhältnis von 1,823. Die FWTM sollte für einen Detektor von hoher Qualität weniger als die doppelte FWHM betragen.[14, 47]



**Abbildung 37:** Halbwertsbreite (FWHM) und Zehntelwertsbreite (FWTM)

### 2.3.1.2 Compton-Spektrometer

Um Energiespektren der Primärphotonen von klinischen Röntgeneinheiten messen zu können, muss die Anzahl der Photonen, die den Detektor pro Zeiteinheit erreichen, begrenzt werden. Denn die Röntgenflussrate der Röntgenröhren, die gewöhnlich in der diagnostischen Radiologie verwendet wird, ist zu hoch, um direkt vom Germaniumdetektor, einem seriellen Photonenzähler, gemessen zu werden. Bei hohen Flussraten kann ein „Pile-up“-Effekt beobachtet werden.[54] Wenn zwei Photonen gleichzeitig oder in einem zu kurzen Zeitintervall  $\Delta t$  hintereinander (kleiner als die Pulsdauer  $\tau$ ) auf den Detektor treffen, ist der Detektor bzw. die Verstärkerelektronik nicht in der Lage, diese Quanten aufzulösen. Es kommt zum Pile-up-Phänomen, bei dem ein Summenimpuls beider Quanten detektiert wird.[47] Das Ausgangssignal ist ein einzelner, verzerrter Impuls mit einer Amplitude, die größer als die eigentliche Pulsamplitude ist. Es wird somit nur ein Ereignis registriert, dem eine Energie zugeordnet ist, die annähernd gleich der Summe der eigentlichen Energien der Photonen ist. Pile-up kann zu einer signifikanten Verzerrung des Energiespektrums führen (Abbildung 38).[59]



**Abbildung 38:** Der Pile-up-Effekt nach [59]. Es resultiert ein einzelner Impuls, dessen Amplitude mindestens gleich der Summe der beiden ursprünglichen Amplituden ist.  $\tau$  ist die von vom Detektor und der auslesenden Elektronik abhängige Pulsdauer.

Die Spektroskopie mit Ge-Detektoren erfordert Zählraten von ungefähr  $5 \cdot 10^4 \text{ s}^{-1}$  oder weniger, um Pulse-Pile-up-Effekte zu vermeiden.[54]

Es existieren direkte und indirekte Messmethoden, um für Germaniumdetektoren geeignete Zählraten zu erhalten und damit den Pulse-Pile-up-Effekt zu vermeiden. Bei den direkten Methoden wird der Detektor im Primärstrahl platziert. Die Zählrate im Detektor kann verringert werden, indem der Röhrenstrom reduziert oder der primäre Photonenstrahl geschwächt wird bevor er den Detektor erreicht. Weiters kann die Effizienz des Detektors vermindert werden, sodass nur ein kleiner Anteil der Photonen mit dem Detektormaterial interagiert und zu Pulsen führt. Außerdem kann die Anzahl der Photonen, die den Detektor

erreicht, verringert werden indem der Detektor in einem großen Abstand von mehreren Metern zum Brennfleck der Röntgenröhre positioniert wird und vor dem Detektor sehr kleine Kollimatoröffnungen angebracht werden.[54] Das Röntgenspektrum kann auch indirekt gemessen werden, wobei der Detektor außerhalb des Primärstrahls positioniert wird und sekundäre Photonen von einem bestrahlten Objekt aufgezeichnet werden. Wenn ein Objekt mit diagnostischen Röntgenstrahlen bestrahlt wird, können drei Arten von sekundärer Strahlung auftreten: K-/L-Fluoreszenzphotonen von Objekten mit relativ hoher Ordnungszahl, kohärent (Reyleigh-) gestreute Photonen und inkohärent (Compton-) gestreute Photonen.[54] Das Primärspektrum kann mathematisch aus dem gemessenen Sekundärphotonenspektrum rekonstruiert werden.

Für die Messungen der Röntgenspektren in dieser Arbeit wurde eine indirekte Messmethode, die Compton-Streutechnik mittels Compton-Spektrometer, verwendet. Hauptziel des Compton-Spektrometers ist, die Wahrscheinlichkeit zu maximieren, dass Photonen, die auf den Detektor treffen und aufgezeichnet werden, Compton-Photonen sind, die ungefähr in einem Winkel von  $90^\circ$  zum Primärphotonenstrahl gestreut wurden. Das Primärspektrum kann mathematisch aus dem gemessenen Compton-Spektrum rekonstruiert werden.

Das verwendete Spectro-X AB Compton-Spektrometer (RTI Electronics AB, Schweden) besteht aus einer Abschirmungskammer, einer Streukammer, die das Streumaterial enthält, und einer Spektrometerröhre mit Bleikollimatoren. Die Abschirm- und die Streukammer haben die Aufgabe, den von der Röntgenröhre kommenden Primärstrahl auszurichten und den  $90^\circ$  gestreuten Strahl in Richtung der Spektrometerröhre zu lenken.[54] Abbildung 39 zeigt den schematischen Aufbau des Spektrometers. In Abbildung 40 ist das verwendete Compton-Spektrometer abgebildet.

Der Primärstrahl tritt durch den Kollimator A in die Abschirmkammer des Spektrometers ein. Die Abschirmkammer definiert mit den Kollimatoren A und B die Richtung des Primärstrahls. Außerdem minimiert die Abschirmkammer die Anzahl der Photonen, die in der Luft zwischen Brennfleck der Röntgenröhre und Streukammer gestreut wurden. Die Photonen gelangen durch den Kollimator B in die Streukammer. Die Streukammer hat die Aufgabe, einen gut definierten Streuwinkel zu erreichen und zu verhindern, dass Photonen, die außerhalb des Streuvolumens gestreut wurden, den Detektor erreichen. In der Streukammer werden die Primärphotonen an einem Streukörper teilweise in einem Winkel  $\theta$  von  $90^\circ$  zur Einfallrichtung gestreut.

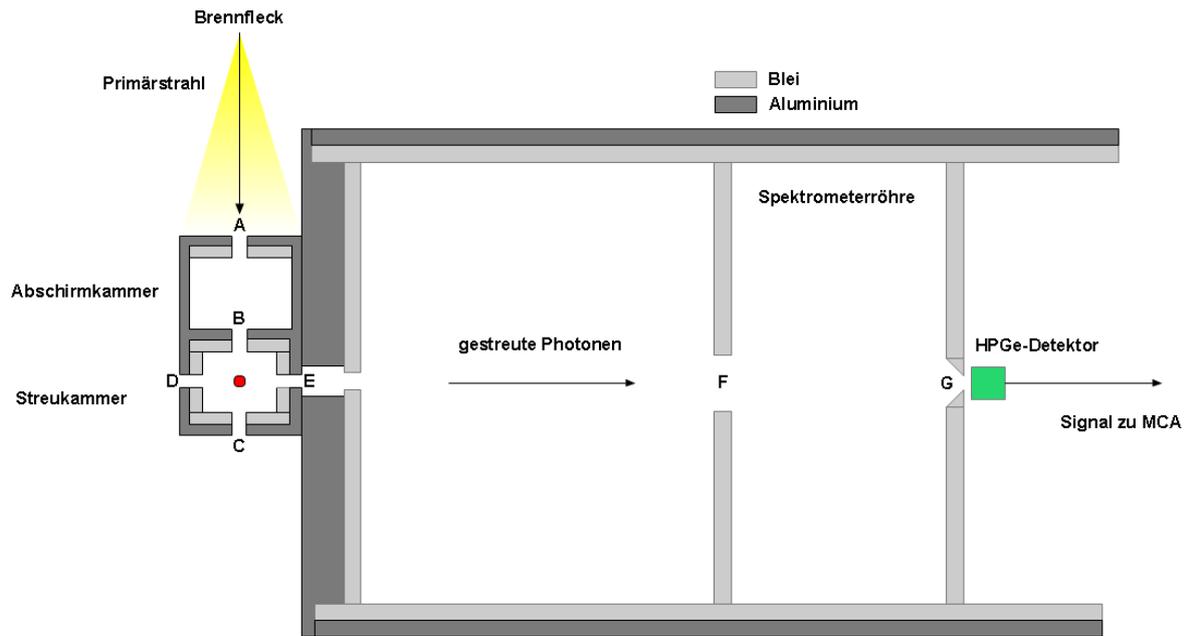


Abbildung 39: Schematischer Aufbau des Compton-Spektrometers  
modifiziert nach [54]

Die gestreuten Photonen treten durch Kollimator E in die Spektrometerröhre ein. Kollimator E verhindert, dass ungeeignet gestreute Photonen den Detektor erreichen und definiert zusammen mit Kollimator B das Streuvolumen. Die am Streukörper bzw. in der Luft der Streukammer nicht gestreute Strahlung wird durch den Kollimator C aus dem Spektrometer entlassen. Kollimator C minimiert die Rückstrahlung durch die Wände der Streukammer. Gegenüber von Kollimator E befindet sich Kollimator D. Photonen, die in die dem Detektor gegenüberliegende Richtung gestreut werden, treten durch Kollimator D aus der Streukammer aus. Die Kollimatoren A, B und C dienen weiters der Ausrichtung des Spektrometers im Primärstrahl mithilfe des Lichtvisiers. Wenn der Schatten des Streukörpers im Lichtfeld, das durch die Kollimatoren A, B und C gebildet wird, zentriert ist, ist das Spektrometer korrekt ausgerichtet.

Die Spektrometerröhre besteht aus einer Bleiröhre von 6 mm Dicke, die von 4 mm Al zur Strahlungsabschirmung umgeben ist. Der äußere Radius der Röhre beträgt 50 mm und die Länge 231 mm. Im Inneren der Röhre sind zwei Kollimatoren, F und G. Die gestreuten Photonen treten zunächst durch Kollimator F. Kollimator F verhindert, dass Photonen, die an der inneren Oberfläche der Spektrometerröhre gestreut werden, den Detektor erreichen. Die gestreuten Photonen passieren anschließend Kollimator G, bevor sie auf den Detektor treffen. Der detektornahe Kollimator G hat die Form eines Kegelstumpfes, dessen Basis in Richtung Streukörper gerichtet ist. Die Kegelform gewährleistet, dass das gesamte

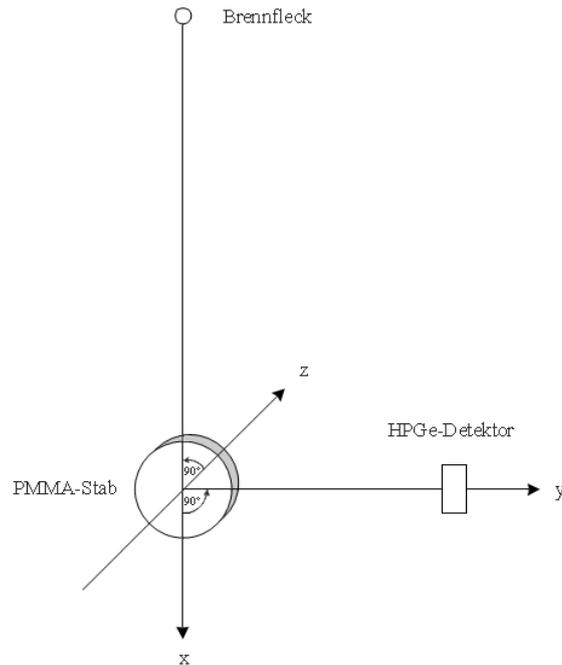
Streuvolumen des Absorbers den Detektor erreicht. Die Kollimatoröffnung hat einen Durchmesser von 2 mm. Kollimator G definiert die effektive Detektorfläche.[95]

Der Streuwinkel  $\theta$  beeinflusst die Energieauflösung und den Beitrag der unerwünschten kohärenten Streuung. Mit steigendem Streuwinkel sinkt der Beitrag der kohärent gestreuten Photonen, aber auch die Energieauflösung des Spektrometers.[54] Bei einem Streuwinkel von annähernd  $90^\circ$  zur Richtung des Primärstrahls wird die Streuung der Röntgenstrahlen vom Compton Effekt dominiert, mit einem minimalen Beitrag der kohärenten Streuung abhängig von der Röhrensorgung.



**Abbildung 40:** Spectro-X Compton-Spektrometer nach [96]

Der im Compton-Spektrometer verwendete Streukörper ist ein zylindrischer Stab aus Polymethylmethacrylat  $(C_5H_8O_2)_n$  mit einem Durchmesser von 2,11 mm und einer Länge von 40 mm. Das Streumaterial hat einen Einfluss auf die Energieauflösung des Compton-Spektrometers und sollte eine möglichst niedrige Ordnungszahl besitzen. Denn einerseits steigt der Beitrag kohärent gestreuter Photonen mit steigender Ordnungszahl, andererseits werden keine charakteristischen Röntgenstrahlen vom Streukörper detektiert, wenn die Ordnungszahl klein genug ist. Außerdem sinkt die mittlere kinetische Energie der Streuelekttronen mit sinkender Ordnungszahl. Dies führt dazu, dass die Compton-Verbreiterung sinkt. Weiters ist der Compton-Prozess der dominierende Wechselwirkungsprozess in Materialien mit niedriger Ordnungszahl, auch bei niedrigen Photonenenergien, sodass die Schwächung im Streukörper hauptsächlich durch Compton-Streuung verursacht wird.[53] Matscheko und Ribberfors [54] haben die optimale Kombination von Parametern, wie Form und Volumen des Streukörpers bestimmt, um die Compton-Verbreiterung zu reduzieren. Sie sind zu dem Ergebnis gekommen, dass die optimale Form ein zirkulärer Stab ist, der senkrecht zu einer Ebene liegt, die das Zentrum des Röntgenfokus, des Streukörpers und des Detektors enthält (Abbildung 41).



**Abbildung 41:** Lage des Streukörpers zu Fokus und Detektor modifiziert nach [54].

Im Rekonstruktionsalgorithmus wird angenommen, dass alle Photonen mit diesem Winkel  $\theta = 90^\circ$  gestreut werden. Allerdings wäre das nur idealerweise der Fall. Die Abweichungen  $\Delta\theta$  vom Winkel  $\theta$  erhöhen die Energieverbreiterung der detektierten Photonen. Die geometrische Energieverbreiterung ist stark energieabhängig und für Primärphotonenenergie unter 50 keV, wie in der Mammographie verwendet, nicht kritisch.[54]

Das Energiespektrum  $\Phi_{hv}$  der Primärphotonen wird aus der aufgezeichneten Pulshöhenverteilung mittels Entfaltungsverfahren ermittelt.  $\Phi_{hv}$  kann vereinfacht mit folgender Formel (21) berechnet werden:[13]

$$\Phi_{hv} = K I_{hv',\Omega} D(hv') \left(\frac{hv'}{hv}\right)^2 \left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right)_{KN}^{-1} A \quad (21)$$

Mit

K	Normierungskonstante
$I_{hv',\Omega}$	gemessene Pulshöhenverteilung
$D(hv')$	Detektorantwortfunktion
$hv'$	Energie des gestreuten Photons
$hv$	Energie des Primärphotons
$(d\sigma/d\Omega)_{KN}$	Klein-Nishina-Wirkungsquerschnitt
A	Abschwächungskorrekturfaktor

Diese Formel (21) ist nur in Energieintervallen anwendbar, in denen sich die Frequenz der Primärphotonen langsam ändert.[13]

Die Energie des Primärphotons  $h\nu_0$  kann mittels Compton-Formel (22) aus der Energie des gestreuten Photons  $h\nu'$  und dem Streuwinkel  $\theta$  berechnet werden:[54]

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu(1 - \cos\theta)}{mc^2}} \quad (22)$$

Dabei ist  $mc^2$  die Ruheenergie des Elektrons.

Für die Messungen der Mammographie-Spektren wurden das Compton-Spektrometer und der HPGe-Detektor auf einer goniometrischen Vorrichtung positioniert. Dies hat den Vorteil, dass die beiden Geräte in einer Linie ausgerichtet und auf gleicher Höhe positioniert sind. So wird garantiert, dass die detektornahe Kollimatoröffnung G zentrisch vor dem Detektorfenster des HPGe-Detektors ausgerichtet ist. Der Streukörper wurde im Zentralstrahl parallel zur Anode-Kathode-Richtung (senkrecht zur Thoraxwandseite der Lagerungsplatte) positioniert. Da die spektrale Verteilung in der Anode-Kathode-Richtung variiert und relativ einheitlich normal zu dieser Richtung ist, muss der Absorber in Anode-Kathode-Richtung positioniert werden, wenn das mittlere Energiespektrum der Photonen, die den Patienten erreichen, gemessen werden soll.[27, 54] Abbildung 42 zeigt die Positionierung des Compton-Spektrometers und des Detektorsystems mit Dewargefäß auf der goniometrischen Vorrichtung.



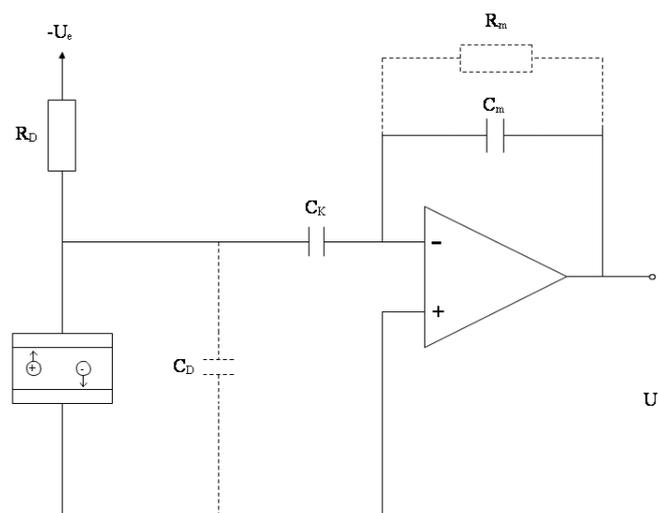
**Abbildung 42:** Spektrometer und HP Ge-Detektor auf der goniometrischen Vorrichtung

### 2.3.1.3 Elektronische Beschaltung des Germanium-Detektors

Die an den Detektor angeschlossenen Geräte erzeugen einen Spannungsimpuls, dessen Höhe zur Photonenenergie proportional ist, und speichern diesen in einem Speichermedium nach Höhe und Häufigkeit ab. Die elektronische Beschaltung der verwendeten Messeinheiten bestand aus einem im Detektorsystem integrierten Vorverstärker, einem analogen Spektrometer (System A) mit Verstärker und einem Multichannel-Buffer bzw. einem digitalen Spektrometer (DSP-System, System B).

#### 2.3.1.3.1 Vorverstärker

Der Germanium-Detektor liefert eine elektrische Ladungsmenge, die zur Energie der einfallenden Photonen proportional ist. Die Ladung ist jedoch so klein, dass sie zunächst verstärkt werden muss. Daher ist das erste Element der Signalverarbeitungskette ein ladungsempfindlicher Vorverstärker. Der Vorverstärker eines Germaniumdetektors erzeugt aus der Ladungsmenge einen dazu proportionalen Spannungspegel  $U_a$ . Seine Aufgabe ist einerseits die Verstärkung des Detektorsignals und andererseits die zeitliche Integration des Impulses. Dazu wird ein kapazitiv rückgekoppelter invertierender Operationsverstärker als Integrator verwendet.[68] Abbildung 43 zeigt das Prinzip eines ladungsempfindlichen Vorverstärkers. Der ladungsempfindliche Vorverstärker liefert am Ausgang eine treppenstufenförmige Spannung, bei der die Information über die Teilchenenergie in der Höhe der Stufen liegt.[68] Der Integrationskondensator  $C_K$  wird über den Integrator-Entladewiderstand  $R_m$  entladen. Die Ausgangsimpuls-Amplitude ist von der Ladung des Detektorsignals und der am Vorverstärker eingestellten Rückkopplungs-Kapazität  $C_m$  abhängig, aber von der Detektor-Kapazität  $C_D$  unabhängig.[47]



**Abbildung 43:** Prinzip des ladungsempfindlichen Vorverstärkers, an den ein Halbleiterdetektor angeschlossen ist. Modifiziert nach [68].

Da das Eingangssignal des Vorverstärkers schwach ist, werden Vorverstärker gewöhnlich so nahe wie möglich am Detektor angebracht. Der Vorverstärker befindet sich mit dem Detektor im thermisch isolierten, zylindrischen Aluminium-Gehäuse, das auf einem mit flüssigem Stickstoff gekühlten Dewar-Gefäß sitzt. Die Eingangsstufen des Vorverstärkers werden so auf die Temperatur des siedenden Stickstoffs gekühlt, was elektronisches Rauschen reduziert.[47] Der Detektor-Vorwiderstand  $R_D$  verbindet den Detektor mit der Hochspannung. Für die Messungen in dieser Arbeit wurde das Modell Ortec 239 (EG&G Ortec, Oak Ridge, USA) verwendet.

### 2.3.1.3.2 Hauptverstärker und Vielkanal-Buffer (System A)

#### Hauptverstärker

Das Signal des Detektors gelangt nach dem Vorverstärker in den Hauptverstärker. Die Hauptaufgaben des Hauptverstärkers sind die Signalverstärkung und die Impulsformung. Der Hauptverstärker verstärkt das Signal des Vorverstärkers auf einen Amplitudenbereich von 0 bis 10 V, um eine Weiterverarbeitung und Analyse der Impulse zu ermöglichen. Die Verstärkung des Vorverstärkersignals erfolgt mit wechsellspannungsgekoppelten Verstärkerstufen. Da die Energieinformation in den Spannungssprüngen des Vorverstärker-Ausgangssignals liegt, werden nur diese weiterverstärkt.[68]

Die Impulsformung geschieht durch elektronische Differentiation bzw. Integration mittels Hoch- und Tiefpassfiltern.[47] Differenzierglieder schwächen Signale mit niedriger Frequenz, während Integrierglieder jene mit hoher Frequenz schwächen. Damit wird die Signalverarbeitung auf den Frequenzbereich beschränkt, in dem sinnvolle Detektorsignale liegen.[18] Der Impuls wird auf eine (annähernde) Gauss- bzw. Dreiecksform gebracht, was das Signal-Rausch-Verhältnis erhöht.[68] Die Dreiecksimpulsform ist gegenüber der Gauss-Impulsform dann von Vorteil, wenn kleine Pulsverarbeitungszeiten (Shaping Time  $t_s$ ) verwendet werden, da bei gleicher Totzeit das Rauschen reduziert werden kann.[89]

Während der Digitalisierung eines analogen Signals im Analog-zu-Digital-Wandler (ADC) und der Speicherung im Vielkanalspeicher kann kein weiteres Signal registriert werden. Diese Zeitdauer wird als Totzeit bezeichnet. Die Zeit, in der der ADC messbereit ist, ist die „Live Time“. Die Real Time ist die real verstrichene Zeit. Die Differenz aus Real Time und Totzeit ist die Live Time.[92]

Der analoge Linearverstärker besitzt eine wählbare Shaping Time, die die Detektorimpulse für die beste Auflösung oder den besten Durchsatz formt.[92] Einerseits sollte  $t_s$  groß genug sein, um die maximale Amplitude des Impulses zu erfassen, andererseits wird die Totzeit

minimiert, wenn eine kleine Shaping Time gewählt wird, da damit der Durchsatz erhöht wird.[90]

Am verwendeten analogen Verstärker Ortec 672 (EG&G Ortec, Oak Ridge, USA) kann die Shaping Time zwischen  $0,5 \mu\text{s}$  und  $10 \mu\text{s}$  eingestellt werden. Der Verstärkungsgrad ist zwischen 2,5 und 1500 wählbar. Der Verstärkungsgrad ist das Produkt der Grobverstärkung (Coarse Gain) und der Feinverstärkung (Fine Gain).[89]

Der Ortec 672 besitzt eine Pile-Up-Unterdrückungs-Schaltung, die überwacht, ob innerhalb eines vorgegebenen Zeitintervalls (Inspektions-Periode) mehr als ein Impuls auftritt. Wenn dies der Fall ist, gibt sie ein Sperr-Signal an den Eingang des ADC ab, um die Konvertierung dieser Impulse zu verhindern.[68]

### **Vielkanalbuffer**

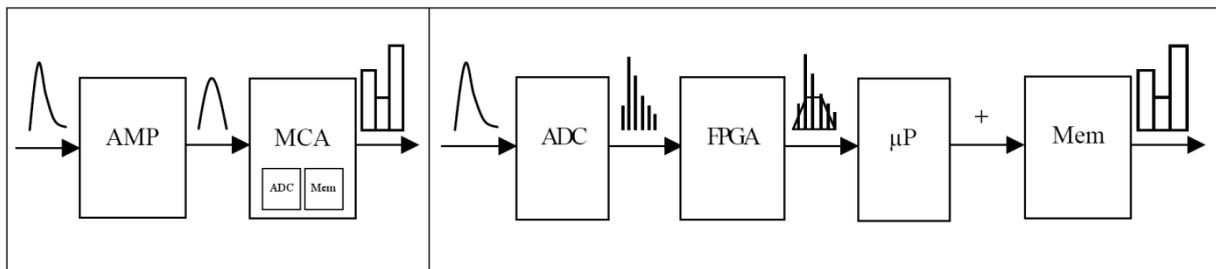
Der Vielkanalbuffer (MCB) ersetzt zusammen mit einer geeigneten Software-Anwendung auf einem PC die Funktionen eines Vielkanalanalysators (MCA). Die Impulse gelangen vom Ausgang des Hauptverstärkers in den Vielkanalbuffer. Der MCB hat die Aufgabe, die Impulse nach ihrer Höhe zu sortieren und ein Signal zu erzeugen, das die Häufigkeit einer bestimmten Impulshöhe beschreibt. Ein MCB besteht aus einem Analog-zu-Digital-Wandler, einem Adressregister und einem Vielkanalspeicher.

Der ADC des Vielkanalanalysators wandelt die Eingangsspannung in eine binäre Zahl (bzw. Kanalnummer) um. Die ADC-Binärzahl wird im Rechenwerk als Adresse eines Speicherplatzes interpretiert, in dem die zur Impulshöhe gehörende Häufigkeit gespeichert werden soll. Die Recheneinheit addiert demjenigen Kanal, dessen Adresse diese binäre Zahl ist, zum dort vorhandenen Inhalt eine Eins. Der Kanalinhalt am Ende der Messung ist dann die Zahl der aufgetretenen Impulse mit einer bestimmten Amplitude.[68] Die Pulshöhenverteilung wird in einem Histogramm am PC dargestellt, wobei auf der x-Achse die Pulshöhe und auf der y-Achse die Anzahl der Counts aufgetragen sind. Die Impulshöhe ist ein Maß für die im Detektor umgesetzte Röntgenenergie. Durch Energiekalibrierung der Kanalzahlen wird das Impulshöhenspektrum in ein Energiespektrum umgewandelt.[92]

Für die Messungen in dieser Arbeit wurde das Modell Ortec 921 (EG&G Ortec, Oak Ridge, USA) mit der Software GammaVision<sup>TM</sup> Model A66-BI Version 2.40 (EG&G Ortec, Oak Ridge, USA) verwendet.

### 2.3.1.3.3 Digitales Signalverarbeitungssystem (System B)

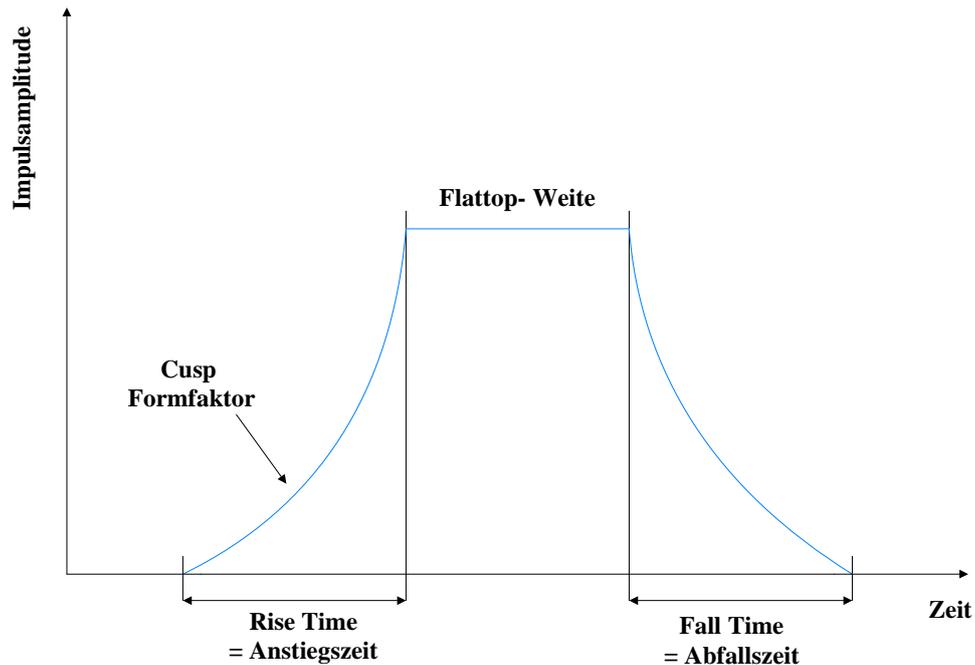
Nach dem Defekt des analogen MCB wurden die Funktionen des MCB und des Hauptverstärkers durch ein digitales Signalverarbeitungssystem (DSP-System) ersetzt. Dieses digitale Spektrometer unterscheidet sich grundsätzlich vom analogen System (Abbildung 44). Die größten Unterschiede liegen im Zeitpunkt der Digitalisierung in der Signalkette und der Art der Signalfilterung.



**Abbildung 44:** Architekturunterschiede zwischen analogem und digitalem Spektrometer modifiziert nach [17]. AMP Verstärker, MCA Vielkanalanalysator, ADC Analog-Digital-Wandler, FPGA Field Programmable Gate Array,  $\mu$ P Mikroprozessor, Mem Speicher.

Im analogen System formt der Verstärker die vom Vorverstärker des Detektors eintreffenden analogen Impulse. Nach der Impulsformung wird das analoge Signal in den Multichannel-Buffer übertragen, wo die geformten Impulse in einem ADC digitalisiert und anschließend weiterverarbeitet werden. Im Gegensatz dazu erfolgt die Digitalisierung des Signals im DSP-System gleich nach der Vorverstärkerstufe. Dies ermöglicht eine digitale Impulsformung und digitale Filterung des Signals.[61] Ein schneller ADC wandelt das Eingangssignal vom Vorverstärker in eine Zahlenfolge um. Alle weiteren Prozesse bleiben digital. Das Aufarbeiten des Signals geschieht mit einem digitalen Filter, die Verstärkung ist eine mathematische Multiplikation, der digitale Wert kann direkt in den Speicher geschrieben werden.[61] Das vom ADC verarbeitete Signal wird einem feldprogrammierbaren Gate-Array (FPGA) zugeführt. Diese Echtzeitverarbeitungseinheit führt die digitale Filterung durch und bietet grundlegende Funktionen eines analogen Verstärkers, wie Verstärkereinstellungen, Stabilisierung, Null-Linien-Restoration oder Pole-Zero-Kompensation. Die System-Kontrolle erfolgt durch den Mikroprozessor ( $\mu$ P).

Ein Vorteil der DSP-Systeme ist die Möglichkeit einer nahezu idealen Pulsformung entsprechend einer Quasi-Trapezform.[61] Die Impulsform eines digitalen Filters wird durch die Parameter Rise Time, Cusp-Formfaktor und Flattop-Weite bestimmt (Abbildung 45).



**Abbildung 45:** Trapezförmige digitale Filterantwort modifiziert nach [44].

Die Anstiegszeit oder Rise Time  $t_R$  ist gleich der Abfallzeit und entspricht der doppelten Shaping Time  $t_S$  eines konventionellen analogen Verstärkers (23):[79]

$$t_R = 2 \cdot t_S \quad (23)$$

Der Cusp-Formfaktor bestimmt die Krümmung der Schenkel des Quasi-Trapez. Die Flattop-Weite legt die Breite des Plateaus des Trapezes fest. Eine größere Flattop-Weite macht die Pulsform breiter, was die Auflösung verbessern kann, aber die Durchsatzrate verringert.[79] Je nach DSP-System können diese Parameter vom Benutzer selbst eingestellt werden oder werden teilweise automatisch gesetzt. Beim verwendeten System Ortec DSPec jr. 2.0 (EG&G Ortec, Oak Ridge, USA) können die Rise time und die Flattop-Weite mit der MAESTRO™ für Windows Software (EG&G Ortec, Oak Ridge, USA) variiert werden. Außerdem bietet das System eine automatische Optimierungs-Funktion für die Wahl der Flattop-Weite an. Die Rise Time ist beim DSP-System DSPec jr. 2.0 im Bereich zwischen  $0,8 \mu\text{s}$  und  $23 \mu\text{s}$  einstellbar, die Flattop-Weite zwischen  $0,3$  und  $2,4 \mu\text{s}$ .

## 2.3.2 Messdatenaufnahme

Die Aufnahme der Spektren erfolgten im Juni 2007 sowie im Jänner, März und Juli 2008. Die Messungen im Juni 2007 wurden im Rahmen eines Seminars meiner Betreuerin, Frau Univ.-Prof. i.R. Dr. phil. Gerharde STÖFFLER, zur Vorbereitung auf diese Arbeit aufgenommen.

### 2.3.2.1 Wahl der Parameter an Verstärker und MCA bzw. DSP-MCA

Zunächst wurden die Verstärkerparameter ausgewählt. Dazu wurden Spektren eines Americium-241 ( $^{241}\text{Am}$ -) Strahlers aufgenommen und die Verstärkungsfaktoren so lange variiert, bis die gewünschte Kanalbreite von ungefähr 100 eV erreicht wurde. Alle Spektren wurden mit einer Kanalanzahl von 1024 Kanälen aufgenommen, da die verwendete Rekonstruktionssoftware XCOMPTON nur bei maximal 1024 Kanälen anwendbar ist.

#### 2.3.2.1.1 Verstärkungsfaktoren

Die gewünschte Kanalbreite wird über die Wahl der Verstärkungsfaktoren bestimmt. Die Gesamtverstärkung wird durch die Multiplikation der Grobeinstellung (Coarse Gain) mit der Feineinstellung (Fine Gain) möglich.

Laut Spectro-X AB Compton Spectrometer Manual beträgt die ideale Kanalbreite für die Messung von Röntgenspektren in der Röntgenmammographie 100 eV.[95] Die in dieser Arbeit gewählten Kanalbreiten weichen teilweise von dieser idealen Einstellung ab (Tabelle 12), da die ersten Messungen ursprünglich nur Testmessungen zur Überprüfung der Messeinheit darstellen sollten. Jene Verstärkereinstellungen, die zu einer geeigneten Kanalbreite geführt haben, wurden anschließend für die Aufnahme der Kalibrierspektren und in Folge für die Messung der Mammographiespektren verwendet.

Messdatum	MCA	Verstärkungseinstellungen		Kanalbreite [eV]
		Coarse Gain	Fine Gain	
06.06.2007	Ortec 672	20	10/10	162,7
11.06.2007	Ortec 672	20	15/00	113,3
27.01.2008	Ortec 672	20	14/10	117,7
23./29.03.2008	DSPec jr. 2.0	x2	0,5757	99,4
24./25.07.2008	DSPec jr. 2.0	x2	0,558	99,2

**Tabelle 12:** Verstärkereinstellungen und resultierende Kanalbreite

### 2.3.2.1.2 Shaping- bzw. Rise Time und $E_{\min}$

Tabelle 13 gibt einen Überblick über die bei den einzelnen Messungen gewählten Parameter Kanalbreite, Shaping bzw. Rise Time und die Energie  $E_{\min}$ , die mit dem Lower Level Discriminator (LLD) eingestellt wurde. Laut Handbuch des Spectro-X AB Compton-Spektrometers [95] ist das Compton-Spektrometer so konstruiert, dass es bei optimalen Pulsraten im Detektor-MCA-System arbeitet. Daher sollte die Shaping Time so klein wie möglich eingestellt werden, vorzugsweise nicht größer als  $1,0 \mu\text{s}$ , um Totzeitverluste zu minimieren und höhere Pulsraten zu ermöglichen.[95] Aus diesem Grund wurde die Shaping Time bei  $0,5 \mu\text{s}$  eingestellt und die Rise Time entsprechend bei  $1,0 \mu\text{s}$ .

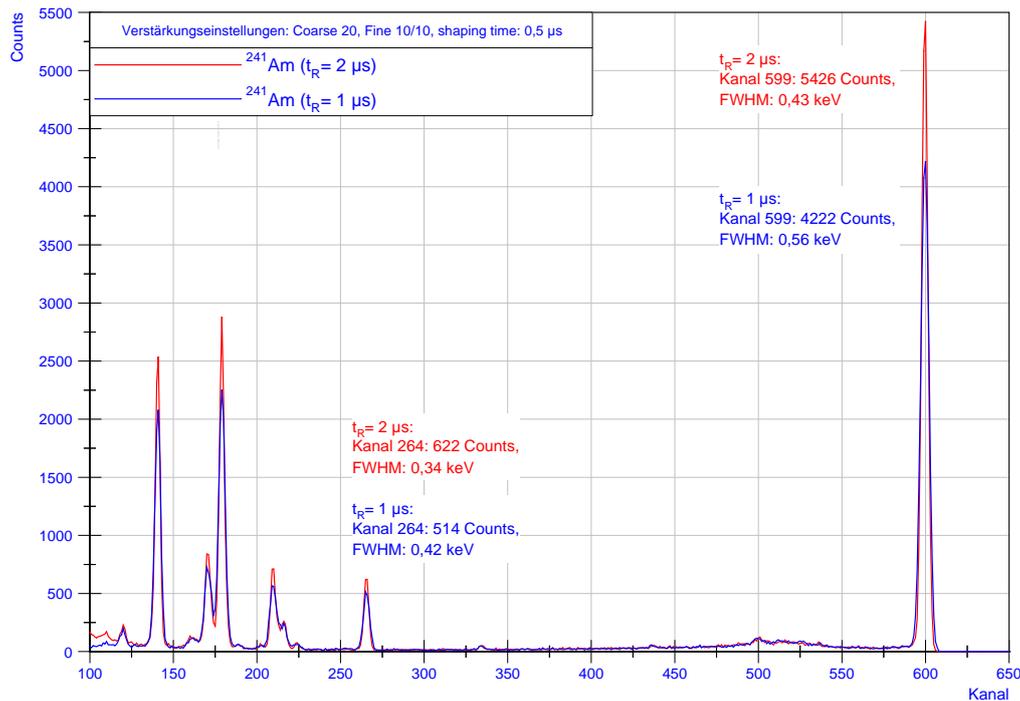
Die Impulse, die unterhalb der LLD-Schwelle liegen, werden nicht digitalisiert. Da jedem Kanal durch die Energiekalibrierung eine bestimmte Energie zugeordnet wird, legt der LLD die minimale Energie  $E_{\min}$  fest.

Messdatum	MCA	Kanalanzahl	$t_s$ [ $\mu\text{s}$ ]	$t_R$ [ $\mu\text{s}$ ]	$E_{\min}$ [keV]
06.06.2007	Ortec 672	1024	0,5	-	3,735
11.06.2007	Ortec 672	1024	0,5	-	2,562
27.01.2008	Ortec 672	1024	0,5	-	4,930
12.03.2008	DSpec jr. 2.0		-	1,0	0,270
24./25.07.2008	DSpec jr. 2.0	1024	-	1,0	3,754

**Tabelle 13:** Shaping bzw. Rise Time-Einstellungen, Kanalanzahl und  $E_{\min}$

### 2.3.2.2 Auswirkungen der Rise bzw. Shaping Time auf das $^{241}\text{Am}$ -Spektrum

In Abbildung 46 sind ein Spektrum einer  $^{241}\text{Am}$ -Quelle abgebildet, das mit einer  $t_r = 1 \mu\text{s}$  aufgenommen wurde sowie ein Am-241-Spektrum, das mit einer  $t_R = 2 \mu\text{s}$  aufgezeichnet wurde. Aus der Abbildung ist ersichtlich, dass eine Veränderung der Rise Time Auswirkungen auf die Zählrate und die Peak-Breite hat. Die Erhöhung der Rise Time von  $1 \mu\text{s}$  auf  $2 \mu\text{s}$  führt zu einer Zunahme der Zählrate des  $^{241}\text{Am}$ -Peaks bei  $59,5 \text{ keV}$  von ungefähr  $14 \text{ Counts/s}$  auf ungefähr  $18 \text{ Counts/s}$ . Die Halbwertsbreite sinkt von  $0,56 \text{ keV}$  bei  $t_R = 1 \mu\text{s}$  auf  $0,43 \text{ keV}$  bei  $t_R = 2 \mu\text{s}$ , was einer Steigerung der Energieauflösung entspricht. Allerdings steigt auch die Totzeit, wenn die Rise Time von  $1 \mu\text{s}$  auf  $2 \mu\text{s}$  erhöht wird, und zwar von  $0,15 \%$  auf  $0,37 \%$  der Aufnahmezeit (Real Time). Die Variation der Shaping Time hat dieselben Folgen.[10]

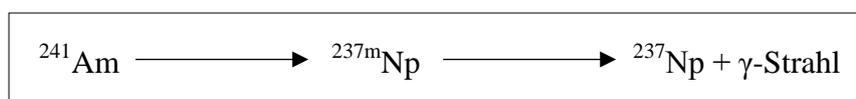


**Abbildung 46:** Einfluss der Rise Time auf das Spektrum  
Spektrum der  $^{241}\text{Am}$ -Quelle mit  $t_R = 1 \mu\text{s}$  (rot) bzw. Spektrum der  $^{241}\text{Am}$ -Quelle mit  $t_R = 2 \mu\text{s}$  (blau)

### 2.3.2.3 Energiekalibrierung des Spektrometersystems

Die Energiekalibrierung bestimmt den Zusammenhang zwischen einer Kanalnummer und der zugehörigen Energie für die jeweilige Einstellung der Verstärkerparameter. Die Energiekalibrierung erfolgt mit Hilfe der Gammaenergien bekannter Nuklide. Die Kanalnummer einer Gammalinie bekannter Energie wird mittels Software einer Energie zugeordnet. Für die Energiekalibrierung sollte eine Standardquelle verwendet werden, deren Gammastrahlenenergien nicht weit von den zu messenden Energien entfernt liegen. Da auch die besten Spektrometersysteme Nichtlinearitäten eines Kanals zeigen können, sind mehrere Kalibrierpeaks an verschiedenen Punkten entlang des gemessenen Energiebereichs zu verwenden, um diese Nichtlinearitäten zu berücksichtigen.[47]

In dieser Arbeit wurde das Nuklid  $^{241}\text{Am}$  für die Energiekalibrierung verwendet. Dieser Alphastrahler besitzt eine Halbwertszeit von 432,2 Jahren und zerfällt über angeregte Zustände von Neptunium-237 ( $^{237m}\text{Np}$ ) in Neptunium-237 ( $^{237}\text{Np}$ ) unter Aussendung von Gammaquanten (Abbildung 47)



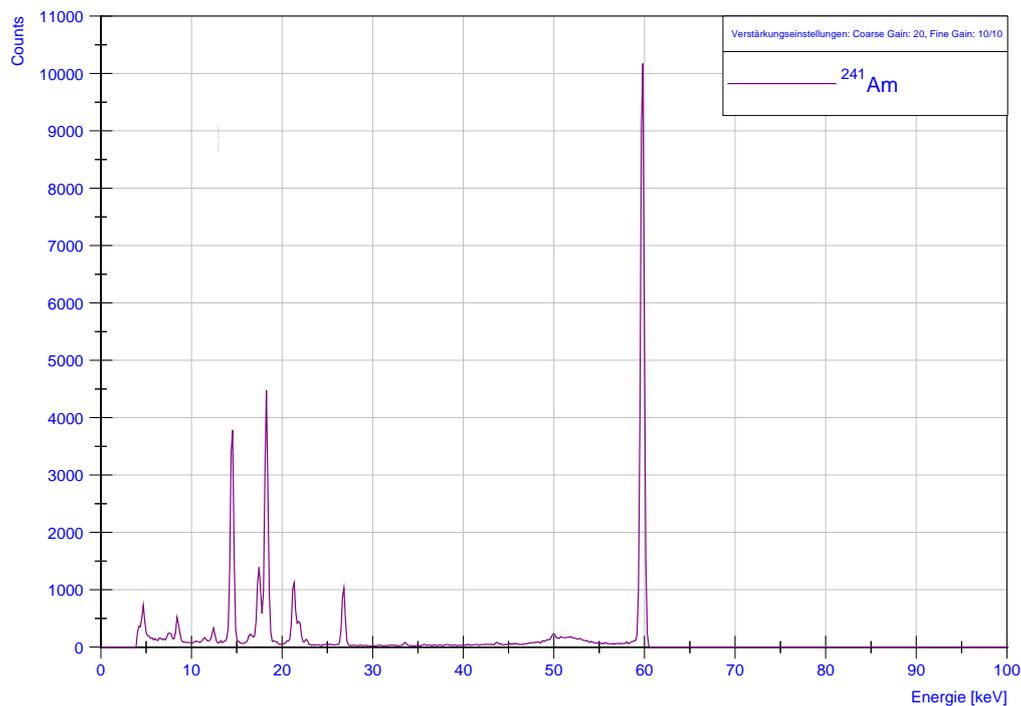
**Abbildung 47:** Zerfallsschema von  $^{241}\text{Am}$

Für die Energiekalibrierung wurden die Gammalinien von  $^{241}\text{Am}$  bei 26,35 keV und 59,54 keV herangezogen (Tabelle 14).

Isotop	Energie [keV]	Intensität [%]
$^{241}\text{Am}$	59,54	35,9
$^{241}\text{Am}$	26,35	2,4

**Tabelle 14:** Energie und Intensität des für die Kalibrierung verwendeten  $^{241}\text{Am}$ -Peaks nach [87].

Das Spektrum eines  $^{241}\text{Am}$ -Strahlers wurde für die Energiekalibrierung bei den davor festgelegten Verstärkerparametern aufgenommen und eine Energiekalibrierung mit Hilfe der Software GammaVision<sup>TM</sup> bzw. MAESTRO<sup>TM</sup> durchgeführt. In Abbildung 48 ist das Spektrum der  $^{241}\text{Am}$ -Quelle dargestellt, das zur Energiekalibrierung für die Messungen am 06.06.2007 aufgezeichnet wurde.



**Abbildung 48:** Photonenspektrum des Nuklids Americium-241 für die Energiekalibrierung des HPGe-Detektors der am 06.06.2007 aufgenommenen Mammographiespektren

### 2.3.2.4 Energieauflösung des Spektroskopiesystems

Die Energieauflösung des Spektroskopiesystems wurde aus den Kalibrierspektren bestimmt. Dazu wurde die Halbwertsbreite (FWHM) des Peaks von  $^{241}\text{Am}$  bei 59,5 keV bestimmt, da die Halbwertsbreite ein Maß für die Energieauflösung ist. Die FWHM wurde mit dem Tool „Peak Info“ der Software GammaVision<sup>TM</sup> und graphisch im Softwareprogramm DIAdem<sup>TM</sup> 10-Student Edition (National Instruments Corporation, Austin, Texas, USA) ermittelt. Tabelle 15 zeigt die Ergebnisse, wobei die graphisch in DIAdem<sup>TM</sup> ermittelten FWHM-Werte in Klammern angegeben sind. Die Halbwertsbreite beträgt demnach zwischen 0,43 keV und 0,58 keV. Das digitale Spektrometersystem zeigt höhere FWHM-Werte als das analoge System, was für eine höhere Energieauflösung des analogen Spektrometersystem spricht.

Messdatum	System	FWHM <sub>59,54 keV</sub> [keV]
06.06.2007	Analoges Spektrometer	0,46 (0,48)
11.06.2007	Analoges Spektrometer	0,45 (0,45)
27.01.2007	Analoges Spektrometer	0,43 (0,44)
23./29.03.2008	Digitales Spektrometer	0,55 (0,58)
24./25.07.2008	Digitales Spektrometer	0,54 (0,55)

**Tabelle 15:** Halbwertsbreite der  $^{241}\text{Am}$ -Kalibrierspektren

### 2.3.2.5 Aufnahme der Mammographie-Spektren

Die Pulshöhenverteilungen wurden am 06.06.2007, 11.06.2007 und 27.01.2008 mit der Software GammaVision<sup>TM</sup> bzw. am 23.03.2008, 29.03.2008 und 24./25.07.2008 mit dem Programm MAESTRO<sup>TM</sup> aufgezeichnet. Alle Spektren wurden ohne zusätzliche Blende im Strahlengang gemessen. Das Strom-Zeit-Produkt Q war konstant bei 100 mAs eingestellt. Die Röntgenröhrenspannung und die Anoden/Filter-Kombination wurden variiert. Jene Verstärkungsfaktoren, die bei der jeweiligen Energiekalibrierung verwendet worden waren, wurden auch bei den zugehörigen Messungen der Röntgenspektren eingestellt. Der Abstand D zwischen Fokus und Streukörper war für das Mammographiesystem Mammomat 3000 an den unterschiedlichen Messtagen verschieden. Für das Mammographiesystem Novation DR war der Fokus-Streukörper-Abstand D außer im Juni 2007 immer bei 40,5 cm eingestellt. Für jedes Röntgenspektrum wurden 40 Einzelexpositionen aufgezeichnet, um ausreichende Zählstatistiken zu erreichen. Eine Ausnahme ist das am 06.08.2008 gemessene W/Rh-Spektrum, das mit 100 Einzelexpositionen aufgenommen wurde.

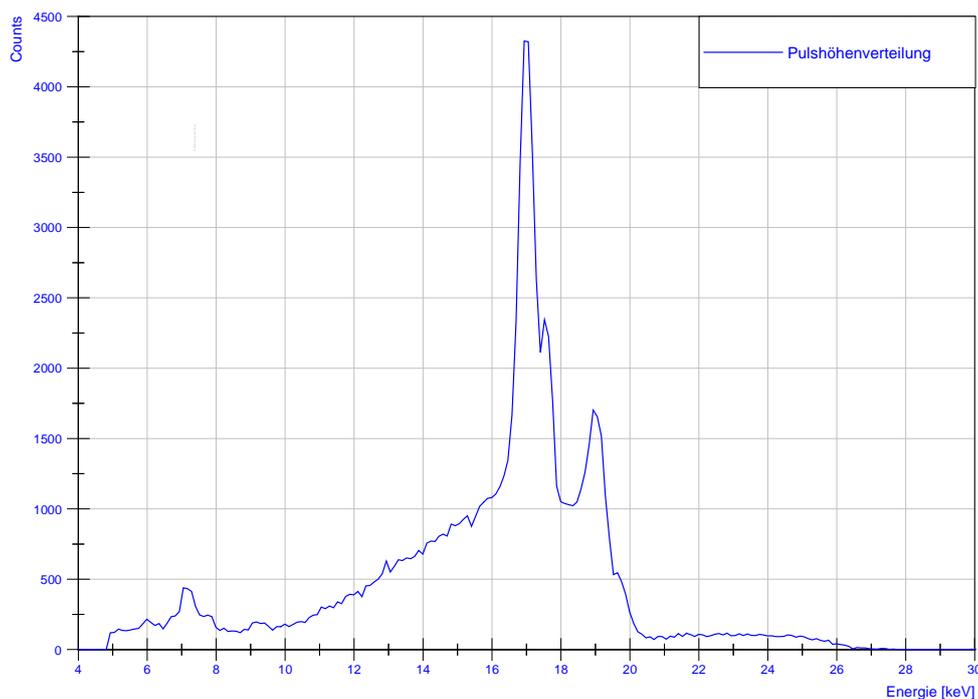
Tabelle 16 gibt eine Übersicht über die eingestellten Parameter.

Datum	System	Q [mAs]	Anzahl der Expositionen	D [cm]	Strahlenfeld [cm]
06.06.2007	Mammomat 3000	100	40	33,5	18 x 24
11.06.2007	Novation DR	100	40	37,0	24 x 30
27.01.2007	Novation DR	100	40	40,5	24 x 30
23.03.2008	Mammomat 3000	100	40	42,3	18 x 24
29.03.2008	Novation DR	100	40	40,5	24 x 30
24./25.07.2008	Mammomat 3000	100	40	40,5	18 x 24
24./25.07.2008	Novation DR	100	40	40,5	24 x 30
06.08.2008	Novation DR	100	100	23,5	24 x 30

**Tabelle 16:** Messbedingungen an den verschiedenen Messtagen

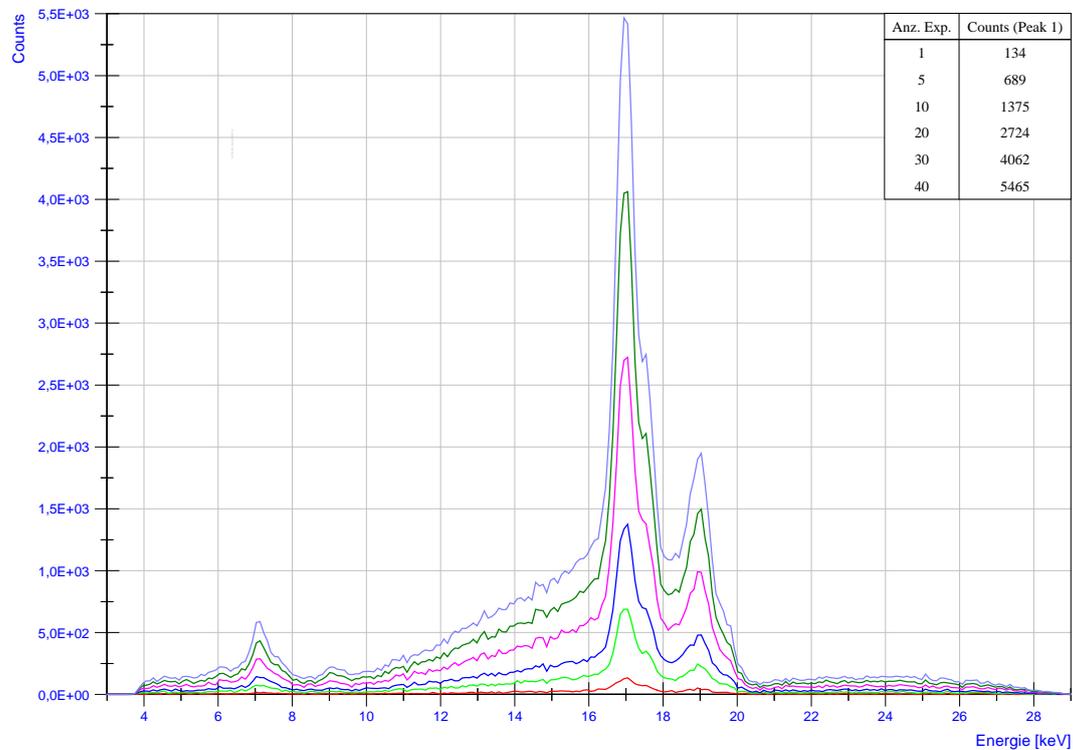
Die Pulshöhenverteilungen wurden im Dateiformat .chn abgespeichert, da die anschließende Rekonstruktion mit der Software Spectro-X<sup>TM</sup> nur im Dateiformat .chn möglich ist.

In Abbildung 49 ist eine Pulshöhenverteilung dargestellt, die im Jänner 2008 mit dem Mammographiesystem Novation DR mit der Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo bei 28 kV und 100 mAs aufgenommen wurde.



**Abbildung 49:** Pulshöhenverteilung aufgenommen am 27.01.2008. Aufnahmeparameter: Mo/Mo, 28 kV, 100 mAs, Novation DR

Abbildung 50 zeigt Pulshöhenverteilungen nach 1, 5, 10, 20, 30 und 40 Einzelexpositionen, die am Mammographiesystem, Mammomat Novation DR am 24.7.2008 mit der A/F-Kombination Mo/Mo bei 100 mAs und 30 kV aufgenommen wurden.



**Abbildung 50:** Pulshöhenverteilungen mit 1, 5, 10, 20, 30 und 40 Einzelexpositionen aufgenommen am 24.07.2008 mit der A/F-Kombination Mo/Mo bei 30 kV und 100 mAs

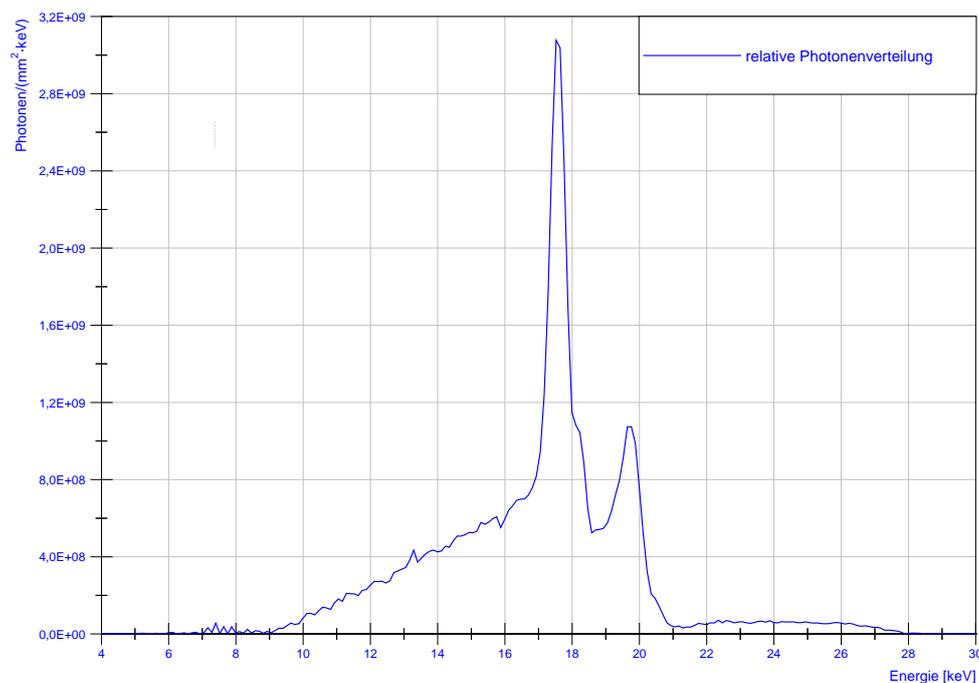
## 2.3.3 Messdatenverarbeitung

### 2.3.3.1 Rekonstruktion der Rohdaten

Aus der Pulshöhenverteilung der am Streukörper gestreuten Photonen wurde das Primärenergiespektrum mittels Rekonstruktionsprogramm Spectro-X<sup>TM</sup> rekonstruiert. Diese Software ermöglicht sowohl eine relative als auch eine absolute Rekonstruktion der Pulshöhenverteilung. Für die absolute Rekonstruktion müssen der Röntgenröhrenstrom in mA, die Fokus-Streukörper-Distanz in mm, die Belichtungszeit in s sowie die Real Time und die Live Time in s eingegeben werden. Außerdem kann im Rekonstruktionsprogramm zwischen einer Rekonstruktion der Rohdaten mit oder ohne Dekonvolution der charakteristischen Peaks gewählt werden.

Für die weitere Auswertung wurden ausschließlich relativ ohne Dekonvolution rekonstruierte Photonenverteilungen herangezogen. Eine absolute Rekonstruktion war nicht möglich, da die für die Berechnung der absoluten Rekonstruktion benötigte Belichtungszeit nicht gemessen wurde. Das folgende Unterkapitel 2.3.3.2 geht näher auf den Grund ein, warum der Rekonstruktion ohne Dekonvolution der Vorzug gegeben wurde.

Abbildung 51 zeigt ein relativ rekonstruiertes Mo/Mo-Spektrum, das am 27.01.2008 am Mammographiesystem Novation DR bei 28 kV Röntgenröhrenspannung in einem Abstand von 40,5 cm zwischen Brennfleck und Streukörper aufgenommen wurde.



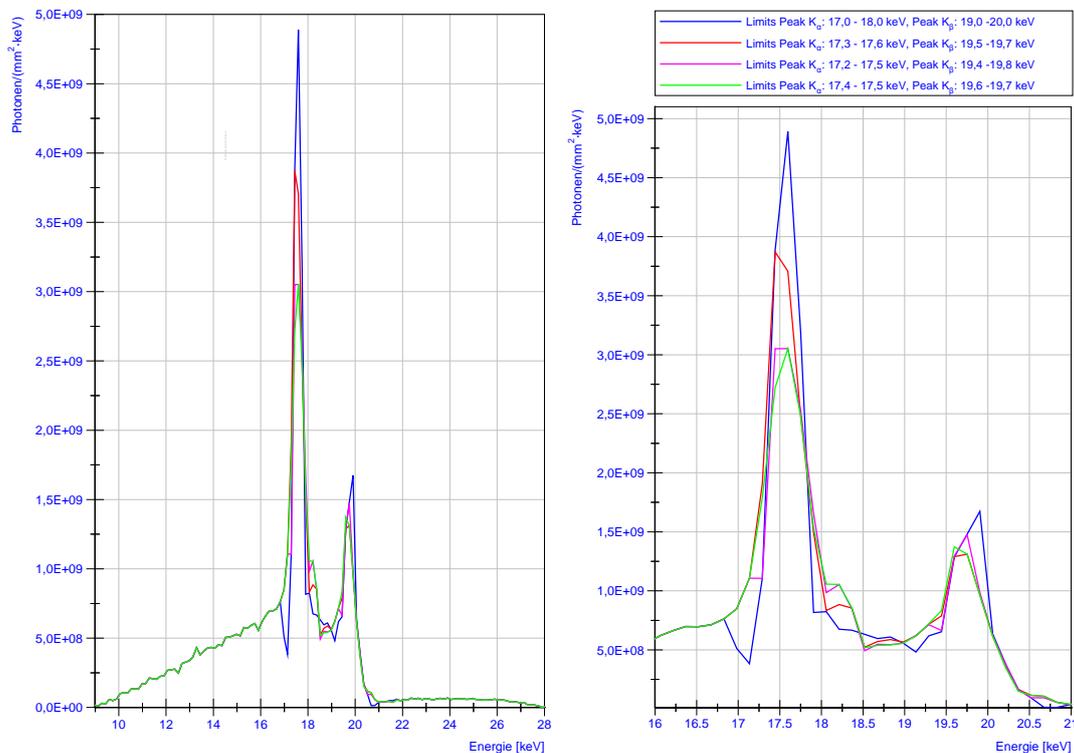
**Abbildung 51:** Relative Photonenverteilung ohne Dekonvolution rekonstruiert, aufgenommen am 27.01.2008. Aufnahmeparameter: Mo/Mo, 28 kV, 100 mAs, Novation DR

Die rekonstruierte Photonverteilung wurde als \*.asc-Datei gespeichert, um sie mit dem Softwarepaket DIAdem<sup>TM</sup> bzw. MATLAB<sup>TM</sup> 7.6.0.324 (R2008a) (The MathWorks Inc., Natick, USA) weiter bearbeiten zu können.

### 2.3.3.2 Problematik Entfaltung (Dekonvolution)

Die zufälligen Bewegungen der Elektronen im Streukörper verursachen eine Dopplerverschiebung in der Photonenergie. Es kommt zu einer Verringerung der Energieauflösung in Form einer Verbreiterung der charakteristischen Peaks. Diese Energieverbreiterung kann mit einem Entfaltungsalgorithmus im Rahmen der Rekonstruktion korrigiert werden.[53]

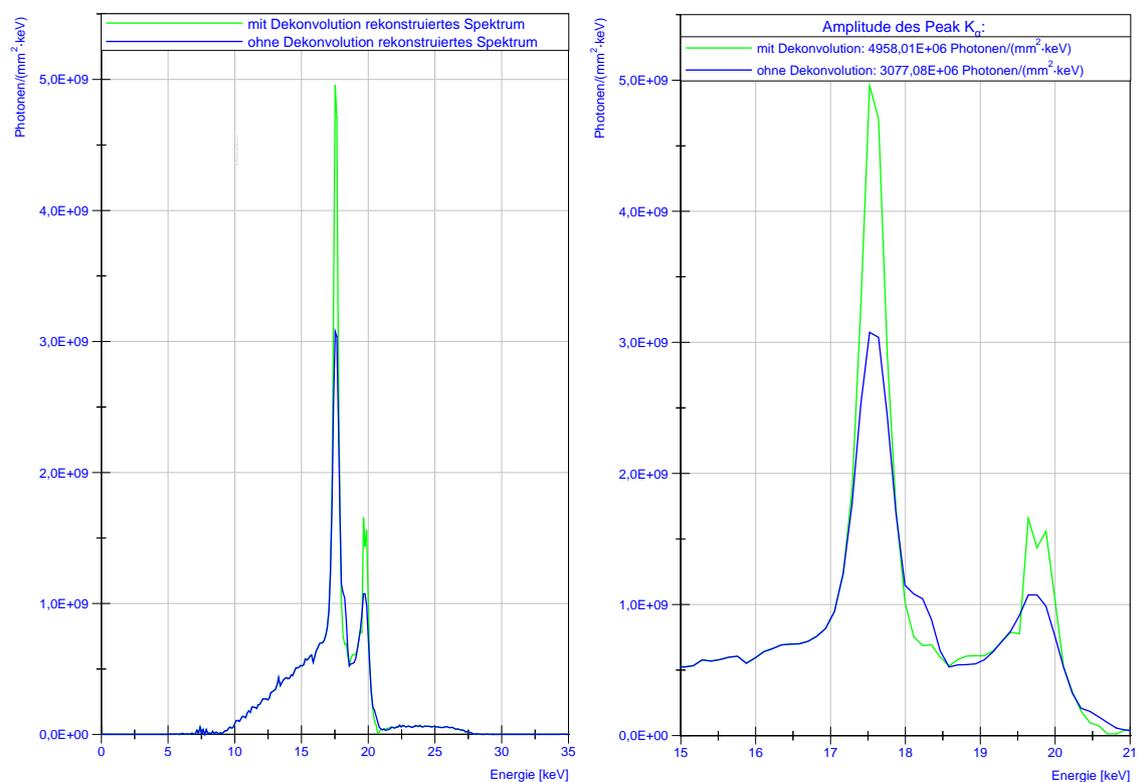
Die verwendete Rekonstruktionssoftware Spectro-X erlaubt die Wahl zwischen einer Rekonstruktion der Primärspektren mit oder ohne Dekonvolution der charakteristischen Peaks. Für die Rekonstruktion mit Dekonvolution der charakteristischen Peaks müssen im Rekonstruktionsprogramm Grenzen für die Dekonvolution eingegeben werden. Im Handbuch des Spectro-X AB Compton Manual wird empfohlen, die Dekonvolution nur auf jene Energiebereiche anzuwenden, in denen charakteristische Röntgenpeaks auftreten.[95] Obwohl diese Empfehlung eingehalten wurde, hatte die Wahl der Dekonvolutionsgrenzen große Auswirkungen auf die Form des Spektrums. Abbildung 52 zeigt mit verschiedenen Dekonvolutionsgrenzen rekonstruierte Spektren der gleichen Pulshöhenverteilung.



**Abbildung 52:** Mit unterschiedlichen Dekonvolutionsgrenzen rekonstruiertes Spektrum aufgenommen am 27.01.2008. Aufnahmeparameter: Mo/Mo, 28 kV, 100 mAs, Novation DR

Der Einfluss auf die Amplituden der charakteristischen Peaks und die Form des Spektrums sind deutlich zu erkennen. Da es nicht möglich erschien, diejenigen Grenzen für die Dekonvolution herauszufinden, die zu einer korrekten Dekonvolution und somit einem korrekt rekonstruierten Spektrum führen, wurde entschieden, alle Spektren ohne Dekonvolution zu rekonstruieren.

In Abbildung 53 sind die rekonstruierten Spektren einer Pulshöhenverteilung dargestellt, die mit bzw. ohne Dekonvolution rekonstruiert wurde. Die schlechtere Energieauflösung des ohne Dekonvolution rekonstruierten Spektrums ist im Bereich der charakteristischen Peaks von Molybdän deutlich erkennbar.



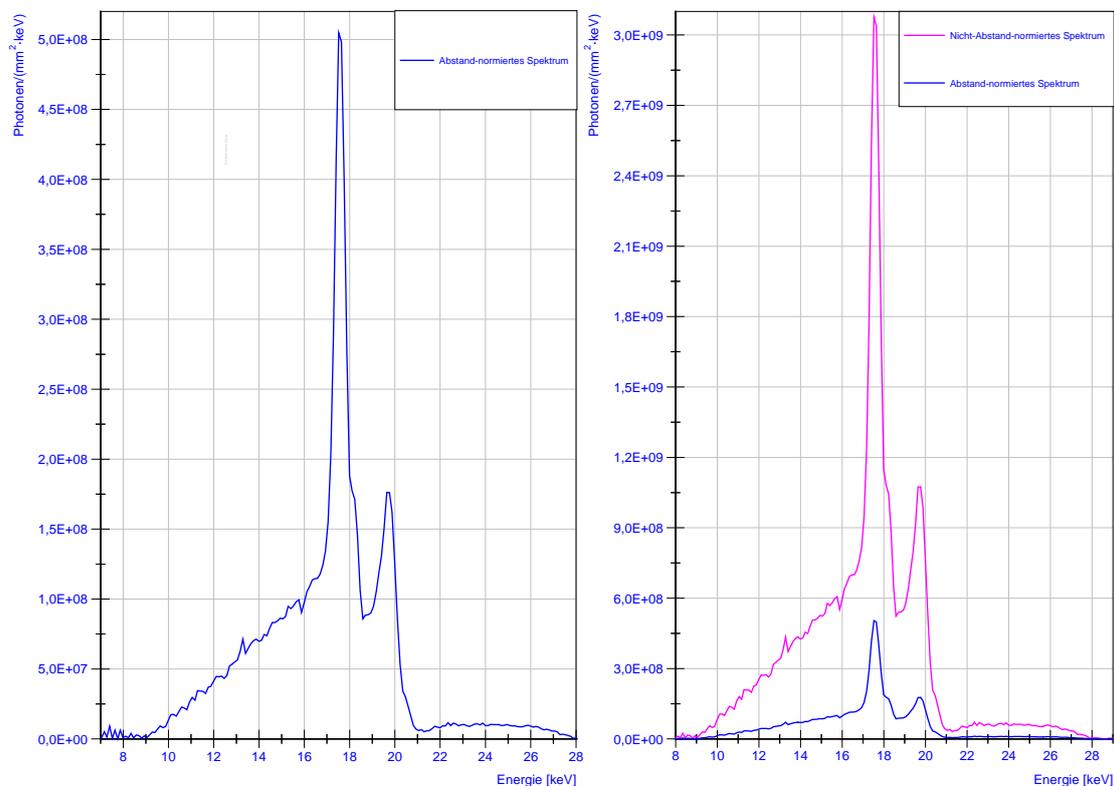
**Abbildung 53:** Mit und ohne Dekonvolution rekonstruiertes Spektrum aufgenommen am 27.01.2008. Aufnahmeparameter: Mo/Mo, 28 kV, 100 mAs, Novation DR

### 2.3.3.3 Normierung der rekonstruierten Photonverteilung

#### 2.3.3.3.1 Normierung auf einen Fokus-Streukörperabstand von 100 cm

Bei der Aufnahme der Röntgenspektren wurden unterschiedliche Abstände zwischen dem Röntgenfokus und dem Streukörper des Spektrometers verwendet. Um einen Vergleich der Spektren zu erleichtern, wurden die Photonverteilungen mit Hilfe des Abstandsquadrat-Gesetzes auf einen Fokus-Streukörperabstand von 100 cm normiert. Das Abstandsquadrat-Gesetz besagt, dass die Intensität einer punktförmigen Photonquelle mit dem Quadrat des Abstandes vom Röntgenbrennfleck abnimmt.[40] Da der Brennfleck praktisch einen Punkt darstellt, wächst der Querschnitt des Nutzstrahlenbündels mit dem Quadrat des Abstands vom Brennfleck. Denn solange kein Streukörper die Ausbreitung der Röntgenstrahlung stört- die Luft kann in diesem Fall vernachlässigt werden- bleibt auch die Verteilung der Intensität über jedem Querschnitt des Nutzstrahlenbündels gleich.[40]

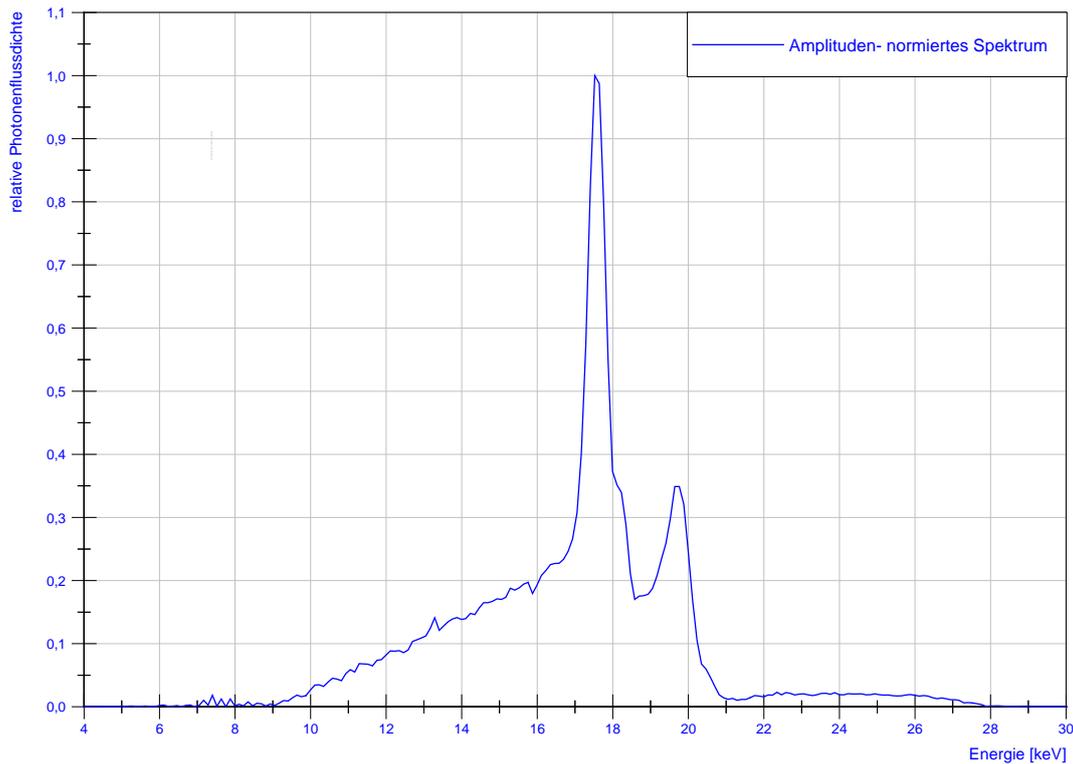
Das Abstand-normierte Beispiel-Mammographiespektrum ist im Vergleich zum nicht Abstand-normierten Spektrum in Abbildung 54 dargestellt.



**Abbildung 54:** Abstand-normierte relative Photonverteilung und Abstand-normierte Photonverteilung im Vergleich zur nicht Abstand-normierten Photonverteilung, aufgenommen am 27.01.2008 am Mammographiesystem Novation DR mit der A/F-Kombination Mo/Mo bei 28 kV und 100 mAs, 40 Einzelexpositionen, ohne Dekonvolution rekonstruiert

### 2.3.3.3.2 Normierung auf die maximale Amplitude (Flussdichteverteilung)

Um die Kurvenformen der einzelnen Spektren vergleichbar zu machen, wurde der maximale Peak des Spektrums auf 1,0 normiert. Abbildung 55 zeigt dieses auf das Amplitudenmaximum normierte Spektrum am Beispiel des Mo/Mo-Spektrums von Jänner 2008.



**Abbildung 55:** Amplituden-normierte relative Photonverteilung aufgenommen am 27.01.2008 am Mammographiesystem Novation DR mit der Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo bei 28 kV und 100 mAs, 40 Einzelaufnahmen, ohne Dekonvolution rekonstruiert

## 2.3.4 Flächen des Röntgenspektrums

Die Fläche des Spektrums ( $A$ ) ist ein relatives Maß für die Quantität der Strahlung und damit für Aspekte wie die Belichtungszeit, Bildrauschen und Patientendosis maßgeblich.[57] Die Gesamtfläche setzt sich aus Anteilen des Bremsspektrums und der charakteristischen Peaks zusammen. Um nicht nur die Gesamtfläche der einzelnen gemessenen Spektren, sondern auch die Flächen der charakteristischen Peaks sowie des Bremsspektrums berechnen zu können, wurde von Herrn Dipl.-Ing. Dr.techn. BSc. Alexander Hohl für diese Arbeit ein Programm im Software-Paket MATLAB<sup>TM</sup> erstellt.

### 2.3.4.1 Grundlagen des MATLAB<sup>TM</sup>-Programms

#### 2.3.4.1.1 Form der charakteristischen Peaks

Die Linien der charakteristischen Röntgenstrahlung sind nicht scharf, sondern besitzen eine endliche Breite. Die Linienbreite setzt sich vor allem aus der natürlichen Breite der Energieniveaus, der Doppler-Breite aufgrund des Doppler-Effekts und der Stoß- oder Druck-Verbreiterung zusammen.[86] Die natürliche Linienbreite ist die immer vorhandene minimale Linienbreite. Sie beruht auf der Tatsache, dass die Energie eines angeregten Atom- oder Kernniveaus der endlichen Lebensdauer  $\tau$  infolge der Heisenbergschen Unschärfe-Relation nicht besser bestimmt werden kann als (24)

$$\Delta E \approx \frac{\hbar}{\tau} \quad (24)$$

Die endliche Lebensdauer eines angeregten Zustandes bewirkt also unscharfe Energieniveaus. Die natürliche Linienverbreiterung führt zu einer charakteristischen Linienform, der Lorentz-Kurve.[37]

Die Doppler-Verbreiterung der charakteristischen Linien entsteht durch die ungeordnete thermische Bewegung der Atome. Durch die Geschwindigkeit der Atome kommt es zu einer Frequenzverschiebung. Je nach Orientierung z.B. der Einstrahlrichtung der Elektronen, die auf die Anode treffen, und der Bewegungsrichtung der Moleküle im Anodenmaterial, tritt eine Doppler-Verschiebung auf. Es resultiert eine Gauss-Kurve als Linienform. Die Doppler-Verbreiterung ist temperaturabhängig und wächst mit steigender Temperatur.[86]

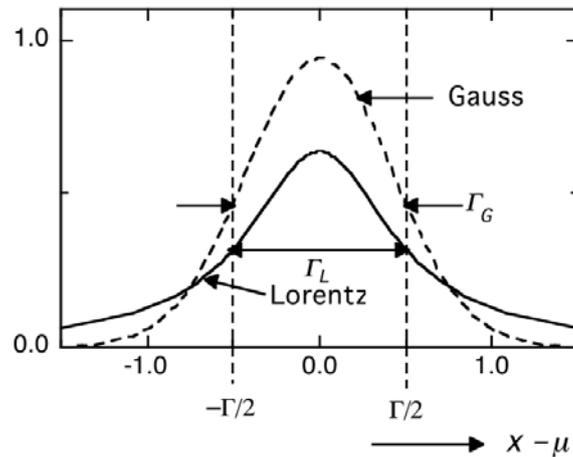
Wenn Stöße zwischen Atomen oder Molekülen stattfinden, kommt es zu einem Energie-Austausch zwischen den Stoßpartnern. Dieser Energieaustausch führt zu einer Verbreiterung der Energieniveaus und damit auch der charakteristischen Linien. Die Druckverbreiterung führt zu einer Lorentz-Kurvenform.[37]

Die Lorentz-Verteilung zeichnet sich im Vergleich zur Gauss-Verteilung bei gleicher Höhe und Halbwertsbreite durch flachere Linienflügel aus (Abbildung 56).[30]

Obwohl die meisten der Linienverbreiterungen zu einer Lorentz-Form der Linien führen, ergibt sich die Form praktisch gemessener Linien durch eine mathematische Faltung von schmälere Gauss- und Lorentz-Funktionen, da alle Linien im Allgemeinen durch den Doppler-Effekt zunächst eine Gauss-Verteilung besitzen.[86]

Zur Simulation der Form eines charakteristischen Röntgenpeaks wäre also eine Faltung von Gauss- und Lorentzfunktionen ideal. Da die Aufgabenstellung hier jedoch die Trennung der

charakteristischen Peaks von Röntgenbremsstrahlung und nicht die Simulation eines Spektrums war, wurden die Peaks vereinfacht mittels Lorentz-Funktion gefittet.



**Abbildung 56:** Vergleich von Gauss- und Lorentz-Verteilung nach [30]. Die Lorentz-(durchgezogene Linie) und die Gauss-Verteilungsfunktion (gestrichelte Linie) sind mit gleichem Mittelwert ( $x - \mu$ ) und gleicher Halbwertsbreite  $\Gamma$  dargestellt. Beide Funktionen sind auf eins normiert.

### 2.3.4.1.2 Form des Bremspektrums

Das ideale Bremspektrum der Röntgenstrahlung kann für Anodenmaterialien hoher Kernladungszahl und Gleichspannung durch folgenden Ausdruck beschrieben werden (25): [81]

$$I'_{go}(v) = \frac{dI'_{go}(v)}{dv} = AI_R(v_0 - v + ZB) \quad 0 \leq v \leq v_0 \quad (25)$$

$$\text{Mit: } hv_0 = eU \quad (26)$$

$I'_{go}(v)$  Ungeschwächtes Röntgenspektrum (Intensitätsdichteverteilung) bei Gleichspannung

$I_{go}(v)$  Intensität der Röntgenstrahlung, die im Intervall  $[0, v]$  enthalten ist

$I_R$  Röhrengleichstrom

$hv$  Quantenenergie der Röntgenstrahlung

$hv_0$  Grenzquantenenergie des erzeugten Röntgenspektrums

$h$  Plancksches Wirkungsquantum,

$Z$  Kernladungszahl des Anodenmaterials

$e$  Elementarladung

$U$  Röhrengleichspannung

$A, B$  Konstanten

Da in der Literatur keine einfache mathematische Beschreibung des Bremsstrahlungsspektrums von Mammographieröhren gefunden werden konnte, wurden verschiedene Funktionen zur Beschreibung der Kurvenform des Bremsspektrums im Bereich der charakteristischen Peaks getestet. Die Gauss-Funktion stellte sich dabei als geeignet heraus.

#### 2.3.4.2 Programm zur Flächenberechnung in MATLAB™

Der Ausgangspunkt des MATLAB™ Programms zur Flächenberechnung war die Anpassung der diskreten, charakteristischen Peaks durch eine auf die Peakhöhe normierte Lorentz-Funktion  $L(E)$  und des Bremsspektrums durch eine Gauss-Funktion  $G(E)$ , die durch die Peakparameter  $\beta$  und die Peakposition  $E_0$  vollständig beschrieben werden (27 bzw. 28).

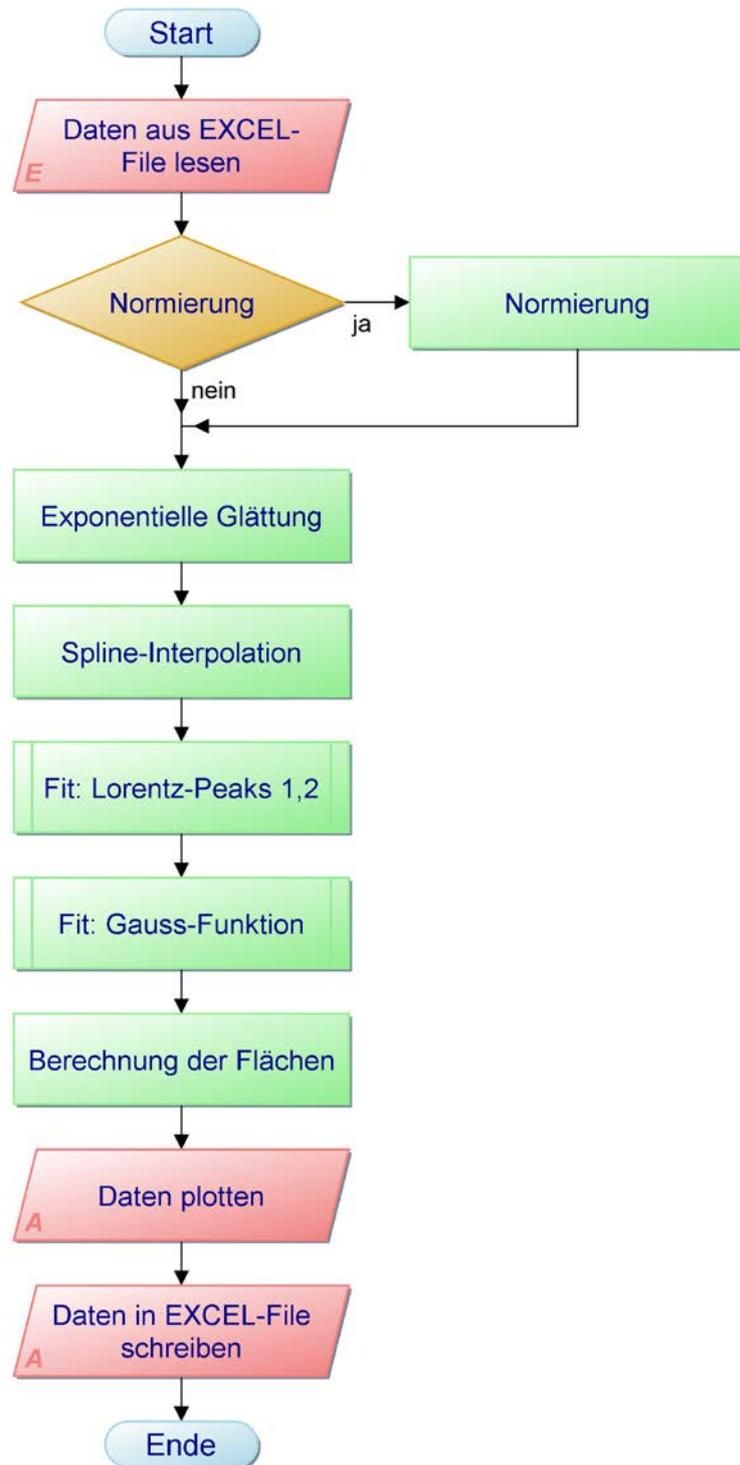
$$L(E) = \left\{ 1 + \left[ \frac{(E-E_0)}{\beta} \right]^2 \right\}^{-1} \quad (27)$$

$$G(E) = \exp \left\{ -\ln 2 \frac{(E-E_0)}{\beta^2} \right\} \quad (28)$$

$\beta$  entspricht der halben Peakbreite in der halben Höhe des Maximums ( $\text{FWHM} = 2 \cdot \beta$ ).

Abbildung 57 zeigt das Flussdiagramm des MATLAB™-Programms. Die relativ, ohne Dekonvolution, rekonstruierten Spektren werden als \*.xls-Dateien in das MATLAB™ Programm eingelesen. Der Anwender kann zunächst entscheiden, ob eine Amplituden-normierung der Eingangsdaten vor den weiteren Prozeduren erfolgen soll.

Für die Datenauswertung in dieser Arbeit wurde auf die Normierung der Daten auf die maximale Peakamplitude verzichtet. Nach einer exponentiellen Glättung erfolgt eine Spline-Interpolation der Daten. Diese hat den Zweck, die Anzahl der Datenpunkte für die nachfolgenden Operationen zu erhöhen. Anschließend werden zwei Lorentz-Funktionen an die Datenpunkte der charakteristischen Peaks angepasst (Abbildung 58). Die Anpassung der Gaussfunktion an die Datenpunkte des Bremsspektrums erfolgt im nächsten Schritt (Abbildung 59). Als Kurvenanpassung-(Fit-)Prozedur wird jeweils ein Least Square-Verfahren verwendet. Dieses ist Bestandteil der Standard-Funktionen in MATLAB™. Schließlich wurden die Teil- und Gesamtflächen mittels Trapezregel berechnet und die Daten als xls-Dateien sowie Abbildungen ausgegeben (Abbildung 60).



**Abbildung 57:** Flussdiagramm des MATLAB-Programms zur Teilflächenberechnung der gemessenen Röntgenspektren.  
E Eingabe, A Ausgabe

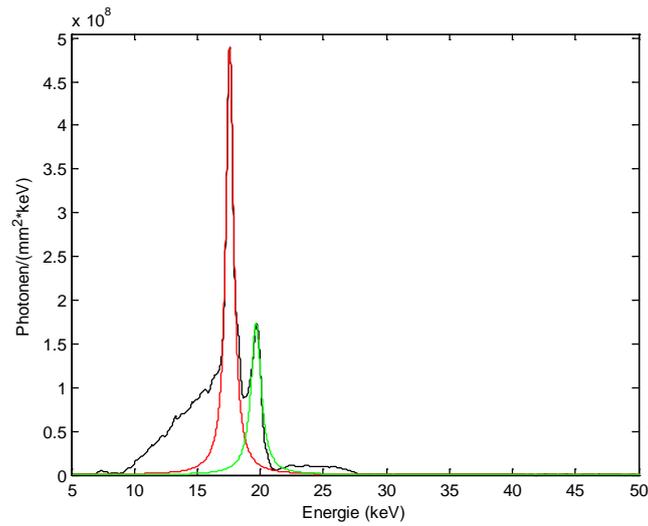


Abbildung 58: Fit der Lorentz-Funktion

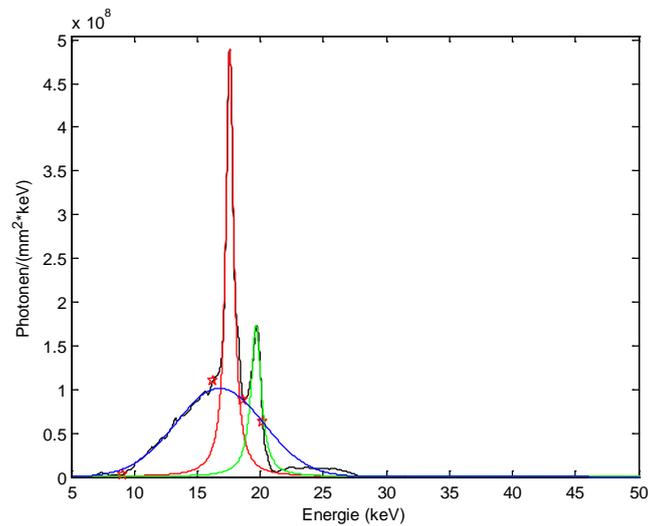


Abbildung 59: Fit der Gauss-Funktion

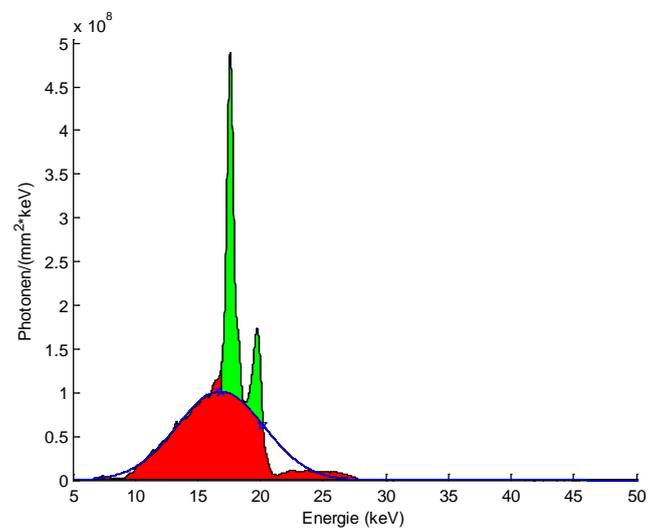


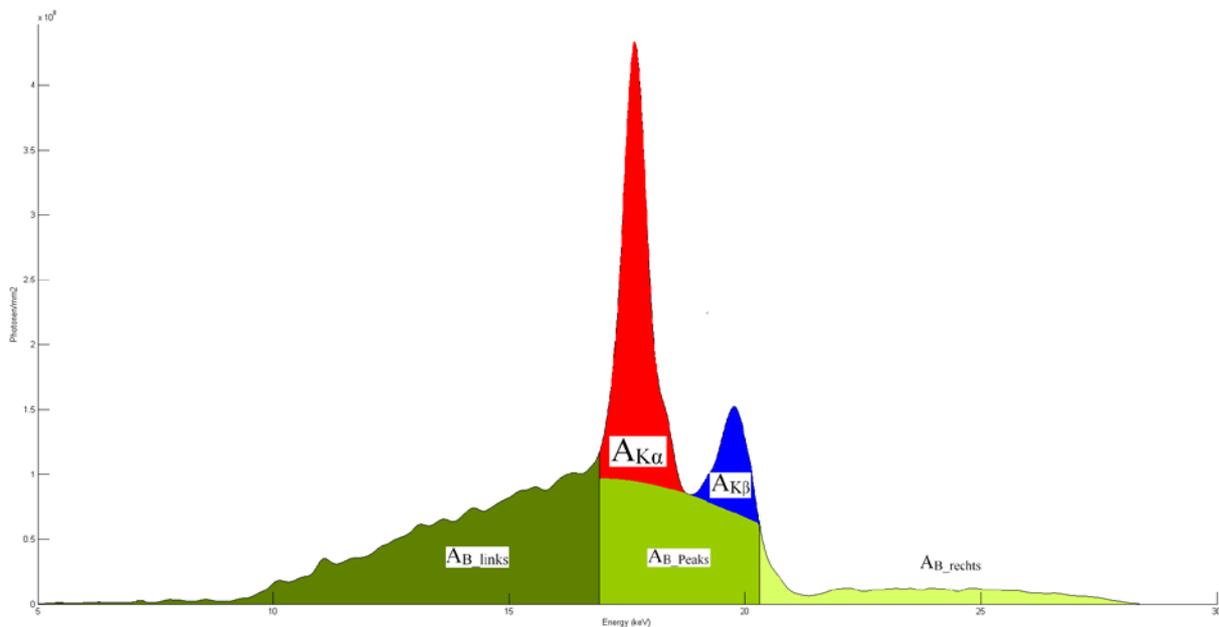
Abbildung 60: Berechnung der Teilflächen

In Tabelle 17 können die im Folgenden verwendeten Abkürzungen für die Gesamt- und Teilflächen entnommen werden.

Abbildung 61 zeigt ergänzend schematisch die Flächen-Bezeichnungen in Bezug auf das Spektrum.

Abkürzung	Definition
$A_{\text{gesamt}}$	Gesamtfläche des Spektrums
$A_{K\alpha}$	Fläche des charakteristischen Peaks $K_{\alpha}$
$A_{K\beta}$	Fläche des charakteristischen Peaks $K_{\beta}$
$A_B$	Fläche des Bremsspektrums
$A_{B\_links}$	Niederenergetischer Anteil des Bremsspektrums bis zum Peak $K_{\alpha}$
$A_{B\_Peaks}$	Anteil des Bremsspektrums unter den charakteristischen Peaks
$A_{B\_rechts}$	Höherenergetischer Anteil des Bremsspektrums ab dem Peak $K_{\beta}$

**Tabelle 17:** Übersicht über die verwendeten Abkürzungen für die (Teil-)Flächen



**Abbildung 61:** Zur Bezeichnung der Teilflächen

### 2.3.5 Berechnung der HVL aus spektralen Daten

Die HVL kann aus dem gemessenen Spektrum mit folgendem Ausdruck berechnet werden (29):[27, 100]

$$\frac{1}{2} = \frac{\sum_i \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{Luft} N_i h\nu_i \exp(-\mu_{Al} HVL) \exp(-\mu_{Luft} d)}{\sum_i \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{Luft} N_i h\nu_i \exp(-\mu_{Luft} d)} \quad (29)$$

Mit

HVL	Erste Halbwertschichtdicke in cm
$(\mu_{en}/\rho)_{Luft}$	Massenenergieabsorptionskoeffizient in Luft, Einheit $\text{cm}^2/\text{g}$
$N_i$	Anzahl der Photonen im i-ten Energieintervall, die in die Aluminiumschicht eintreten
$h\nu_i$	Photonenenergie im i-ten Energieintervall in keV
$\mu_{Al}$	Linearer Schwächungskoeffizient von Aluminium, Einheit $\text{cm}^{-1}$
$\mu_{Luft}$	Linearer Schwächungskoeffizient von Luft, Einheit $\text{cm}^{-1}$
d	Abstand zwischen Brennfleck und Ionisationskammer in cm

Die Werte der Koeffizienten  $\mu_{Al}$ ,  $\mu_{Luft}$  und  $(\mu_{en}/\rho)_{Luft}$  wurden Hubbel und Selzer [38] entnommen. Da die Koeffizienten von Hubbel und Selzer nur für bestimmte, diskrete Photonenergien berechnet worden sind, wurden die fehlenden Werte mittels linearer Interpolation in Matlab<sup>TM</sup> berechnet. Die Koeffizienten wurden anschließend in eine Excel-Datei importiert. Die Berechnung der HVL nach Formel (22) erfolgte in Microsoft Excel<sup>TM</sup> 2010 (Microsoft Corporation, Redmond, USA).[100]

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Ergebnisse der HVL-Messung für Mo/Mo

##### 3.1.1 Werte der HVL

Tabelle 18 zeigt die ermittelten Halbwertschichtdicken für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo für die Mammographieeinheiten Novation DR bzw. Mammomat 3000 ohne Kompressionsplatte im Strahlengang. In der rechten Spalte der Tabelle 18 sind weiters typische Werte der HVL für Mammographie-Einheiten ohne Kompressionsplatte im Strahlengang angegeben.[85]

U [kV]	HVL Mammomat 3000			HVL Novation DR			typische Werte
	21.08.07	18.05.08	08.08.08	25.08.07	23.05.08	08.08.08	HVL
26	0,32	-	-	0,33	0,34	-	-
28	0,34	0,36	0,37	0,35	0,36	0,36	0,32
30	0,36	0,37	0,38	0,37	0,38	0,38	0,34

**Tabelle 18:** Ermittelte HVL ohne Kompressionsplatte in mm Al, gerundet auf zwei Nachkommastellen für verschiedene Röhrensparnungen U und typische HVL-Werte in mm Al für die A/F-Kombination Mo/Mo ohne Kompressionsplatte im Strahlengang nach [85].

In Tabelle 19 sind die ermittelten HVL-Werte für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo für die beiden Mammographieeinheiten mit Kompressionsplatte im Strahlengang angegeben. Die rechte Spalte der Tabelle zeigt typische Werte der HVL für Mammographie-Einheiten mit Kompressionsplatte (3 mm PMMA) im Strahlengang.[85]

U [kV]	HVL Mammomat 3000 08.08.08	HVL Novation DR 08.08.08	typische HVL-Werte [mm Al]
28	0,37	0,40	0,37
30	0,39	0,42	0,38

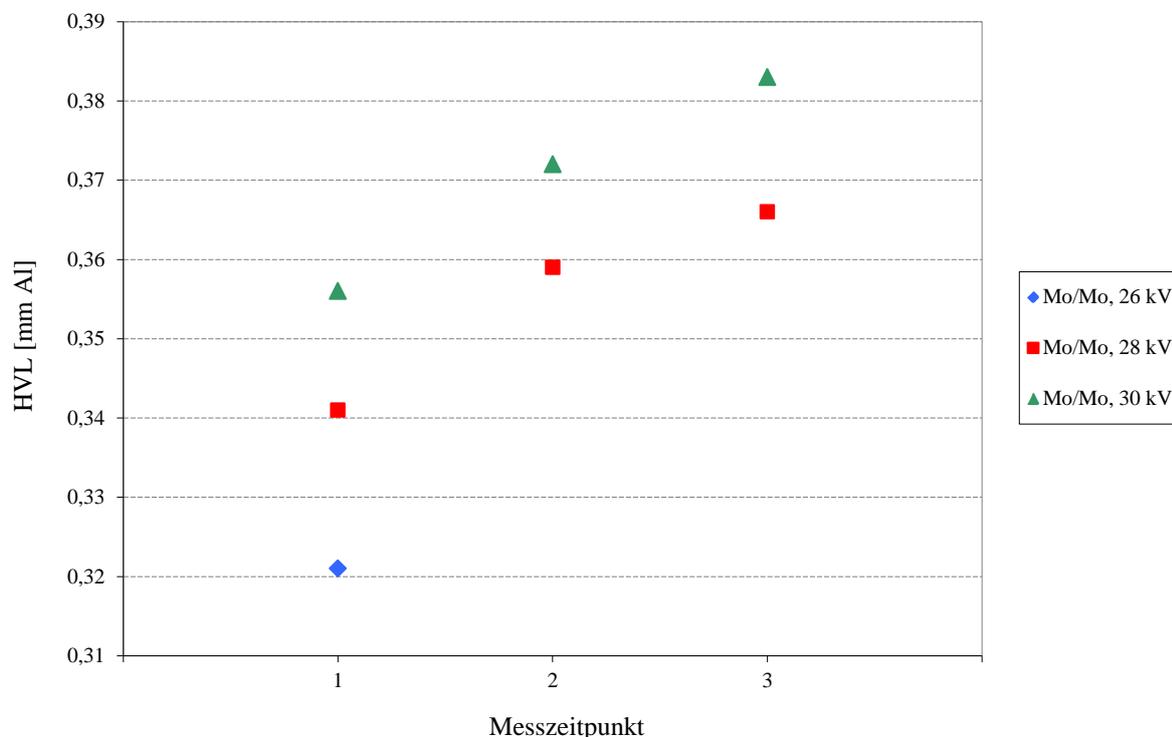
**Tabelle 19:** Ermittelte HVL mit Kompressionsplatte im Strahlengang für Mo/Mo in mm Al, gerundet auf zwei Nachkommastellen, und typische HVL-Werte für Mammographie-Einheiten mit Mo-Anode und Mo-Filterung mit Kompressionsplatte im Strahlengang nach [85]

Beim Vergleich der HVL-Werte in Tabelle 18 und Tabelle 19 zeigt sich, dass die mit Kompressionsplatte im Strahlengang gemessenen HVL-Werte größer sind als jene HVL-Werte, die ohne Kompressionsplatte gemessen wurden.

Laut ÖNORM darf die gemessene Halbwertschichtdicke den entsprechenden Wert nach Tabelle 7 um nicht mehr als 0,04 mm Al unterschreiten. Das bedeutet im Fall von Mo/Mo, 28 kV, dass die gemessene HVL nicht kleiner als  $HVL_{\min} = 0,32 - 0,04 = 0,316$  mm Al sein darf. Diese Mindestanforderung erfüllen beide getesteten Mammographiesysteme.

### 3.1.2 Chronologische Veränderung der HVL

In Abbildung 62 sind die ermittelten HVL-Werte zu den drei verschiedenen Messzeitpunkten für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo für das Mammographiesystem Mammomat 3000 graphisch dargestellt. Es zeigt sich, dass die Halbwertschichtdicke innerhalb des Messzeitraumes von einem Jahr für die eingestellten Röntgenröhrenspannungen von 28 kV und 30 kV zunimmt. Eine steigende HVL bedeutet im Allgemeinen, dass die Strahlung eine größere Durchdringung besitzt, also „härter“ wird.



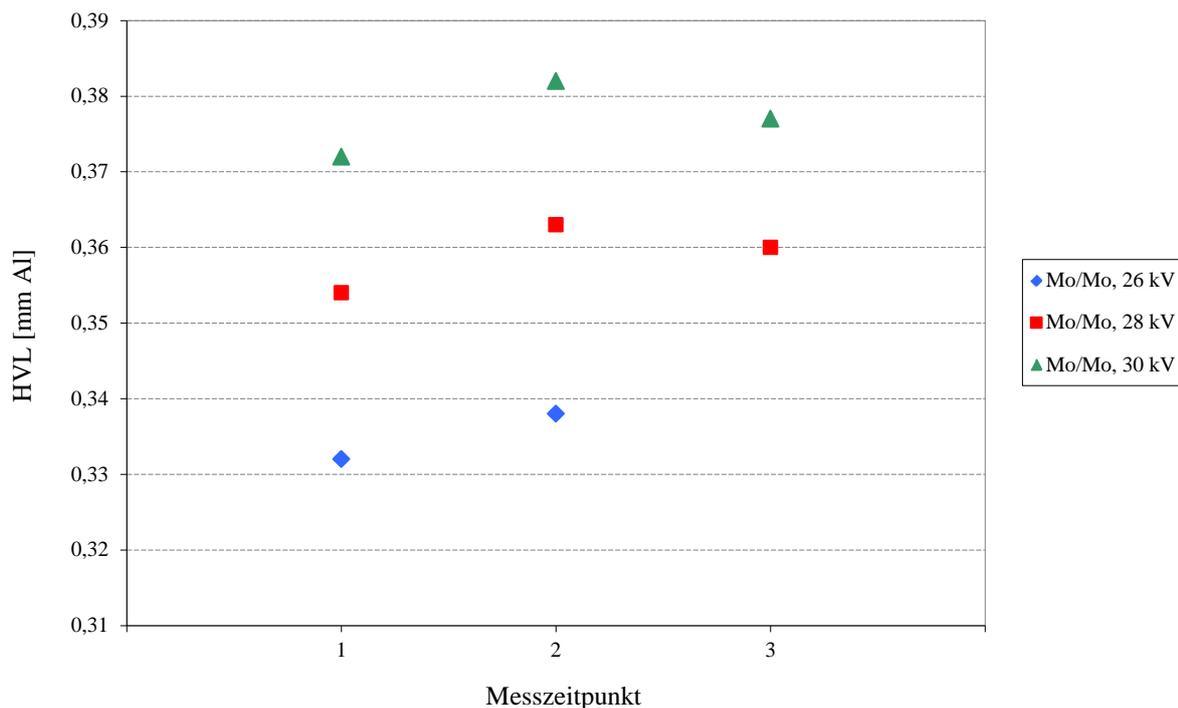
**Abbildung 62:** Chronologische Darstellung der HVL (Mammomat 3000) für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo bei 26, 28 und 30 kV Röhrenspannung

Das Mammographiesystem Novation DR zeigt innerhalb des Messzeitraumes keine eindeutige Zunahme der gemessenen HVL-Werte für die A/F-Kombination Mo/Mo, wie aus

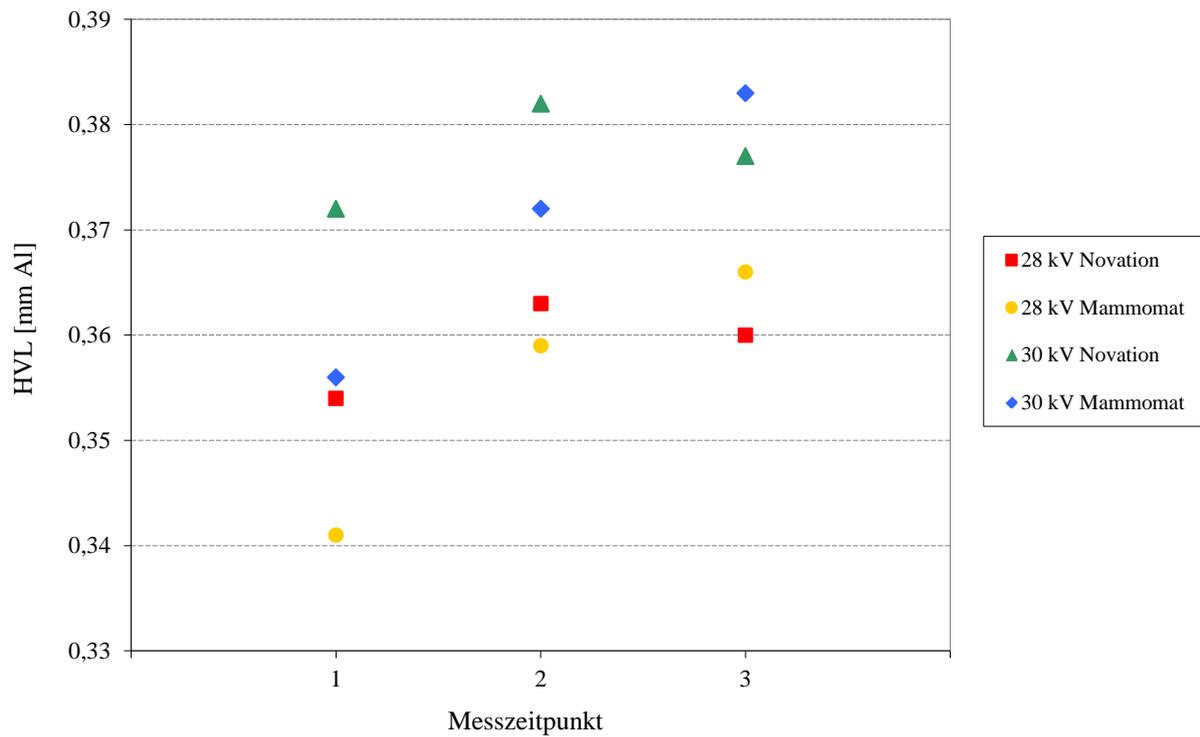
Abbildung 63 ersichtlich ist. Die HVL-Werte steigen in einem geringen Ausmaß zwischen Messzeitpunkt 1 und Messzeitpunkt 2, sinken jedoch von Messzeitpunkt 2 zu Messzeitpunkt 3 wieder. Wenn man jedoch nur die Messzeiträume 1 und 3 betrachtet, ist auch bei dieser Mammographieeinheit eine geringe Zunahme der HVL-Werte erkennbar.

Im Allgemeinen sind die Halbwertschichtdicken, die am Mammographiesystem Mammomat 3000 ermittelt wurden, kleiner als jene des Novation DR. Abbildung 64 zeigt die Halbwertschichtdicken für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo für 28 KV und 30 kV für beide Mammographiesysteme.

Die Messbedingungen zur Bestimmung der HVL waren zum Messzeitpunkt 1 und 3 für das jeweilige Mammographiesystem gleich (Tabelle 9). Wenn nur diese HVL-Werte verglichen werden, zeigt sich im Messzeitraum von einem Jahr eine Zunahme der HVL mit einem Mittelwert von 10,3 % (Tabelle 20).



**Abbildung 63:** Chronologische Darstellung der HVL (Novation DR) für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo bei 26, 28 und 30 kV Röhrensorgung



**Abbildung 64:** Chronologische Darstellung der HVL für beide Mammographiesysteme für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo bei 26, 28 und 30 kV Röhrensorgung

Einheit	A/F	U [kV]	$\Delta$ HVL [%]
Mammomat 3000	Mo/Mo	28	7,4
Mammomat 3000	Mo/Mo	30	7,6
Novation DR	Mo/Mo	28	13,7
Novation DR	Mo/Mo	30	12,7

**Tabelle 20:** Differenz der HVL-Werte von Messzeitpunkt 1 zu Messzeitpunkt 3 für die A/F-Kombination Mo/Mo, bezogen auf den zum Messzeitpunkt 1 erhobenen HVL-Wert.

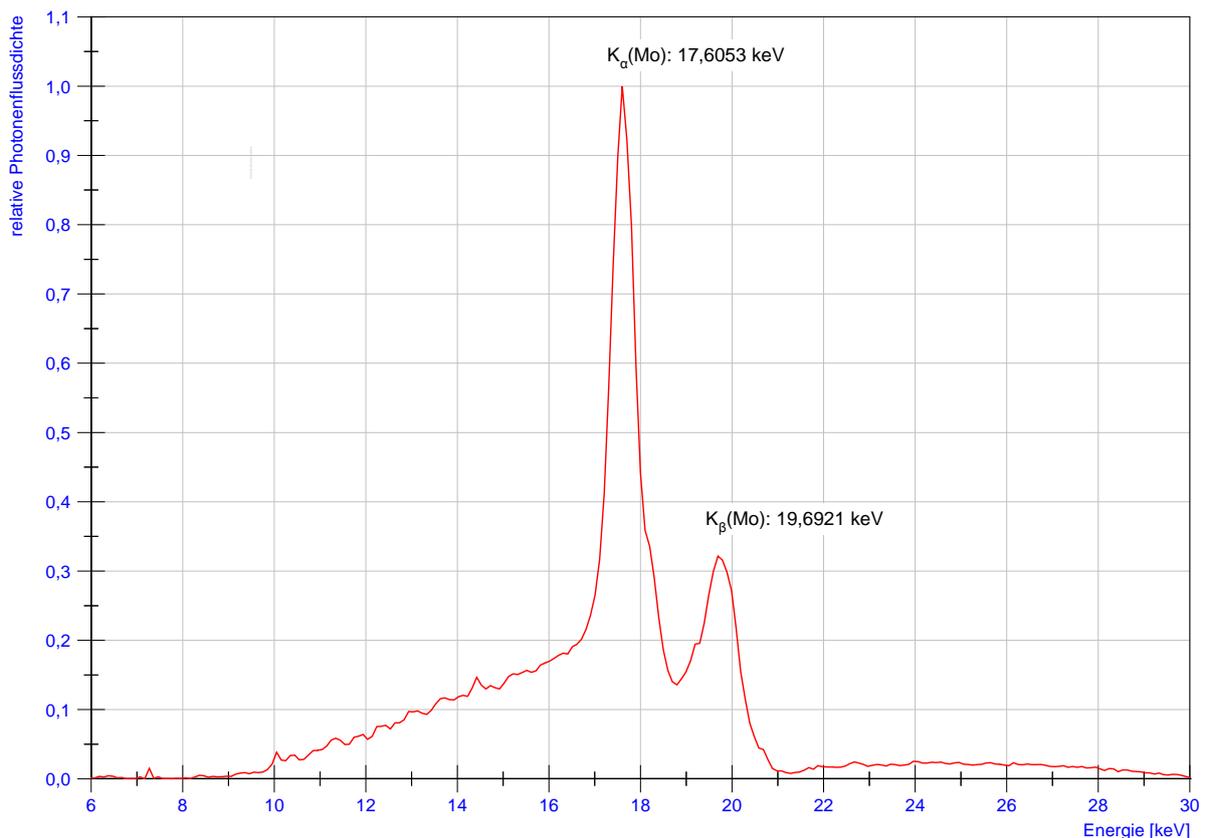
## 3.2 Ergebnisse Compton-Spektroskopie

### 3.2.1 Spektren der verschiedenen Anoden/Filter-Kombinationen

Die abgebildeten Spektren wurden relativ ohne Dekonvolution rekonstruiert. Im Anhang A.1 sind alle gemessenen Spektren dargestellt.

#### 3.2.1.1 Mo/Mo-Spektrum

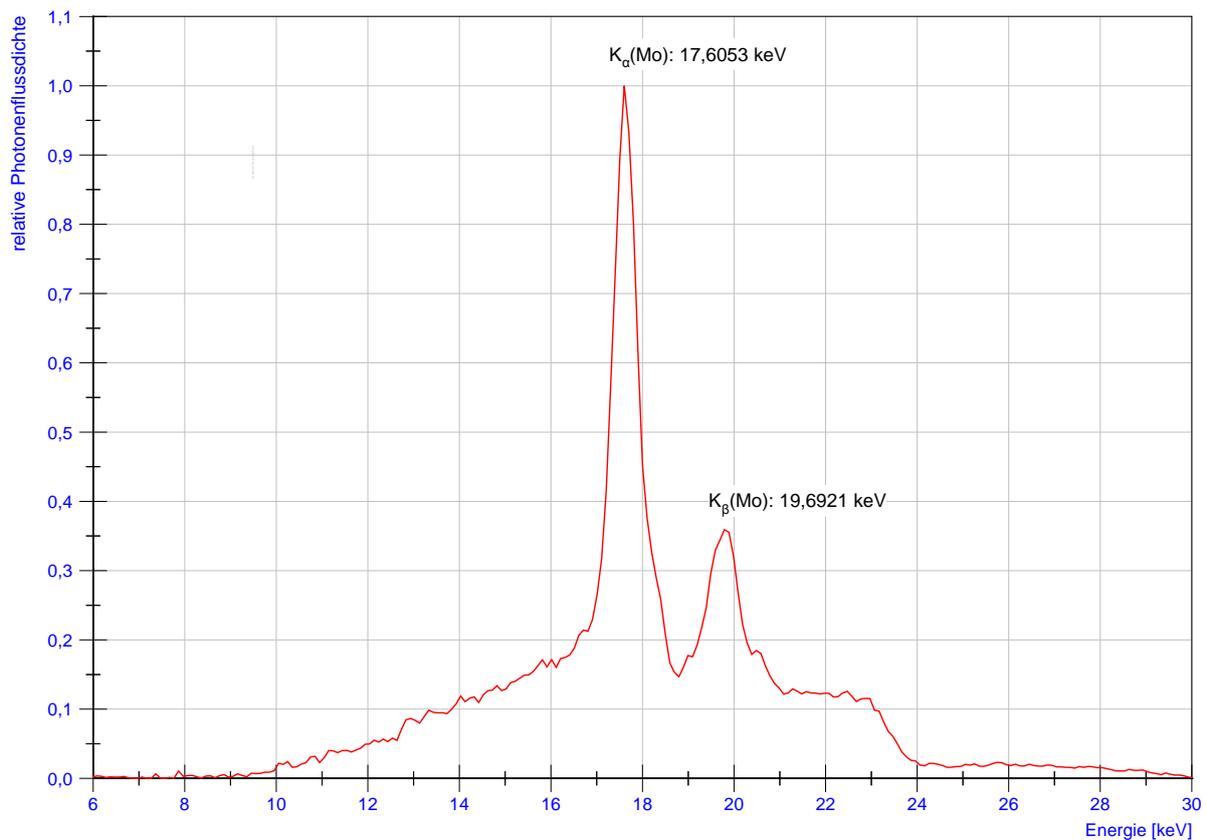
Abbildung 65 zeigt das Röntgenspektrum einer Molybdän-Anode mit Molybdän-Filterung, aufgenommen bei einer Röhrenspannung von 30 kV und einem Strom-Zeit-Produkt von 100 mAs. Molybdän besitzt zwei charakteristische Röntgenenergien, die  $K_{\alpha}$ -Strahlung bei 17,4 keV und die  $K_{\beta}$ -Strahlung bei 19,6 keV. Die K-Kante von Molybdän liegt bei 20 keV. Die charakteristischen Peaks von Molybdän im abgebildeten Spektrum zeigen ein Amplitudenmaximum bei 16,6053 keV ( $K_{\alpha}$ ) bzw. 19,6921 keV ( $K_{\beta}$ ).



**Abbildung 65:** Röntgenspektrum einer Mo-Anode mit Mo-Filterung aufgenommen bei einer Röntgenröhrenspannung von 30 kV am Röntgengerät Siemens Mammomat Novation DR am 29.03.2008, ohne Dekonvolution rekonstruiert. Abstands- und amplitudennormiertes Spektrum.

### 3.2.1.2 Mo/Rh-Spektrum

Das Röntgenspektrum einer Molybdän-Anode mit Rhodium-Filterung aufgenommen bei einer Röhrenspannung von 30 kV und einem Strom-Zeit-Produkt von 100 mAs ist in Abbildung 66 dargestellt. Das Mo/Rh-Spektrum besitzt ebenfalls die charakteristischen  $K_{\alpha}$ - und  $K_{\beta}$ -Energien des Molybdäns, diese liegen im abgebildeten Spektrum wie beim zuvor gezeigten Mo/Mo-Spektrum bei 16,6053 keV ( $K_{\alpha}$ ) bzw. 19,6921 keV ( $K_{\beta}$ ). Die K-Kante von Rhodium liegt bei 23,23 keV.

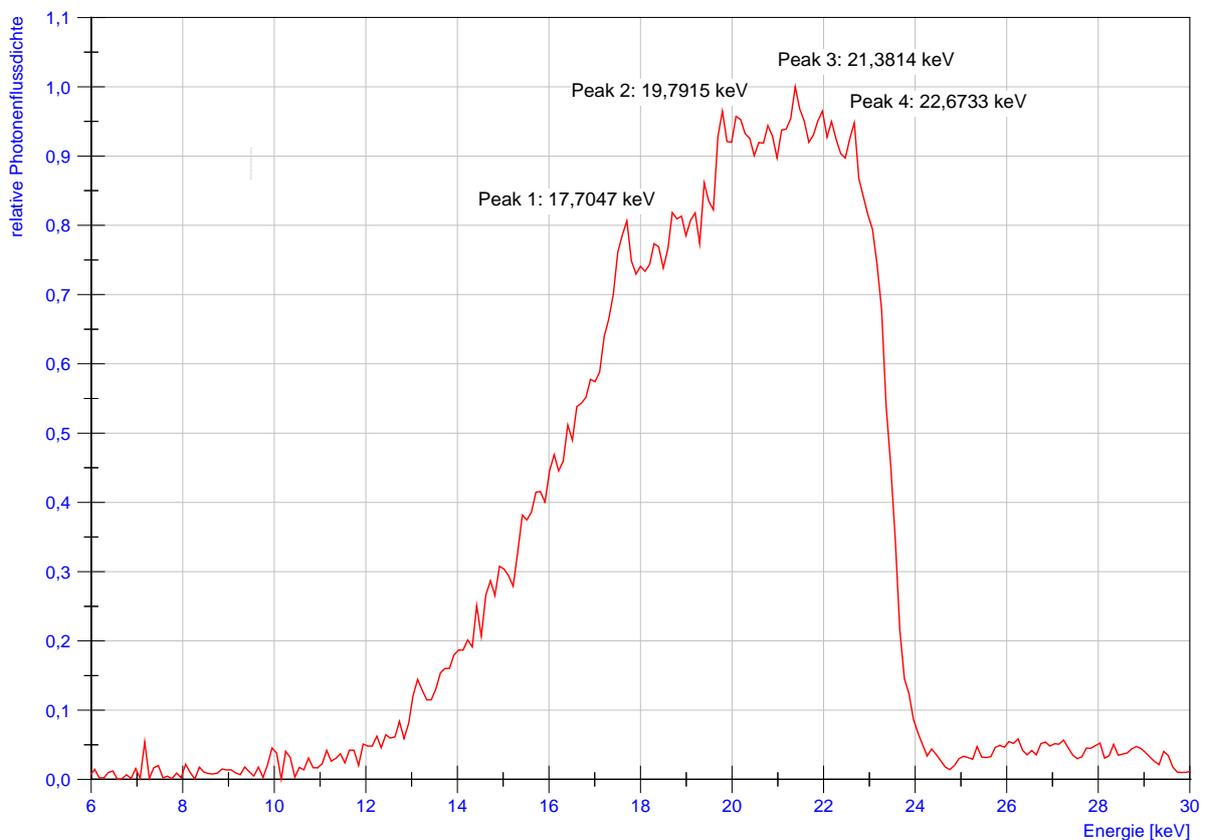


**Abbildung 66:** Röntgenspektrum einer Mo-Anode mit Rh-Filterung aufgenommen bei einer Röntgenröhrenspannung von 30 kV am Röntgengerät Siemens Mammomat Novation DR am 29.03.2008, ohne Dekonvolution rekonstruiert. Abstands- und amplitudennormiertes Spektrum.

### 3.2.1.3 W/Rh-Spektrum

In Abbildung 67 ist das Röntgenspektrum einer Wolfram-Anode mit einer Rhodium-Filterung, aufgenommen bei einer Röhrenspannung von 30 kV und einem Strom-Zeit-Produkt von 100 mAs, abgebildet. Wolfram besitzt im für die Röntgenmammographie verwendeten Energiebereich unter 35 keV eine Bremsstrahlungsverteilung ohne charakteristische Linien. Die K-Kante des Rhodiumfilters liegt bei 23,23 keV.

Das abgebildete Spektrum scheint jedoch zusätzlich charakteristische Röntgenlinien bei 17,4 keV, 19,8 keV, 21,4 keV und 22,7 keV zu besitzen.



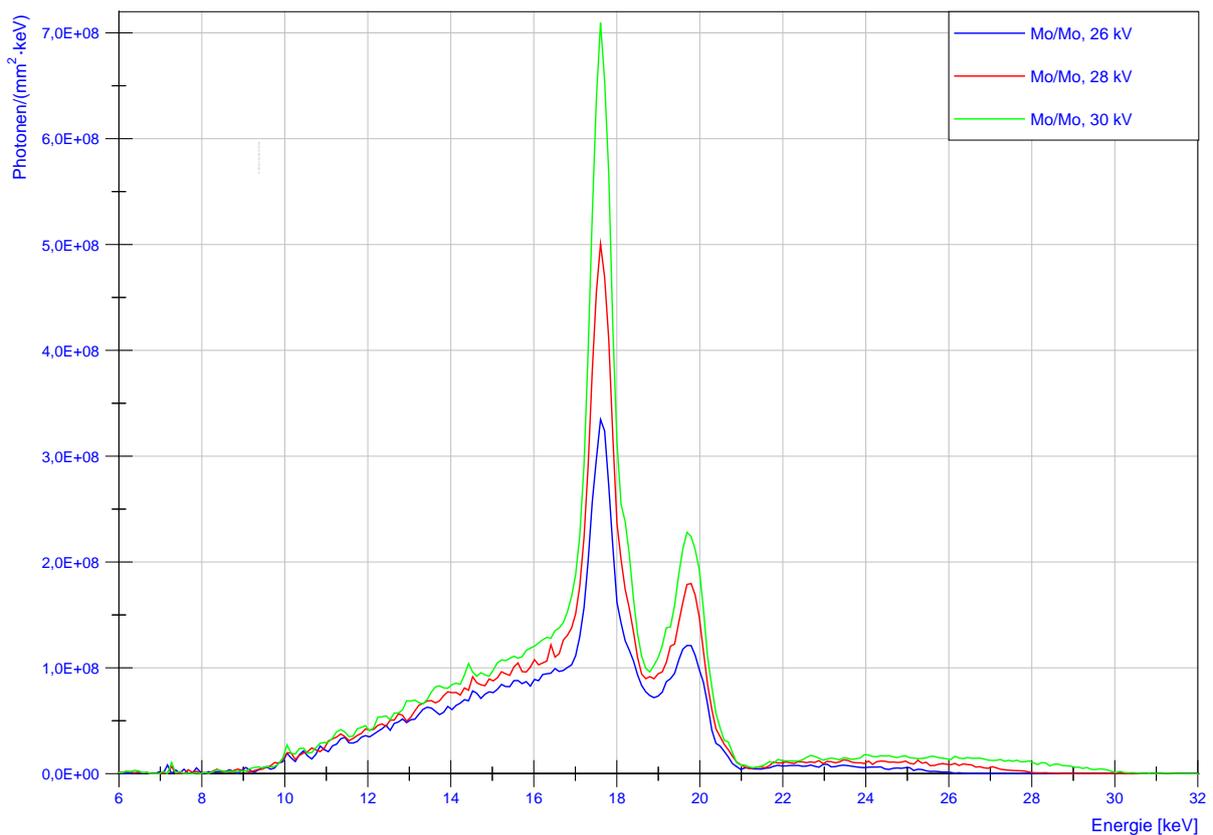
**Abbildung 67:** Röntgenspektrum einer W-Anode mit Rh-Filterung aufgenommen bei einer Röntgenröhrenspannung von 30 kV am Röntgengerät Siemens Mammomat Novation DR am 29.03.2008, ohne Dekonvolution rekonstruiert. Abstands- und Amplituden-normiertes Spektrum.

### 3.2.2 Vergleich von Mo/Mo-Spektren bei verschiedenen kV-Einstellungen

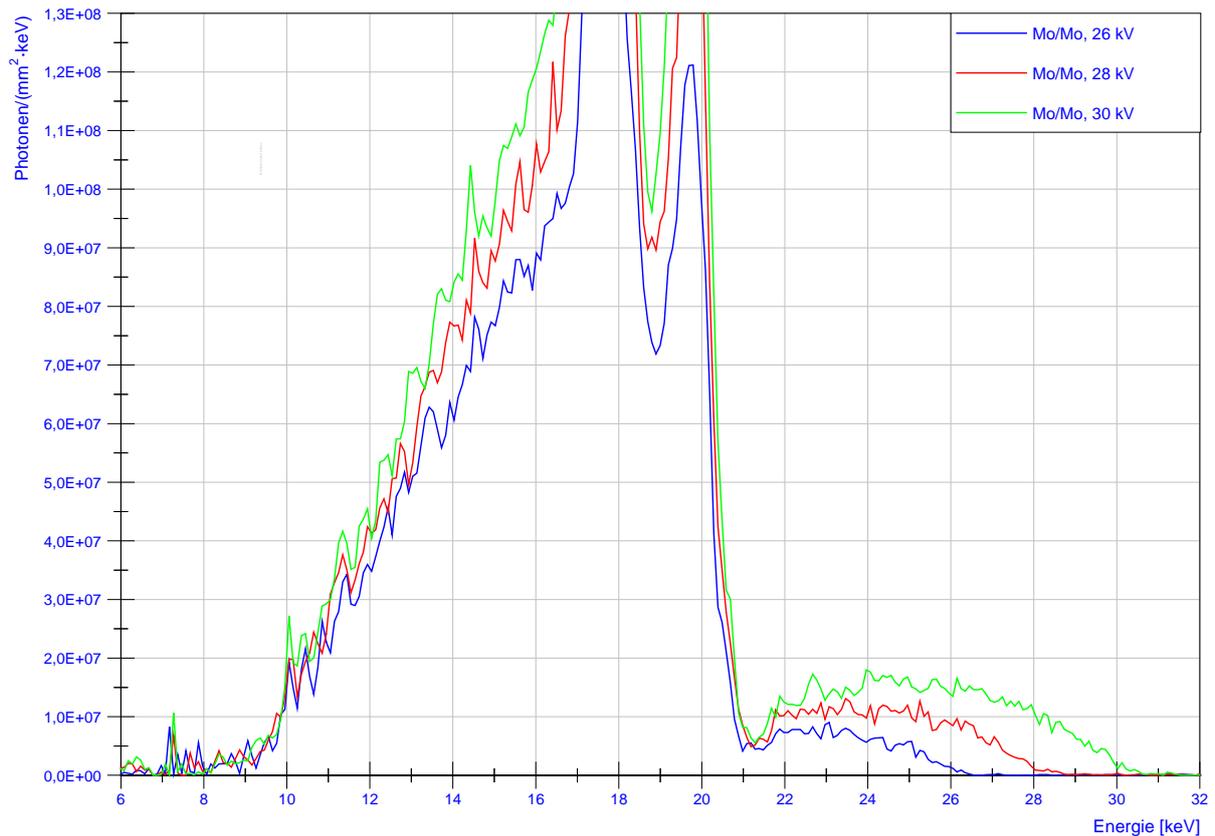
Das hochenergetische Ende des Spektrums wird durch die an die Röntgenröhre angelegte Röntgenröhrenspannung (kV) bestimmt, da diese die kinetische Energie der Elektronen festlegt, die die Anode erreichen. Die maximale Photonenenergie ist daher numerisch äquivalent der an die Röhre angelegten maximalen Spannung.

Abbildung 68 zeigt Mo/Mo-Spektren bei verschiedenen kV-Einstellungen (26 kV, 28 kV und 30 kV). Der y-Achsenbereich von 0 bis  $1,6 \cdot 10^8$  Photonen/(mm<sup>2</sup>·keV) wurde in Abbildung 69 dargestellt, um die Unterschiede zwischen den drei Spektren besser erkennbar zu machen.

Es zeigt sich, dass die Amplitude der charakteristischen Peaks von Molybdän mit höheren Werten der Röhrenspannung steigt. Das hochenergetische Ende der Spektren verschiebt sich je nach kV-Einstellung in Richtung höherer Energiewerte. Auch die Fläche unter dem Spektrum scheint mit höheren kV-Werten zuzunehmen.



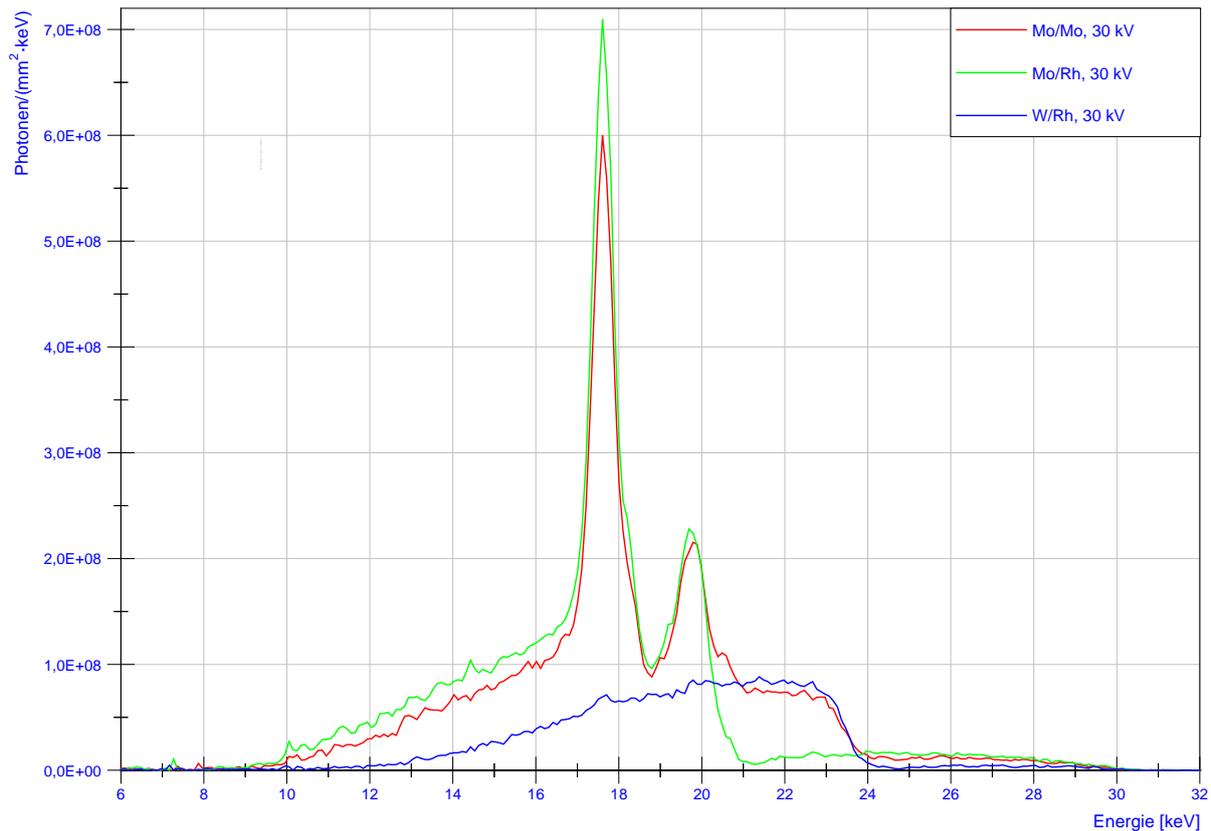
**Abbildung 68:** Relative Photonenverteilungen bei unterschiedlichen kV-Einstellungen aufgenommen bei gleichen Messbedingungen am 29.03.2008 am Mammographiesystem Novation DR mit der Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo und Röntgenröhrenspannungen von 26 kV, 28 kV und 30 kV



**Abbildung 69:** Vergrößerung des y-Achsen-Bereichs von Abbildung 15 von 0 bis  $1,3 \cdot 10^8$  Photonen/(mm<sup>2</sup>·keV)

### 3.2.3 Vergleich der Anoden/Filter-Kombinationen

In Abbildung 70 sind ein Mo/Mo-, ein Mo/Rh- und ein W/Rh-Photonenspektrum dargestellt. Alle drei Photonenvverteilungen wurden bei einer Röhrenspannung von 30 kV und einem Strom-Zeit-Produkt von 100 mAs aufgenommen. Die Abbildung zeigt, dass die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo höhere Peak-Amplituden als Mo/Rh besitzt. Mo/Mo besitzt außerdem den größten Anteil an niederenergetischer Strahlung im Bereich bis 17 keV. Der Anteil der höher-energetischen Strahlung über 21 keV ist bei den A/F-Kombinationen Mo/Rh und W/Rh höher als bei Mo/Mo. Bei genauerer Betrachtung der Peak-Lage fällt auf, dass das W/Rh- Spektrum ebenso wie das Mo/Mo- und das Mo/Rh-Spektrum scheinbar charakteristische Peaks im Energiebereich zwischen 17 keV und 18 keV bzw. 19 keV und 20 keV aufweist. Dies könnte darauf hinweisen, dass es sich hierbei um charakteristische Peaks von Molybdän im Wolfram-Spektrum handelt.



**Abbildung 70:** Relative Photonenverteilungen bei verschiedenen A/F-Kombinationen aufgenommen bei gleichen Messbedingungen am 29.3.2008 mit den A/F-Kombinationen Mo/Mo, Mo/Rh und W/Rh am Mammographiesystem Novation DR, ohne Dekonvolution rekonstruiert. Die A/F-Kombination W/Rh zeigt wie Mo/Mo und Mo/Rh Peaks im Energiebereich von 17-18 keV sowie 19-20 keV.

### 3.2.4 Energielage der charakteristischen Peaks von Molybdän

Die Lage der charakteristischen Peaks von Molybdän wurde im Tabellenkalkulationsprogramm Excel<sup>TM</sup> 2010 bestimmt. Dazu wurden die Amplitudenmaxima mittels Funktion „MAX“ gesucht und die dazugehörigen Energien notiert. Die Funktion MAX gibt den größten Wert innerhalb einer Argumentenliste zurück. Die so erhaltenen Energiewerte wurden anschließend mit dem Softwarepaket DIAdem<sup>TM</sup> graphisch überprüft. In Tabelle 21 sind die Werte für die mit der A/F-Kombination Mo/Mo bei 28 kV aufgezeichneten Spektren und Werte aus der Literatur angegeben.[4] Aufgrund der endlichen Kanalbreite sind die Energien der charakteristischen Peaks in einem Bereich von  $\pm$  Kanalbreite angegeben.

Die Energielage der charakteristischen Peaks von Mo/Mo mit anderen kV-Einstellungen sowie von Mo/Rh befindet sich im Anhang A.2.

Einheit	Datum	Peak $K_{\alpha}$		Peak $K_{\beta}$	
		[keV]	Literatur	[keV]	Literatur
Mammomat 3000	06.06.2007	$17,5395 \pm 0,1627$	17,4793	$19,6695 \pm 0,1627$	19,6083
Mammomat 3000	23.03.2008	$17,6053 \pm 0,0994$	17,4793	$19,6921 \pm 0,0994$	19,6083
Mammomat 3000	24.07.2008	$17,5417 \pm 0,0992$	17,4793	$19,7239 \pm 0,0992$	19,6083
Novation DR	27.01.2008	$17,5229 \pm 0,1177$	17,4793	$19,6414 \pm 0,1177$	19,6083
Novation DR	29.03.2008	$17,6053 \pm 0,0994$	17,4793	$19,7915 \pm 0,0994$	19,6083
Novation DR	24.07.2008	$17,5417 \pm 0,0992$	17,4793	$19,7239 \pm 0,0992$	19,6083

**Tabelle 21:** Energielage der charakteristischen Peaks von Mo/Mo 28 kV, relativ ohne Dekonvolution rekonstruierte Spektren

### 3.2.5 Amplitude der charakteristischen Peaks von Molybdän bei 28 kV

In Tabelle 22 sind die Amplitudenmaxima der charakteristischen Peaks von Molybdän für Mo/Mo-Spektren angegeben, die bei einer Röhrenspannung von 28 kV und einem Strom-Zeit-Produkt von 100 mAs an den Mammographiesystemen Mammomat 3000 und Novation DR aufgenommen wurden. Die Amplitudenmaxima der relativ, ohne Dekonvolution rekonstruierten und auf 100 cm Abstand-normierten Mo/Mo-Spektren wurden im Tabellen-Kalkulationsprogramm Microsoft Excel<sup>TM</sup> 2010 mittels Funktion „MAX“ bestimmt. Tabelle 22 zeigt weiters das Verhältnis von Peak  $K_{\alpha}$  zu Peak  $K_{\beta}$ .

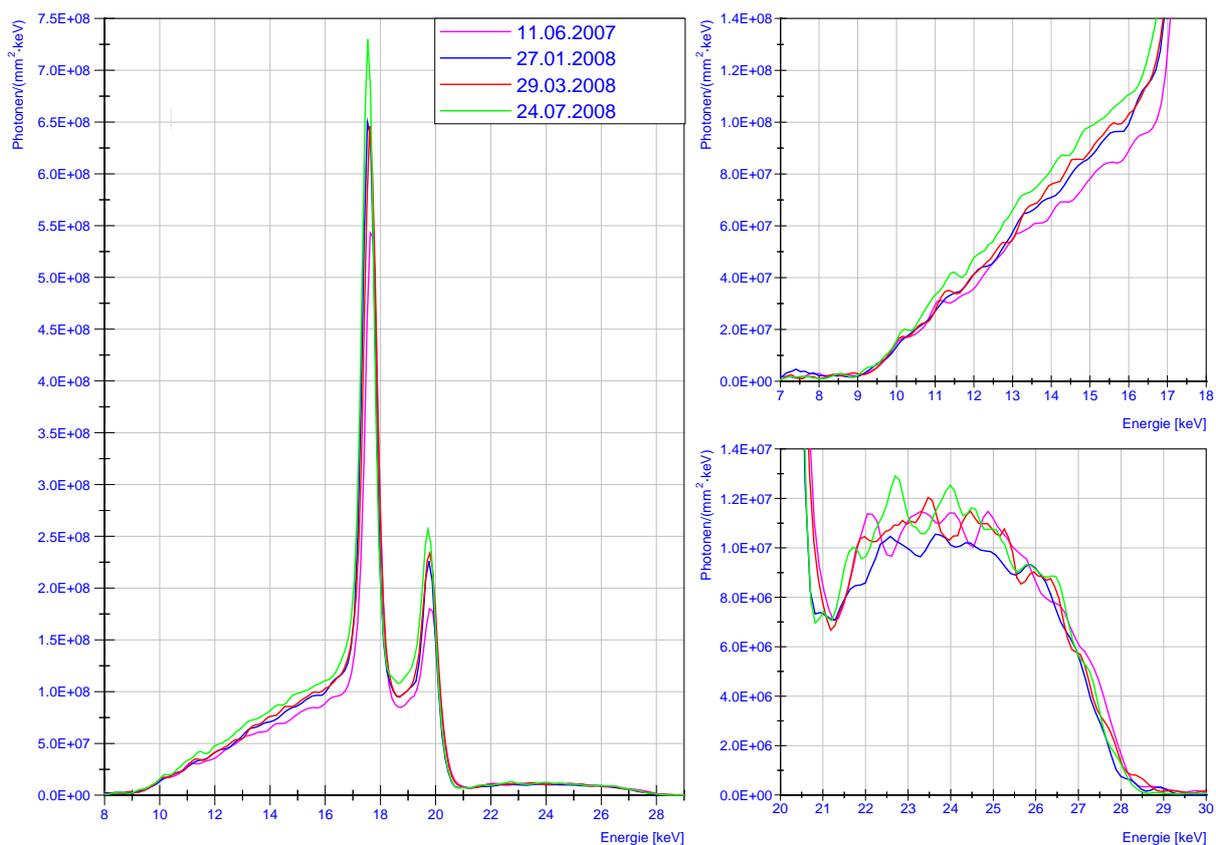
Mammographiesystem	Datum	Peak $K_{\alpha}$	Peak $K_{\beta}$	Peak $K_{\alpha}$ / Peak $K_{\beta}$
Mammomat 3000	06.06.2007	453,420	159,578	2,84
Mammomat 3000	23.03.2008	521,934	177,555	2,94
Mammomat 3000	24.07.2008	548,088	187,610	2,92
Novation DR	27.01.2008	504,718	276,163	2,87
Novation DR	29.03.2008	500,527	279,671	2,79
Novation DR	24.07.2008	551,454	189,273	2,91

**Tabelle 22:** Amplitudenmaxima der charakteristischen Peaks von Molybdän von Mo/Mo-Spektren, die bei 28 kV und 100 mA·s aufgenommen worden sind. Einheit der Amplitudenmaxima:  $10^6$  Photonen/(mm<sup>2</sup>·keV)

Tabelle 22 zeigt, dass die Amplituden der charakteristischen Peaks für die Mammographieeinheit Mammomat 3000 vom ersten bis zum letzten Messtermin innerhalb eines Jahres zunehmen. Diese Tendenz weisen auch die Amplituden für das Mammographie-System Novation DR auf, wobei hier die Amplituden zwischen erstem und zweitem Messtermin nahezu gleich sind und es erst zwischen zweitem und drittem Messtermin zu einer Amplitudenzunahme kommt. Das Verhältnis von Peak  $K_{\alpha}$  zu Peak  $K_{\beta}$  ist für beide Mammographieeinheiten für die drei Messtermine annähernd konstant. Die Tabellen mit den Amplituden der charakteristischen Peaks von Mo/Mo mit anderen kV-Einstellungen sowie von Mo/Rh befinden sich im Anhang A.2.

### 3.2.6 Veränderung des Röntgenspektrums mit der Zeit

Abbildung 71 zeigt vier Molybdän-/Molybdän-Spektren, die am System Novation DR mit der Röntgenröhrenspannung von 28 kV zu vier verschiedenen Zeitpunkten aufgenommen wurden.



**Abbildung 71:** Veränderung des Röntgenspektrums mit der Zeit  
Chronologischer Vergleich der geglätteten relativen Photonenverteilungen, die am Mammographiesystem Novation DR mit der Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo bei 28 kV und 100 m·As am 12.6.2007, 27.1.2008, 29.3.2008 und 24.7.2008.

### 3.2.7 Flächen des Röntgenspektrums

In Tabelle 23 und Tabelle 24 sind die mit MATLAB<sup>TM</sup> berechneten Gesamt- und Teilflächen der Spektren für jene Anoden/Filter-Kombinationen und Röhrenspannungen angegeben, die innerhalb des Messzeitraumes mindestens drei Mal aufgenommen wurden.

Die tabellarisierten Gesamt- und Teilflächen aller Spektren können dem Anhang (Tabelle 38 und Tabelle 39) entnommen werden.

Datum	A/F	U	A <sub>gesamt</sub>	A <sub>K<math>\alpha</math></sub>	A <sub>K<math>\beta</math></sub>	A <sub>B</sub>	A <sub>B_links</sub>	A <sub>B_rechts</sub>
		[kV]	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$
06.06.2007	Mo/Mo	28	1177,922	279,299	68,068	830,555	446,209	81,476
23.03.2008	Mo/Mo	28	1224,413	303,024	82,629	838,760	465,813	81,636
24.07.2008	Mo/Mo	28	1299,960	317,531	82,318	900,112	490,543	86,961
06.06.2007	Mo/Mo	30	1516,906	416,774	104,101	996,032	500,047	135,095
23.03.2008	Mo/Mo	30	1535,585	426,758	103,962	1004,864	511,692	134,034
24.07.2008	Mo/Mo	30	1603,834	448,461	105,599	1049,774	533,717	139,355

**Tabelle 23:** Mit MATLAB berechnete Flächen (Mammomat 3000)

Einheit: Photonen/mm<sup>2</sup>

A<sub>K $\alpha$</sub> : Fläche des Peak K $\alpha$ , A<sub>K $\beta$</sub> : Fläche des Peak K $\beta$ , A<sub>B</sub>: Fläche Bremsspektrum,

A<sub>B\_links</sub>: Anteil der Fläche des Bremsspektrums von 0 keV bis zum Beginn des Peak K $\alpha$ ,

A<sub>B\_K\_rechts</sub>: Anteil der Fläche des Bremsspektrums vom Ende des Peak K $\beta$  bis 50 keV

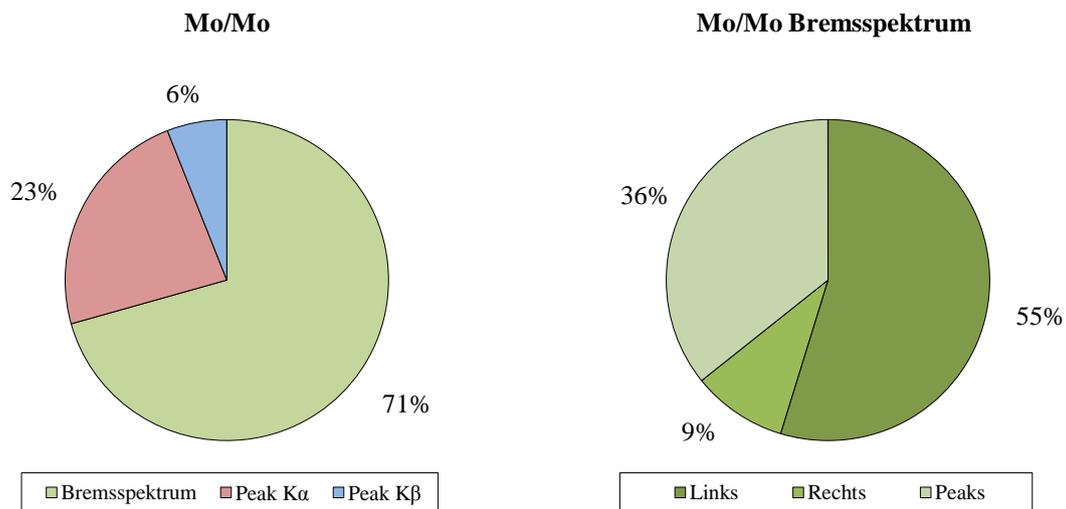
Datum	A/F	U	A <sub>gesamt</sub>	A <sub>K<math>\alpha</math></sub>	A <sub>K<math>\beta</math></sub>	A <sub>B</sub>	A <sub>B_links</sub>	A <sub>B_rechts</sub>
		[kV]	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$
11.06.2007	Mo/Mo	28	1114,342	243,108	59,643	811,592	437,342	87,400
27.01.2008	Mo/Mo	28	1161,350	271,887	69,512	819,952	448,780	77,937
29.03.2008	Mo/Mo	28	1202,861	280,075	72,350	850,437	459,786	82,757
24.07.2008	Mo/Mo	28	1294,189	299,432	73,462	921,295	498,565	89,466
27.01.2008	Mo/Rh	28	1125,351	234,822	96,025	794,505	340,647	178,871
29.03.2008	Mo/Rh	28	1175,215	236,690	78,659	859,867	363,269	200,996
25.07.2008	Mo/Rh	28	1195,998	245,867	89,767	860,364	363,269	201,298

**Tabelle 24:** Mit MATLAB berechnete Flächen (Novation DR)

Einheit: Photonen/mm<sup>2</sup>

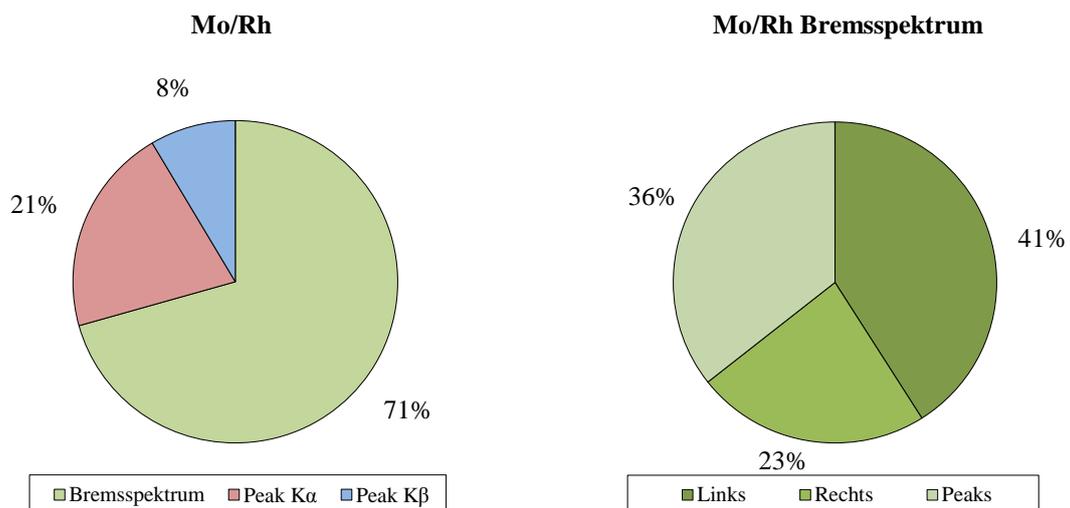
### 3.2.7.1 Anteil der Teilflächen an der Gesamtfläche

In Abbildung 72 und Abbildung 73 sind die prozentuellen Anteile der Teilflächen an der Gesamtfläche des Röntgenspektrums für die A/F-Kombinationen Mo/Mo und Mo/Rh dargestellt. Beide Spektren wurde am 27.01.2008 bei 28 kV und 100 mA-s am Mammographiesystem Novation DR aufgenommen.



**Abbildung 72:** Anteile der Teilflächen an der Gesamtfläche für Mo/Mo

Links: Anteile der Teilflächen der charakteristischen Peaks und des Bremsspektrums an der Gesamtfläche  
 Rechts: Anteile der niederenergetischen und höherenergetischen Anteile des Bremsspektrums sowie des Bremsspektrums unter den charakteristischen Peaks am gesamten Bremsspektrum.



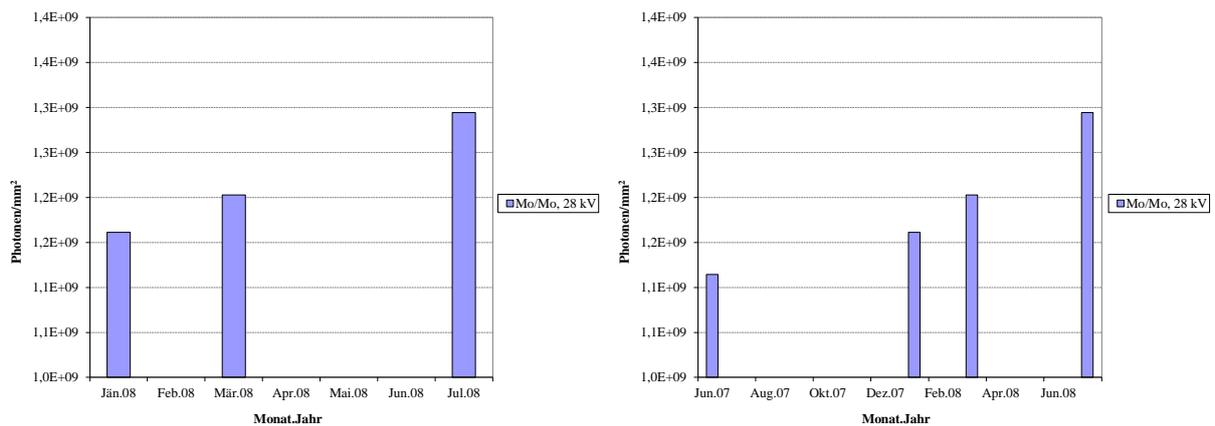
**Abbildung 73:** Anteile der Teilflächen an der Gesamtfläche für Mo/Rh

Den größten Anteil an der Gesamtfläche mit jeweils 71 % weist das Bremsspektrum auf. Die Anteile der charakteristischen Peaks an der Gesamtfläche unterscheiden sich für die beiden Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo und Mo/Rh. Während der Anteil der Fläche des  $K\alpha$ -

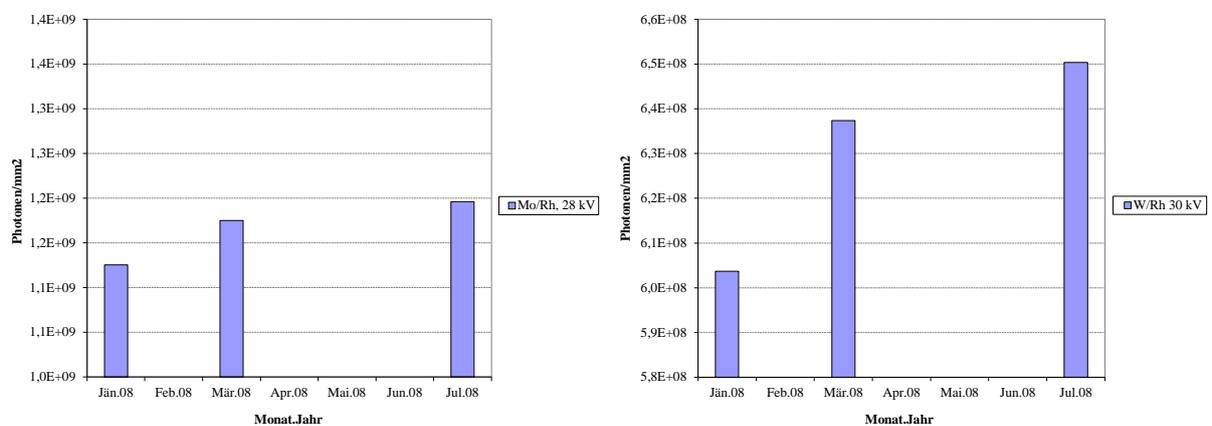
Peaks für Mo/Mo größer ist (23 % bzw. 21 %), ist der Anteil der Fläche des  $K_{\beta}$ -Peaks für Mo/Rh größer (8 % bzw. 6 %). Wenn man den Bremsspektrumsanteil in einen niederenergetischen Anteil bis zum Peak  $K_{\alpha}$ , einen Anteil unter den charakteristischen Peaks und einen höherenergetischen Anteil nach dem Peak  $K_{\beta}$  aufteilt, zeigen sich weitere Unterschiede zwischen den Anoden/Filter-Kombinationen Mo/Mo und Mo/Rh. Der höherenergetische Anteil am Bremsspektrum ist für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo deutlich höher (55 %) als für Mo/Rh (41 %). Die Anoden/Filter-Kombination Mo/Rh besitzt dagegen den größeren höherenergetischen Bremsspektrumsanteil (23 % vs. 9 % für Mo/Mo).

### 3.2.7.2 Veränderung der Gesamtfläche des Spektrums mit der Zeit

In Abbildung 74 sind die Gesamtflächen der A/F-Kombination Mo/Mo für 28 kV für die drei Messzeitpunkte dargestellt. Die Gesamtfläche steigt sowohl für das System Mammomat 3000 als auch Novation DR mit der Zeit. Wie Abbildung 75 zeigt, nimmt auch die Gesamtfläche der beiden anderen A/F-Kombinationen Mo/Rh und W/Rh zu.



**Abbildung 74:** Veränderung der Gesamtflächen des Mo/Mo-Spektrums bei 28 kV für die Systeme Mammomat 3000 (links) und Novation DR (rechts)



**Abbildung 75:** Veränderung der Gesamtflächen des Mo/Rh- und W/Rh-Spektrums bei 28 kV für das System Novation DR

Die Gesamtfläche steigt innerhalb des Messzeitraumes im Mittel um 11,9 %, wobei die Mammographieeinheit Novation DR bei der Anoden/Filter-Kombination Mo/Rh und 28 kV die größte Zunahme von 19,8 % zeigt (Tabelle 25). Die Gesamtfläche der Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo, aufgenommen am Mammographiesystem Mammomat 3000 bei 30 kV, weist mit 5,7 % die geringste Veränderung auf.

Einheit	A/F	U [kV]	$\Delta A$ [%]
Mammomat 3000	Mo/Mo	28	16,1
Mammomat 3000	Mo/Mo	30	5,7
Novation DR	Mo/Mo	28	10,4
Novation DR	Mo/Rh	28	19,8
Novation DR	W/Rh	30	7,7

**Tabelle 25:** Veränderung der Gesamtflächen  $\Delta A$  mit der Zeit

$\Delta A$  gibt die Differenz der Gesamtfläche des jeweils am ersten und letzten Messtermin gemessenen Spektrums, bezogen auf das zuletzt gemessene Spektrum, an

### 3.2.7.3 Veränderung der Teilflächen des Spektrums mit der Zeit

Wie aus Tabelle 26 ersichtlich ist, zeigen die Teilflächen in Bezug auf Veränderungen mit der Zeit keinen einheitlichen Trend in Richtung Zu- oder Abnahme. Während die Flächen des Bremsspektrums und des Peaks  $K_{\alpha}$  im Messzeitraum zunehmen, weisen die Flächen des Peaks  $K_{\beta}$  teilweise eine Zu- und Abnahme auf.

Einheit	A/F	U [kV]	$\Delta A_{K_{\alpha}}$	$\Delta A_{K_{\beta}}$	$\Delta A_B$
Mammomat 3000	Mo/Mo	28	13,69	20,93	8,37
Mammomat 3000	Mo/Mo	30	7,60	1,44	5,40
Novation DR	Mo/Mo	28	23,17	23,17	13,52
Novation DR	Mo/Rh	28	4,70	-6,52	8,29

**Tabelle 26:** Veränderung der Teilflächen mit der Zeit

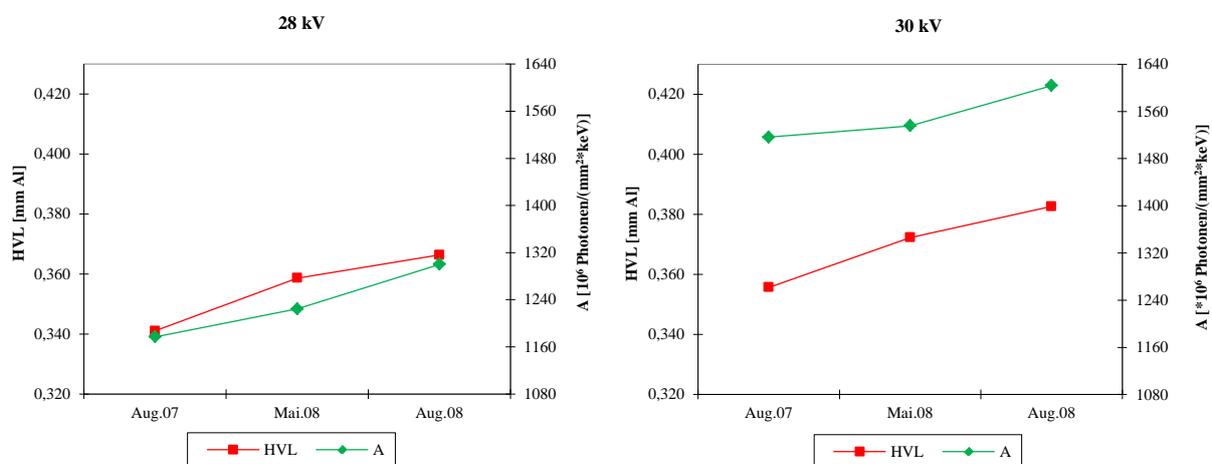
$\Delta A$  gibt die Differenz der mit MATLAB<sup>TM</sup> berechneten Teilflächen der charakteristischen Peaks  $K_{\alpha}$  und  $K_{\beta}$  sowie des Bremsspektrums B des jeweils am ersten und letzten Messtermin gemessenen Spektrums, bezogen auf das zuletzt gemessene Spektrum, in % an.

Im Anhang befinden sich Tabellen mit den Werten sowie den prozentuellen Anteilen der Teilflächen an der Gesamtfläche für alle bei den Anoden/Filter-Kombinationen Mo/Mo und

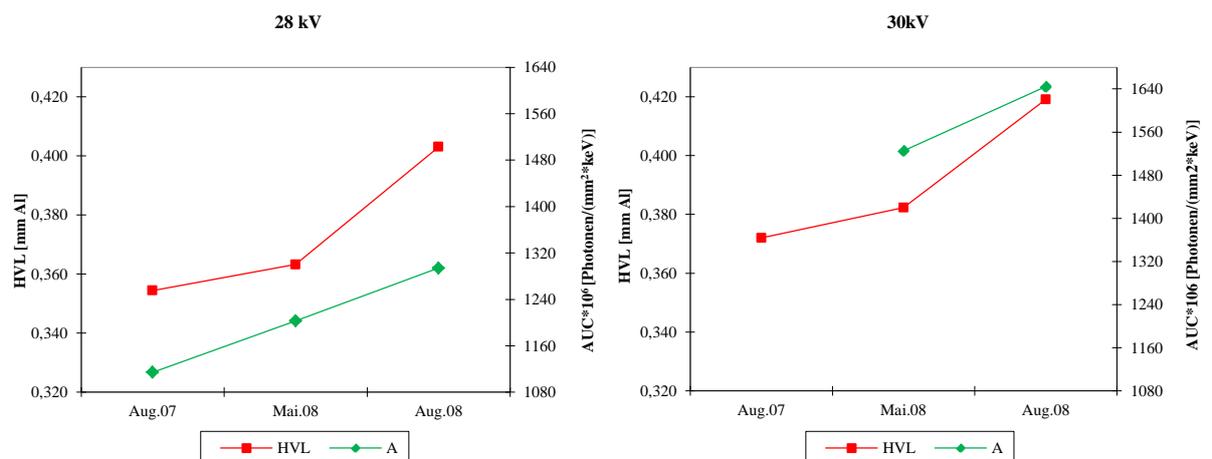
Mo/Rh aufgenommenen Spektren (Tabelle 38 und Tabelle 39 bzw. Tabelle 40 und Tabelle 41). Die Werte der Gesamtflächen der Anoden/Filter-Kombination W/Rh können in Tabelle 42 im Anhang nachgelesen werden.

### 3.2.8 Gesamtfläche des Spektrums vs. HVL

In Abbildung 76 und Abbildung 77 sind die ermittelten HVL-Werte gegen die Gesamtfläche für die A/F-Kombination Mo/Mo dargestellt. Aus diesen beiden Abbildungen ist zu erkennen, dass sowohl die HVL als auch die Gesamtfläche des Spektrums für die jeweilige Anoden/Filter-Kombination und die gewählte Röhrenspannung zunehmen.



**Abbildung 76:** HVL vs. Gesamtfläche A (Mo/Mo) für die A/F-Kombination Mo/Mo bei 28 kV (links) bzw. 30 kV (rechts) für das System Mammomat 3000



**Abbildung 77:** HVL vs. Gesamtfläche A (Mo/Rh bzw. W/Rh) für die A/F-Kombination Mo/Mo bei 28 kV (links) bzw. 30 kV (rechts) für das System Novation DR

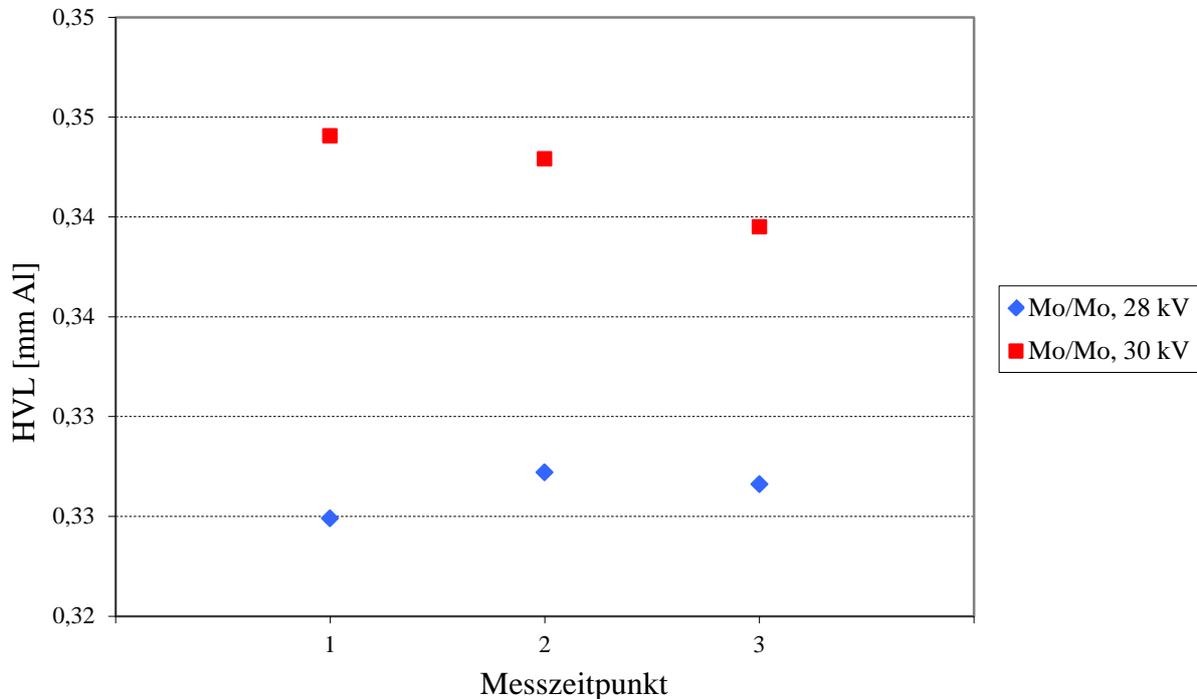
### 3.2.9 HVL aus spektralen Daten

In Tabelle 27 sind die aus den Spektren berechneten HVL-Werte angegeben. Während die HVL-Werte für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo keinen einheitlichen Trend zeigen, ist bei den Anoden/Filter-Kombinationen Mo/Rh und W/Rh eine Abnahme der HVL-Werte mit der Zeit zu erkennen. Im Mittel kommt es zu einer Abnahme der HVL von 1.4 % (-3.3% - 0.5%) zwischen erstem und letztem Messzeitpunkt. In Abbildung 86 sind die aus dem Spektrum ermittelten und die gemessenen HVL-Werte für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo bei 28 kV und 30 kV dargestellt. Die Werte der gemessenen HVL sind höher als jene, die aus dem Spektrum ermittelt wurden. Allerdings war das Strom-Zeit-Produkt bei den HVL-Messungen bei 63 mAs eingestellt, während die Spektren bei 100 mAs aufgenommen worden sind. Abgesehen von den Unterschieden in der Größenordnung der HVL-Werte ist aus Abbildung 86 und Abbildung 87 ersichtlich, dass die gemessenen HVL-Werte eine deutliche Zunahme mit der Zeit aufweisen, während die aus dem Spektrum ermittelten HVL-Werte fast unverändert bleiben bzw. sogar abnehmen.

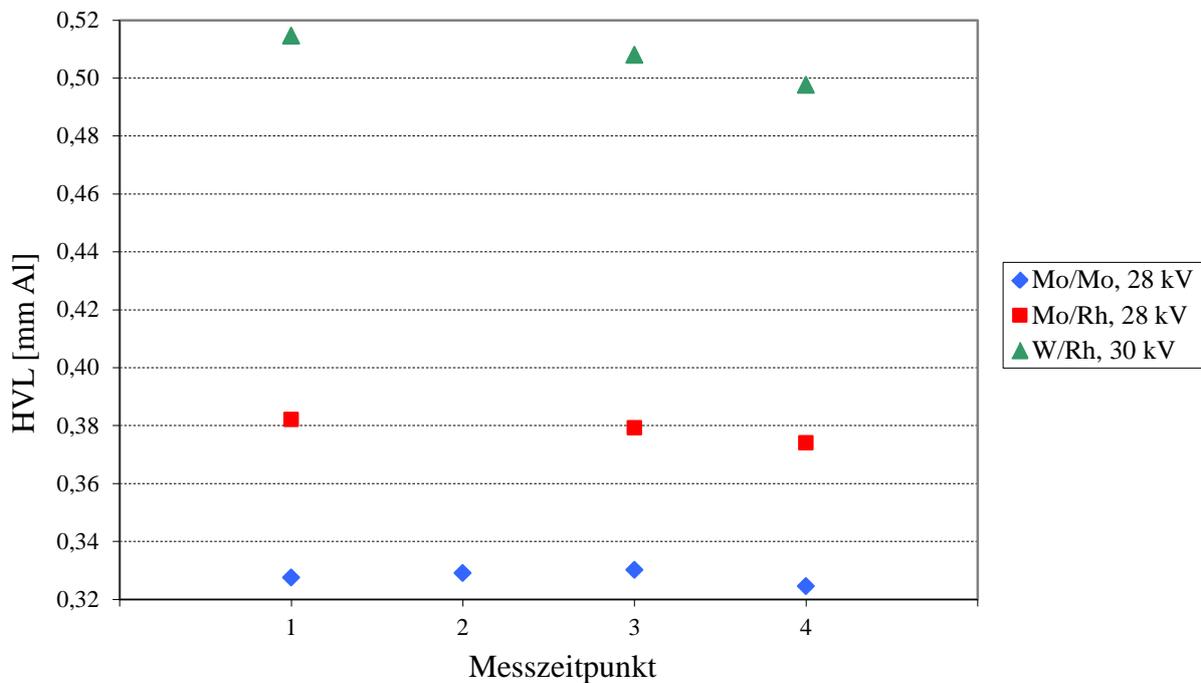
Einheit	Datum	A/F	U [kV]	HVL [mm Al]
Mammomat 3000	06.06.2007	Mo/Mo	28	0,325
	23.03.2008	Mo/Mo	28	0,327
	24.07.2008	Mo/Mo	28	0,327
Mammomat 3000	06.06.2007	Mo/Mo	30	0,344
	23.03.2008	Mo/Mo	30	0,343
	24.07.2008	Mo/Mo	30	0,340
Novation DR	11.06.2007	Mo/Mo	28	0,327
	27.01.2008	Mo/Mo	28	0,329
	29.03.2008	Mo/Mo	28	0,330
	24.07.2008	Mo/Mo	28	0,325
Novation DR	27.01.2008	Mo/Rh	28	0,382
	29.03.2008	Mo/Rh	28	0,379
	24.07.2008	Mo/Rh	28	0,374
Novation DR	27.01.2008	W/Rh	30	0,515
	29.03.2008	W/Rh	30	0,508
	24.07.2008	W/Rh	30	0,498

**Tabelle 27:** Aus Spektren berechnete HVL- Werte

Im Anhang sind die gemessenen und die aus dem Spektrum berechneten HVL-Werte angegeben (Tabelle 47). Weiters befindet sich im Anhang eine Tabelle mit HVL-Werten, die aus mit Dekonvolution rekonstruierten Spektren ermittelt wurden (Tabelle 49).



**Abbildung 78:** Chronologische Darstellung der berechneten HVL (Mammomat 3000) für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo bei 28 und 30 kV Röhrensprung



**Abbildung 79:** Chronologische Darstellung der berechneten HVL (Novation DR) für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo, Mo/Rh und W/Rh bei 28 bzw. 30 kV Röhrensprung

## 4 Diskussion

### 4.1 Diskussion der Aufgabenstellung

Der Alterungsprozess der Röntgenröhre hat einen Einfluss auf die Strahlenqualität des Röntgenstrahls und damit auf die Bildqualität. Insbesondere in der Mammographie können auch kleine Veränderungen der Strahlenqualität große Auswirkungen auf die Bildqualität haben. Die Strahlenqualität wird häufig vereinfacht durch die Halbwertschichtdicke beschrieben. Die Bestimmung der Halbwertschichtdicke wird daher auch in der Qualitätssicherung verwendet und ist ein Teil der geforderten Messungen im Rahmen der Konstanzprüfung von Röntgeneinrichtungen für die Mammographie.[93, 94]. Allerdings stellt die Halbwertschichtdicke allein oft keine adäquate Spezifikation des Röntgenstrahls dar, weil unterschiedliche Spektren gleiche HVL-Werte besitzen können.[83]

Die Röntgen-Spektroskopie gilt andererseits als ideale Methode zur Beurteilung der Strahlenqualität. Aus dem gemessenen Spektrum können außerdem die Halbwertschichtdicke und andere spektrale Eigenschaften berechnet werden.[8] Aus diesem Grund war es naheliegend, diese beiden Methoden zu vergleichen.

In der Literatur wurde der Einfluss der Alterung der Röntgenröhre in Form der Anodenrauigkeit auf die Intensität des Röntgenstrahls und die HVL mehrfach behandelt.[19, 43, 55, 57, 58] Allerdings haben diese Publikationen nur die Auswirkungen der Anodenrauigkeit auf Diagnostikröhren mit Anoden aus Wolfram bzw. einer Wolfram/Rhenium-Legierung bei für die konventionelle Radiologie üblichen Röhrenspannungen untersucht. Weiters wurden keine Messungen des Röntgenspektrums durchgeführt, sondern die Informationen zur Röhrenalterung aus HVL-Messungen bzw. Computersimulationen des Röntgenspektrums bestimmt. In dieser Arbeit sollte daher der Einfluss der Röhrenalterung auf die Halbwertschichtdicke und das Röntgenspektrum durch experimentelle Messungen der Halbwertschichtdicke und des Spektrums beurteilt werden. Um eine gewisse Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit der Literatur zu ermöglichen, wurden die Flächen unter den gemessenen Spektren bestimmt. Diese stellen ein Maß für die Intensität des Röntgenstrahls dar und wurden auch von den Autoren in der Literatur herangezogen.[19]

Für die Messungen in dieser Arbeit wurden zwei Mammographiesysteme untersucht, die zu Beginn der Datenerhebung unterschiedlich lange im Routinebetrieb waren. Während das digitale System Novation DR erst wenige Monate zuvor installiert worden war, wurde das System Mammomat 3000 bereits seit 11 Jahren eingesetzt. Dies ermöglicht den Vergleich

zwischen einer noch wenig belasteten und damit gering gealterten Röntgenröhre und einer Röhre gegen Ende ihrer Lebensspanne.

## **4.2 Diskussion der Methoden**

In diesem Kapitel werden Unsicherheiten, die mit den verwendeten Messmethoden einhergehen, diskutiert. Denn ohne Kenntnis der Unsicherheit ist es für den Anwender unmöglich zu wissen, welches Vertrauen er den Ergebnissen entgegenbringen kann.[75]

### **4.2.1 HVL-Bestimmung**

Die Messung der Halbwertschichtdicke erfolgte nicht nach den Messvorschriften der ÖNORM (Tabelle 9). In diesem Kapitel werden die damit verbundenen Unsicherheiten und die Auswirkungen auf die Messergebnisse diskutiert.

#### **4.2.1.1 Reinheit und Zusammensetzung der Aluminiumabsorber**

Die ÖNORM schreibt für die Messung der Halbwertschichtdicke die Verwendung von Aluminiumabsorbern mit einer Reinheit von mindestens 99,9 % vor. Die verwendeten Aluminiumplättchen wiesen jedoch nur eine Reinheit von mindestens 99,4 % auf. Die Zusammensetzung der restlichen 0,6 % der Plättchen war unbekannt. Die Mischung der unbekannt Elemente in den einzelnen Plättchen kann jedoch schwanken und daher können auch die linearen Schwächungskoeffizienten der Plättchen variieren. Dies führt zu einer Randomisierung in den Schwächungsmessungen, wobei zwei Messungen einer Schwächungskurve bei Verwendung von unterschiedlichen Plättchensets zu deutlich verschiedenen, aber gültigen Ergebnissen führen.[82] Wagner, Archer und Cerra (1990) haben HVL-Messungen mit der Aluminiumlegierung vom Typ 1100 (Reinheit  $\geq 99,0\%$ ) und hochreinem Aluminium an Mammographieanlagen durchgeführt, um den Effekt der Unreinheiten in der Aluminium-Legierung auf die HVL zu analysieren. Bei Verwendung von Aluminium vom Typ 1100 zeigte die HVL Schwankungen um bis zu 7 %, im Vergleich zu 1,4 % bei Verwendung des hochreinen Aluminiums. Die HVL-Werte, die mit hochreinen Aluminiumabsorbern bestimmt wurden, waren immer größer als jene, die mit der Aluminiumlegierung vom Typ 1100 gemessen wurden (3 %-10 %). Auch wenn die elementare Zusammensetzung der Aluminiumabsorber zu einer legitimen Schwankung der HVL führt, sollte die HVL mit hochreinem Aluminium bestimmt werden, um genaue und konsistente Ergebnisse von Prüfer zu Prüfer und Einrichtung zu Einrichtung zu gewährleisten.[82]

Da die verwendeten Al-Absorber eine höhere Reinheit ( $\geq 99,4\%$ ) als Aluminium vom Typ 1100 ( $\geq 99,0\%$ ) besaßen, sollte die Unsicherheit, die dadurch bedingt wird, kleiner als  $10\%$  sein.

#### **4.2.1.2 Dicke der Aluminiumplättchen**

Die Dicke der Aluminiumplättchen wurde für die durchgeführten Messungen nicht überprüft, sondern die Herstellerangaben herangezogen. Es wurden Aluminiumfolien mit  $0,1\text{ mm}$  und  $0,2\text{ mm}$  Dicke laut Angabe des Herstellers verwendet. Die HVL wird überschätzt, wenn die Aluminiumplättchendicke überschätzt wird. Unsicherheiten in der Messung der Dicke der Aluminiumplättchen führen zu systematischen Fehlern in der Messung der HVL.[82] In der Literatur wird beschrieben, dass die tatsächliche Dicke der Aluminiumfolien um bis zu  $5\%$  von den Herstellerangaben abweichen kann.[31, 82] Für die Messung der HVL wurden immer dieselben Aluminiumabsorber verwendet. Da immer dieselben Aluminiumplättchen verwendet wurden, sollte der durch die unbekannte Plättchendicke bedingte Fehler gering sein.

#### **4.2.1.3 Messgeometrie**

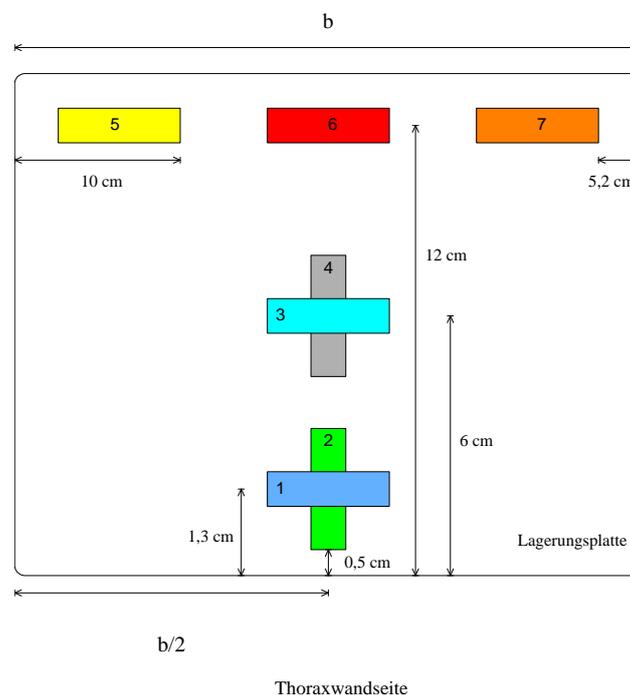
##### **4.2.1.3.1 Abstand Ionisationskammer-Lagerungsplatte**

An der Lagerungsplatte kommt es zu einer Rückstreuung der Röntgenstrahlung. Diese rückgestreuten Röntgenquanten tragen zur gemessenen Kerma bei, wenn die Messung mit einer Ionisationskammer erfolgt. Infolge des Abstandsquadratgesetzes ist der Anteil der Kerma durch Rückstreuung von der Lagerungsplatte zur Gesamtdosis umso größer, je kleiner der Abstand der Ionisationskammer von der Lagerungsplatte ist. In der ÖNORM wird ein Abstand von  $\geq 10\text{ cm}$  zwischen Ionisationskammer und Lagerungsplatte gefordert. Diese Detektor-Lagerungsplatte-Distanz betrug bei den Messungen für diese Arbeit  $6,5\text{ cm}$  bzw.  $10\text{ cm}$  (Tabelle 9). Obwohl die Norm nicht eingehalten wurde, sollte die Fehlerbreite im akzeptablen Bereich liegen.

##### **4.2.1.3.2 Position der Ionisationskammer im Feld**

Die Oberflächendosis variiert bei Mammographiesystemen aufgrund des Anode-Heel-Effekts innerhalb der Fläche der Lagerungsplatte. Da die Oberflächendosis auf der Anoden-Seite kleiner ist als kathodenseitig, steigt die HVL von der Kathoden- zur Anodenseite an. Die HVL sollte daher immer an der gleichen Position im Feld gemessen werden, um den systematischen Fehler durch unterschiedliche Positionen im Feld zu vermeiden.[82]

Die Ionisationskammer wurde bei den Messungen zur Bestimmung der HVL zwar immer seitenzentriert, aber in unterschiedlichen Abständen zur Thoraxwandkante (4 cm bzw. 6 cm) positioniert. Um den Einfluss der Kammerposition auf die HVL-Messung beurteilen zu können, wurde die Kerma an verschiedenen Stellen auf der Lagerungsplatte der Mammographiesysteme Mammomat 3000 und Novation DR gemessen. In Abbildung 80 sind die verwendeten Positionen der Messkammer auf der Lagerungsplatte schematisch dargestellt. Die Positionen 3 bzw. 4 entsprechen den Vorgaben in der ÖNORM (Abstand von der kathodenseitigen Thoraxwandkante: 6 cm).



**Abbildung 80:** Positionen der Messkammer auf der Lagerungsplatte des Mammographiesystems Novation DR.  $b$  bezeichnet die Breite der Lagerungsplatte.

Die Ergebnisse dieser Messungen in Tabelle 28 zeigen, dass sich die Oberflächendosis zwischen Position 3 und 1 beim System Mammomat 3000 nicht ändert. Bei der Einheit Novation DR sinkt die Kerma jedoch um fast 3,2 %. Wagner et al (1990) haben eine Zunahme der HVL von ungefähr 5 % von der Kathoden- zur Anodenseite berichtet. Die beiden in dieser Arbeit untersuchten Mammographiesysteme weisen größere Schwankungen der Oberflächendosis innerhalb des Strahlenfeldes auf. Das Mammographie-System Mammomat 3000 zeigt eine maximale Differenz der Oberflächendosis von 11,82 % zwischen der kathodenseitigen Position 2 und der anodenseitigen Position 7. Da die Oberflächendosis sich im Fall des Mammographiesystems Mammomat 3000 zwischen Position 1 und 3 nicht verändert, sollte sich durch die von der Norm abweichenden Position

der Messkammer im Feld kein Fehler ergeben. Beim System Novation DR kam es zu einer Abnahme der Oberflächendosis von 3,10 %. Da die Messkammer aber nicht in einem Abstand von 6 cm, sondern 4 cm von der Thoraxwandkante platziert worden ist, sollte der dadurch bedingte Fehler auf jeden Fall geringer sein. Weiters wurde für die HVL-Messungen am ersten und letzten Messtermin jeweils der gleiche Abstand von der Thoraxwandkante verwendet. Da nicht die absoluten HVL-Werte, sondern nur der chronologische Verlauf der HVL für diese Arbeit von Interesse war, ist die Messanordnung als valide zu sehen.

Position	Oberflächendosis			
	Mammomat 3000		Novation DR	
	[mGy]	[ $\Delta\%$ ]	[mGy]	[ $\Delta\%$ ]
1	4,57	$\pm 0,00$	4,38	-3,19
2	4,58	+0,23	4,44	-1,82
3 (ÖNORM)	4,57	-	4,53	-
4	4,57	$\pm 0,00$	4,53	$\pm 0,00$
5	4,21	-7,95	4,06	-10,25
6	4,19	-8,61	4,27	-5,69
7	4,04	-11,59	4,14	-8,43

**Tabelle 28:** Oberflächendosis an verschiedenen Positionen auf der Lagerungsplatte  
Die Prozentwerte geben die Abweichung zur Position laut ÖNORM (3) an.

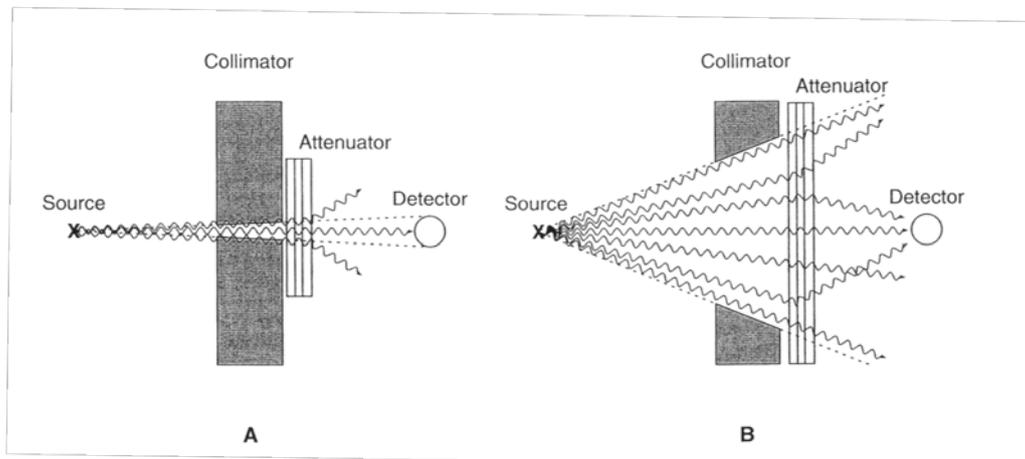
#### 4.2.1.4 Kollimierung

Die HVL sollte laut ÖNORM in einem engen Strahlenbündel gemessen werden, um die Detektion von gestreuten Photonen zu verhindern. Wenn der Röntgenstrahl nicht kollimiert wird, kann ein beträchtlicher Anteil von gestreuten Photonen im Strahl verbleiben. Diese gestreuten Photonen erreichen den Detektor und führen zu einer Überschätzung der Halbwertschichtdicke (Abbildung 81).[11]

Die Forderung nach strenger Kollimierung wurde bei den Messungen in dieser Arbeit nur teilweise erfüllt (Tabelle 9). Die Röntgenbildgebung erfolgt in der Praxis jedoch in den meisten Fällen in einem nicht kollimierten, breiten Strahlenbündel.[11]

Wagner et al. (1990) haben HVL-Werte, die mit einer strengen Kollimierung ermittelt wurden, mit jenen verglichen, die ohne Kollimierung (Strahlenfeld 24 x 30 cm) gemessen

wurden. Demnach kann eine strenge Kollimierung zu einer kleinen Verbesserung der Genauigkeit der Messung im Bereich von 1 % oder 0,003 mm führen.[82]



**Abbildung 81:** HVL-Messung in einem engen und einem breiten Nutzstrahlenbündel modifiziert nach [11]. Durch die enge Kollimierung werden nur nicht-gestreute Photonen detektiert (a). Im Gegensatz dazu können geschwächte Photonen eines nicht-kollimierten Röntgenstrahls in den Detektor gestreut werden. Source - Röntgenquelle, Collimator - Blende, Attenuator - Schwächungsmaterial, Detector - Detektor

Bei der Auswertung der HVL zeigten das Mammographiesystem Novation DR höhere HVL-Werte als die Einheit Mammomat 3000. Dies könnte durch die stärkere Kollimierung des Nutzstrahlenbündels bedingt sein. Denn im Vergleich zu den HVL-Messungen am Mammographiesystem Novation DR wurde beim Mammomat 3000 bei jeder Messung eine Kollimierung des Röntgenstrahls mit einer zusätzlichen Strahlenblende vorgenommen (Tabelle 9). Die Zunahme der HVL-Werte am System Novation DR zwischen Messzeitpunkt 1 und 2 könnte ebenfalls durch die unterschiedliche Kollimierung des Strahlenbündels verursacht sein. Denn wie in Tabelle 9 angegeben ist, wurde zur Bestimmung der HVL zum Messzeitpunkt 2 eine zusätzliche Bleiblende zur Kollimierung verwendet. Die Messungen der HVL wurden zum Messzeitpunkt 1 und 3 jedoch ohne zusätzliche Blende durchgeführt. Da zum Messzeitpunkt 1 und 3 dieselbe Kollimierung gewählt wurde, ist die Messanordnung als valide zu sehen. Abgesehen davon wurde in der Literatur, wie bereits erwähnt, von einer Verbesserung der Genauigkeit der Messmethode bei strenger Kollimierung von nur 1 % berichtet.[82]

#### 4.2.1.5 Abschließende Beurteilung HVL-Messung

Die HVL-Messungen für diese Arbeit wurden mit dem Ziel durchgeführt, eine mögliche Veränderung der HVL infolge der Röhrenalterung festzuhalten. Aus diesem Grund interessieren weniger die absoluten Werte der HVL, als deren Veränderung mit der Zeit. Die Messungen wurden mit Aluminiumfiltern geringerer Reinheit durchgeführt. Auch die

tatsächliche Dicke der Aluminiumfolien wurde nicht überprüft. Allerdings wurden immer dieselben Plättchen verwendet, was den Fehler reduzieren sollte.

Die Ionisationskammer wurde in einem Abstand von 6,5 bzw. 10 cm von der Lagerungsplatte positioniert. Wenn sich die Messkammer näher an der Lagerungsplatte befindet, gelangt unter Umständen ein größerer Beitrag an rückgestreuter Streustrahlung zum Detektor. Dadurch wird eine höhere Kerma gemessen und die HVL wird unterschätzt. Die Messungen am Mammographiesystem Novation DR wurden immer in einem Abstand von 10 cm von der Lagerungsplatte durchgeführt. Die erste und letzte Messung am Mammographiesystem Mammomat 3000 erfolgte jeweils in einem Abstand von 6,5 cm von der Lagerungsplatte. In der ÖNORM wird gefordert, dass die Messkammer seitenzentriert in einem Abstand von 6 cm von der thoraxwandseitigen Kante der Lagerungsplatte positioniert wird. Bei den Messungen im Mai 2008 konnte jedoch nur ein Abstand von 4 cm von der Thoraxwandkante erreicht werden, da die Ionisationskammer andernfalls nicht vollständig ausgeleuchtet gewesen wäre. Diese Abweichung von den Messvorschriften sollte für die Einheit Mammomat 3000 keine Auswirkungen auf das Messergebnis haben, da die Ergebnisse der Messungen in Kapitel 4.2.1.3.2 keine Änderung der Oberflächendosis zeigten. Im Gegensatz dazu wies das Mammographiesystem Novation DR eine Änderung der Oberflächendosis von -3,18 % (Position 1) bzw. -1,82 % (Position 2) auf. Da die Messungen im August 2007 und 2008 bezüglich des Abstandes von der Thoraxwandkante nach ÖNORM erfolgten, sollte dies keinen Einfluss auf einen vorhandenen Trend haben.

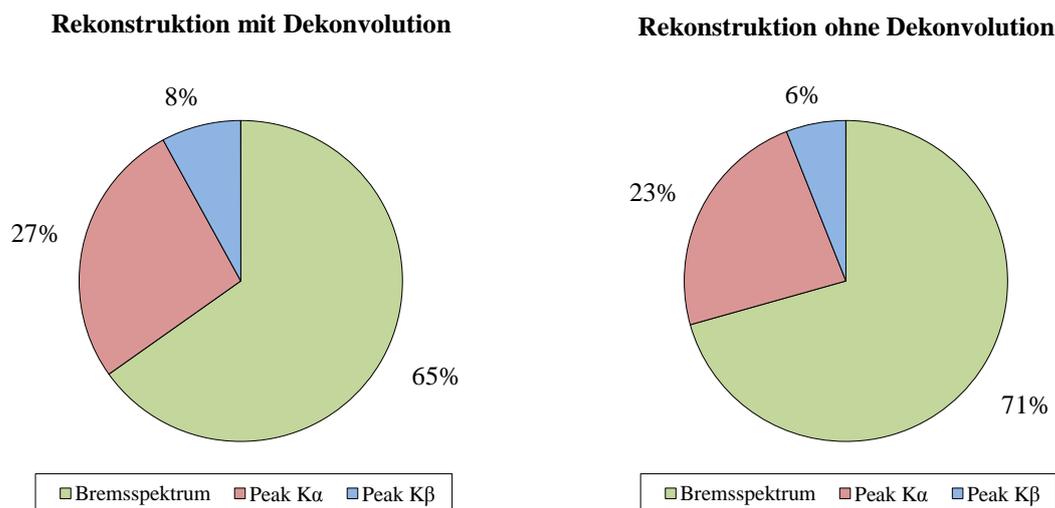
Nachdem für diese Arbeit, wie bereits oben erwähnt, primär HVL-Werte miteinander verglichen werden sollten, die zu verschiedenen Messzeitpunkten innerhalb eines Jahres gemessen worden waren, sollten die mit der verwendeten Messmethode ermittelten HVL-Werte trotz der Unsicherheiten für die gegebene Aufgabenstellung ausreichend genau sein. Die Messung der HVL und die sich daraus ergebenden Aussagen sind daher im Rahmen dieser Arbeit als ausreichend valide zu sehen.

## **4.2.2 Spektroskopie**

### **4.2.2.1 Dekonvolution**

Die Bewegung der Elektronen im Streukörper führt zu einer Verringerung der Energieauflösung, die sich als Verbreiterung der charakteristischen Peaks zeigt. Die Dekonvolution dient dazu, diese Verbreiterung und damit die Auflösung im Bereich der charakteristischen Peaks zu korrigieren.[54] Daher ist die Entscheidung, für die Auswertung ausschließlich Spektren zu verwenden, die ohne Dekonvolution rekonstruiert worden sind, und damit eine

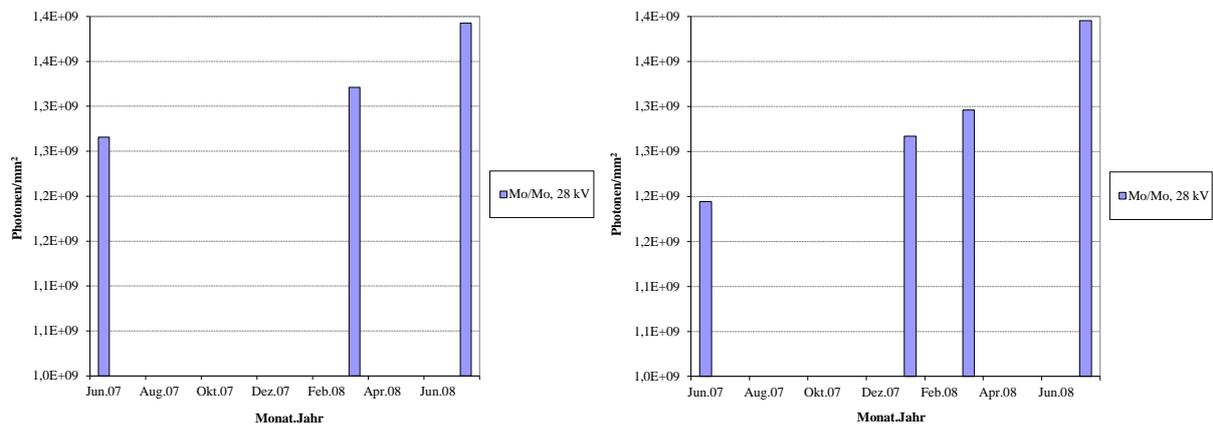
schlechtere Auflösung in Kauf zu nehmen, nicht unproblematisch. Aus diesem Grund wurden die Flächenberechnungen auch für ausgewählte, mit Dekonvolution rekonstruierte Spektren mit MATLAB<sup>TM</sup> durchgeführt, um auszuschließen, dass die Aussage über die Veränderung der Röntgenspektren und deren Flächen mit der Zeit nicht durch die Wahl des Rekonstruktionsmodus mit oder ohne Dekonvolution bedingt ist. Wie zu erwarten war, unterscheiden sich die Werte der berechneten Flächen und die prozentualen Anteile der Teilflächen zur Gesamtfläche der mit und ohne Dekonvolution rekonstruierten Spektren (Abbildung 82). Der Anteil des Bremsspektrums an der Gesamtfläche beträgt in den mit Dekonvolution rekonstruierten Mo/Mo-Beispielspektrum 65 %, jener des Peaks  $K_{\alpha}$  27 % und jener des Peaks  $K_{\beta}$  8 %. Im Vergleich dazu weist das ohne Dekonvolution rekonstruierte Spektrum einen Bremsstrahlungsanteil von 71 % auf. Der Anteil der Peaks  $K_{\alpha}$  bzw.  $K_{\beta}$  an der Gesamtfläche des Mo/Mo-Spektrums betragen 23 % bzw. 6 %.



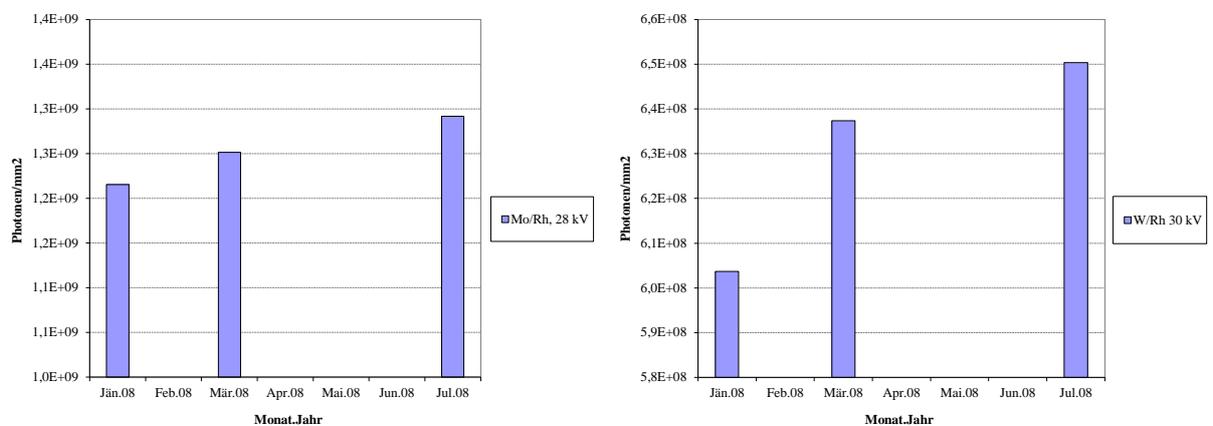
**Abbildung 82:** Teilflächen von mit und ohne Dekonvolution rekonstruierten Spektren  
Die Spektren wurde am 27.01.2008 mit der A/F-Kombination Mo/Mo bei 28 kV und 100 mA·s am Mammographiesystem Novation DR aufgenommen.

In Abbildung 83 und Abbildung 84 sind die mit Dekonvolution rekonstruierten Spektren im Zeitverlauf dargestellt. Es zeigt sich, dass auch die mit Dekonvolution rekonstruierten Spektren eine Zunahme der Gesamtfläche im Zeitverlauf aufweisen. Die Gesamtfläche steigt im Mittel um 9,7 %, wobei das am Mammographiesystem Novation DR mit der A/F-Kombination Mo/Mo bei 28 kV aufgenommene Spektrum eine maximale Zunahme von 16,8 % zeigt. Die geringste Zunahme der Gesamtfläche weist das ebenfalls an der Einheit Novation DR mit der A/F-Kombination Mo/Rh bei 28 kV aufgenommene Spektrum mit 6,6 % auf. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Rekonstruktion der Rohdaten mit Dekonvolution eine Verbesserung der Energieauflösung im Bereich zur Folge hat, aber

keinen Einfluss auf den Trend in der chronologischen Veränderung der Spektren und damit der berechneten Flächen. Wie aber bereits im Kapitel Methoden erwähnt, müssen für die Dekonvolution der charakteristischen Peaks enge Grenzen definiert werden und es scheint unmöglich, diese Grenzen korrekt zu bestimmen, da sie für das jeweilige Spektrum unbekannt sind.



**Abbildung 83:** Veränderung der Gesamtflächen (Rekonstruktion mit Dekonvolution) für die A/F-Kombination Mo/Mo bei 28 kV für die Systeme Mammomat 3000 (links) und Novation DR (rechts)



**Abbildung 84:** Veränderung der Gesamtflächen (Rekonstruktion mit Dekonvolution) für die A/F-Kombination Mo/Rh und W/Rh bei 28 kV für das System Novation DR

#### 4.2.2.2 (Teil-)Flächenberechnung

Zur Beurteilung des Fehlers, der durch die Nachbildung der Spektren mittels Gauss- und Lorentzfunktionen entsteht, wurden die mit MATLAB<sup>TM</sup> aus den Teilflächen berechneten Gesamtflächen mit jenen verglichen, die aus den rekonstruierten Spektren mittels Software-Paket DIAdem<sup>TM</sup> berechnet wurden. Das in DIAdem<sup>TM</sup> verwendete Integrations-Verfahren basiert auf der zusammengesetzten Trapezregel. In Tabelle 29 sind die Ergebnisse dieses Methodenvergleichs angegeben. Die maximale Differenz  $\Delta A$  der mit MATLAB<sup>TM</sup> und DIAdem<sup>TM</sup> berechneten Gesamtflächen beträgt demnach 0,185 % bei einem Mittelwert von

0,082 %. Die Berechnung der Teilflächen mit dem Flächenberechnungsprogramm in MATLAB<sup>TM</sup> und die sich daraus ergebenden Aussagen für diese Arbeit sollte daher als valide anzusehen sein.

Einheit	AF	U [kV]	Datum	$\Delta A$ [%]
Mammomat 3000	Mo/Mo	26	23.03.2008	0,121
Mammomat 3000	Mo/Mo	28	06.06.2007	-0,049
Mammomat 3000	Mo/Mo	28	23.03.2008	0,101
Mammomat 3000	Mo/Mo	28	24.07.2008	0,054
Mammomat 3000	Mo/Mo	30	06.06.2007	0,013
Mammomat 3000	Mo/Mo	30	23.03.2008	0,100
Mammomat 3000	Mo/Mo	30	24.07.2008	0,035
Mammomat 3000	Mo/Rh	26	23.03.2008	0,155
Mammomat 3000	Mo/Rh	28	23.03.2008	0,124
Mammomat 3000	Mo/Rh	30	23.03.2008	0,136
Mammomat 3000	W/Rh	28	23.03.2008	0,125
Mammomat 3000	W/Rh	28	24.07.2008	0,068
Mammomat 3000	W/Rh	30	23.03.2008	0,152
Novation DR	Mo/Mo	26	29.03.2008	0,167
Novation DR	Mo/Mo	28	11.06.2007	0,101
Novation DR	Mo/Mo	28	27.01.2008	0,003
Novation DR	Mo/Mo	28	29.03.2008	0,118
Novation DR	Mo/Mo	28	24.07.2008	0,049
Novation DR	Mo/Mo	30	29.03.2008	0,140
Novation DR	Mo/Mo	30	24.07.2008	-0,002
Novation DR	Mo/Rh	28	27.01.2008	0,003
Novation DR	Mo/Rh	28	29.03.2008	0,132
Novation DR	Mo/Rh	28	24.07.2008	0,055
Novation DR	Mo/Rh	30	29.03.2008	0,088
Novation DR	W/Rh	28	29.03.2008	0,140
Novation DR	W/Rh	28	24.07.2008	-0,002
Novation DR	W/Rh	30	27.01.2008	0,003
Novation DR	W/Rh	30	29.03.2008	0,185
Novation DR	W/Rh	30	24.07.2008	0,037

**Tabelle 29:** Differenz der mit MATLAB bzw. DIAdem berechneten Gesamtflächen

Die mit MATLAB<sup>TM</sup> berechnete Gesamtfläche wurde aus den Teilflächen berechnet. Die Differenz wurde auf die mit DIAdem<sup>TM</sup> berechnete Gesamtfläche bezogen.

## 4.3 Diskussion der Ergebnisse

### 4.3.1 HVL-Messung

Innerhalb des Messzeitraumes von zwölf Monaten zeigten die gemessenen HVL-Werte einen Anstieg um durchschnittlich 10,3 % (7,4 %-13,7 %) für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo. Eine Zunahme der HVL bedeutet, dass eine größere Schicht aus Aluminium notwendig ist, um die Intensität des Röntgenstrahls auf die Hälfte zu reduzieren. Anders ausgedrückt kam es zu einer Aufhärtung der Röntgenspektren im Messzeitraum.

In der Literatur finden sich einige wenige Arbeiten zum Thema HVL und Röhrenalterung, wobei die Röhrenalterung durch das Ausmaß der Anodenrauigkeit beschrieben wird (Tabelle 30). Diesen Arbeiten ist jedoch gemeinsam, dass ausschließlich W-Anoden analysiert wurden und die HVL mit einer Ausnahme (Nagel 1988, [57]) nicht gemessen wurde. Die Informationen über die Veränderung der HVL infolge der Anodenrauigkeit wurden aus Computersimulationen bestimmt.[19, 43, 55, 58]

Nagel (1988) [56] hat HVL-Messungen an Diagnostikröhren durchgeführt und einen Anstieg der HVL um bis zu 0,5 mm Al bei 80 kV und 2,5 mm Al-Filterung nach 6-monatigem Röhrenbetrieb festgestellt.

Nowotny und Meghzi (1988) [58] haben Oberflächen von ausgewechselten Wolfram-Anoden mit einem Oberflächeninstrument untersucht und mit diesen Oberflächenprofilen Röntgenspektren im Computerprogramm VCOMP5R simuliert. Sie berichteten eine maximale Zunahme der HVL von 0,2 mm Al bei 70 kV und 2,5 mm Al-Filterung. Bei niedrigen Röhrenspannungen führt eine erhöhte Rauigkeit zu einer verstärkten Strahlenaufhärtung. Bei 150 kV und hoher Filterung ist der Einfluss der Rauigkeit auf die HVL aufgehoben, während der Trend bei niedrigerer Filterung umgekehrt ist und rauere Anoden ein weniger hartes Spektrum erzeugen.

Erdélyi et al (2009) [19] haben Anodenoberflächenprofile von Wolframanoden mit einem optischen Mikroskop, einem Profilometer und einem Rasterelektronenmikroskop gemessen und ein einfaches Computermodell entwickelt, um den Einfluss der rauen Anoden-Oberfläche auf das Röntgenspektrum zu analysieren. Die Oberflächenprofilmessungen zeigten, dass die Oberfläche einer gealterten Anode aus Inseln mit einer Rauigkeit kleiner 1  $\mu\text{m}$  bestehen, die durch 8  $\mu\text{m}$  tiefe Risse getrennt sind.

Mehranian et al (2010) [55] haben Digitalfotos von Brennfleckbahnen sowie Rasterelektronenmikroskopie und Oberflächenprofilometrie zur Modellierung von Oberflächenprofilen genutzt und Röntgenspektren mittels Monte-Carlo-Simulation berechnet. Sie

kommen zu dem Ergebnis, dass die Variation der HVL durch die Anodenoberflächen-Rauigkeit nicht signifikant ist und berichteten von einer maximalen Strahlenaufhärtung von 2,5 % bei 70 kV.

Kákonyi et al (2010) [43] haben ebenfalls Spektren mittels Monte-Carlo-Technik simuliert, wobei sie Oberflächenprofile aus der Literatur (Nowotny et al 1988, Erdélyi et al 2009) herangezogen haben. Die Analyse der HVL zeigte, dass diese um einen Emissionswinkel von 5° praktisch unabhängig von der Oberflächenrauigkeit der Anode ist. Unter diesem, von der Filterung abhängigen Emissionswinkel, sinkt die HVL mit zunehmender Anodenrauigkeit. Dagegen steigt die HVL mit zunehmender Oberflächenrauigkeit über einem Emissionswinkel von 5°.

Erstautor (Jahr)	Methode	Untersuchte Größen	Anode	U [kV]	Anoden- winkel [°]
Nagel (1988)	HVL-Messungen	HVL, Output	W/Re	80	13
Nowotny (2002)	Oberflächenprofil-Messungen, Computersimulation von Spektren (VCOMP5R)	Intensität, Luftkerma, HVL	W	50-150	16
Erdélyi (2009)	Oberflächenprofil-Messungen, Computersimulation von Spektren	Intensität, HVL	W	100	11
Mehranian (2010)	Oberflächenprofil-Messungen, Monte-Carlo-Simulation von Spektren (MCNP Code)	Intensität, HVL	W	50-120	6-14
Kákonyi (2010)	Monte-Carlo-Simulation von Spektren (MCNPX Code) mit Oberflächenprofilen aus der Literatur (Nowotny, Erdélyi)	Intensität, HVL, Form des Spektrums	W	10-150	Emissions- winkel: 5-45

**Tabelle 30:** Methoden zur Evaluierung der Effekte der Anodenrauigkeit in der Literatur  
Nagel (1988) [57] untersuchte Anoden aus einer Wolfram/Rhenium (W/Re)-Legierung

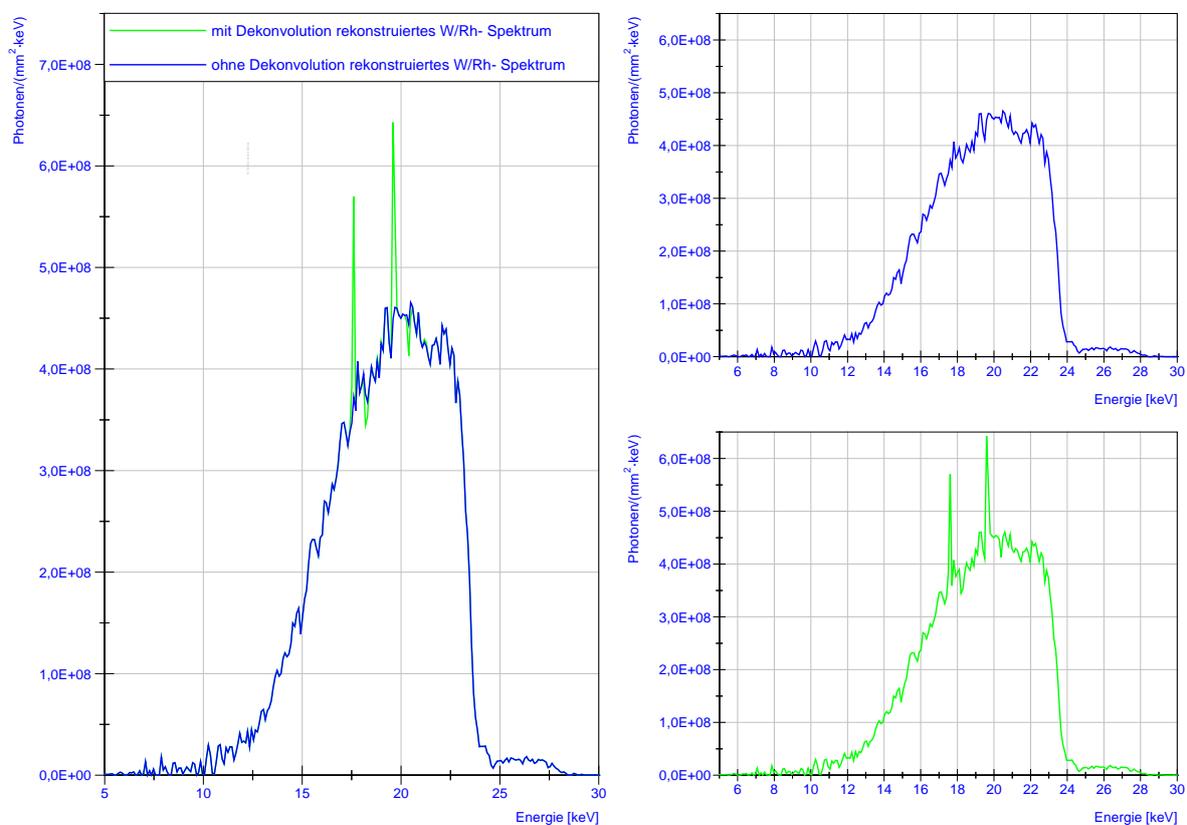
Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der Effekt der Anodenrauigkeit auf die HVL von der Röhrenspannung, der Filterung und dem Emissionswinkel abhängig ist.[19, 43, 55, 58]

Da sich in der Literatur keine Arbeiten zur Oberflächenrauigkeit von Mammographie-Röhren finden, ist ein Vergleich der Messergebnisse schwierig. Die Ergebnisse der besprochenen Arbeiten lassen jedoch darauf schließen, dass die Halbwertschichtdicke mit zunehmender Anodenrauigkeit für niedrige Röhrenspannungen zunimmt. Dies ist auch bei den durchgeführten HVL-Messungen der Fall.

## 4.3.2 Spektroskopie

### 4.3.2.1 W/Rh-Spektrum

Ein interessantes und überraschendes Ergebnis der spektralen Messungen ist, dass die aufgenommenen W/Rh-Spektren charakteristische Peaks aufweisen. Der Vergleich mit Mo/Mo- und Mo/Rh-Spektren legt den Verdacht nahe, dass es sich hierbei um charakteristische Peaks von Molybdän handeln könnte. Um die Energieauflösung im Bereich der vermuteten charakteristischen Peaks zu verbessern, wurde ein W/Rh-Spektrum mit Dekonvolution rekonstruiert. Abbildung 85 zeigt dieses W/Rh-Spektrum im Vergleich zum ohne Dekonvolution rekonstruierten Spektrum.



**Abbildung 85:** Mit und ohne Dekonvolution rekonstruiertes W/Rh-Spektrum

Aufgenommen am 23.03.2008 bei 28 kV am Mammographiesystem Mammomat 3000. Das mit Dekonvolution rekonstruierte Spektrum (grün) zeigt eindeutige Peaks (Peak 1 und Peak 2) im Energiebereich von 17,6-19,6 keV.

Die zugehörige Pulshöhenverteilung wurde am 23.03.2008 bei 28 kV am Mammographie-system Mammomat 3000 aufgenommen. Die deutlich erkennbaren charakteristischen Peaks des mit Dekonvolution rekonstruierten W/Rh-Spektrums liegen bei 17,605 keV und 19,593 keV. Beim Vergleich der Energielage der charakteristischen Peaks des am selben Messtag ebenfalls mit 28 kV am Mammomat 3000 aufgenommenen Mo/Mo-Spektrum fällt auf, dass die Energielage des Peak 1 mit jener des  $K_{\alpha}$ -Peaks von Molybdän übereinstimmt (Tabelle 35). Die Energielage des Peak 2 unterscheidet sich um eine Kanalbreite von der des  $K_{\beta}$ -Peaks (19,593 keV bzw. 19,692 keV). Dies erhärtet den Verdacht, dass es sich bei den beiden Peaks um charakteristische Peaks von Molybdän handelt.

#### **4.3.2.2 Flächenberechnungen**

##### **4.3.2.2.1 Gesamtfläche**

Die im Kapitel 4.3.1 besprochenen Arbeiten aus der Literatur haben nicht nur die Veränderung der HVL, sondern auch die Intensität bzw. des Röhrenoutputs mit zunehmender Anodenrauigkeit untersucht. Nagel (1988) [57] berichtete eine Abnahme des Röhrenoutputs von mehr als 10 % bei 80 kV und einer Aluminium-Filterung von 2,5 mm. Nowotny und Meghzi (2002) [58] haben festgestellt, dass die Intensität mit Zunahme der Anodenoberflächenrauigkeit sinkt, wobei der Intensitätsverlust bei niedrigen Röhrenspannungen am höchsten ist. Die stärkere Absorption in der W-Anode führte außerdem zu einem deutlicheren Auftreten der K-Kante von Wolfram im Bremsspektrum bei 69,5 keV. Mehranian et al (2010) [55] berichteten, dass die Bremsstrahlung und die charakteristischen K- Röntgenstrahlen abhängig von der Tiefe der Risse in der Anode stärker geschwächt werden, da sie aufgrund der Anodenrauigkeit eine zusätzliche inhärente Filterung erfahren. Der dadurch bedingte Intensitätsverlust war umso größer, je kleiner die Röhrenspannung und der Anodenwinkel und umso größer die Tiefe der Risse war. Eine Risstiefe von 50  $\mu\text{m}$  führte bei 50 kVp und einem Anodenwinkel von  $6^{\circ}$  zu einem Intensitätsverlust von über 16 %. Mehranian et al haben außerdem berichtet, dass der Intensitätsverlust, insbesondere niederenergetischer, umso ausgeprägter ist, je größer der Anodenwinkel ist. Erdélyi et al (2009) [19] berichteten einen 5 %-igen Intensitätsverlust bei einer mittleren Risstiefe von 8  $\mu\text{m}$  für einen Anodenwinkel von  $6^{\circ}$  und 100 kVp. Der Intensitätsverlust wurde von Erdélyi et al (2009) [19] durch Integration der Spektren über den gesamten Energiebereich und Vergleich der erhaltenen Intensität mit jener einer ideal glatten Anode berechnet.

Kákonyi et al (2010) [43] berichteten wiederum, dass sich die Form der Spektren, die durch die Anodenrauigkeit hervorgerufen wird, von jener unterscheidet, die durch eine W-Filterung zustande kommt. Die W-Filterung schneidet den niederenergetischen Bereich des Röntgenspektrums abhängig von der Filterung ab. Raue Anoden führten jedoch zu einer Verflachung der Bremsstrahlungskurve, während der niederenergetische Anteil des Spektrums weniger beeinflusst wurde. Dieselbe Gruppe stellte fest, dass gefilterte Röntgenspektren härter sind als Spektren, die mit einer rauen Anodenoberfläche erzeugt werden. Für Energien knapp über der K-Kante führte die W-Filterung bei ähnlicher Bremsstrahlungsintensität zu einer stärkeren Intensitätsreduktion als die Oberflächenrauigkeit. Kákonyi et al (2010) [43] schlussfolgerten, dass somit der Effekt der Anodenoberflächenrauigkeit nicht durch einen Filter aus Anodenmaterial simuliert werden kann. Der von derselben Gruppe ermittelte höchste Intensitätsverlust bei 25 kV betrug 20 % bzw. 10 % bei einem Emissionswinkel von  $5^\circ$  bzw.  $12^\circ$ . Kákonyi et al (2010) folgerten daraus, dass der Effekt der Anodenoberflächenrauigkeit eine größere Bedeutung in der Beurteilung der Bildqualität von Mammographiesystemen hat. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass alle Autoren einen Intensitätsverlust mit zunehmender Anodenoberflächenrauigkeit festgestellt haben.[19, 43, 55, 58] Dies steht im direkten Gegensatz zu den Ergebnissen in dieser Arbeit. Denn die mit MATLAB<sup>TM</sup> berechneten Gesamtflächen nahmen innerhalb des Messzeitraumes von einem Jahr im Mittel um 11,9 % (5,7-19,8 %) zu. Da die Fläche des Spektrums ein Maß für die Intensität ist, kann angenommen werden, dass es somit zu einer Zunahme der Intensität mit der Zeit kam, was einen Widerspruch zu den Arbeiten in der Literatur dargestellt.[19, 43, 55, 58]

#### 4.3.2.2 Teilflächen

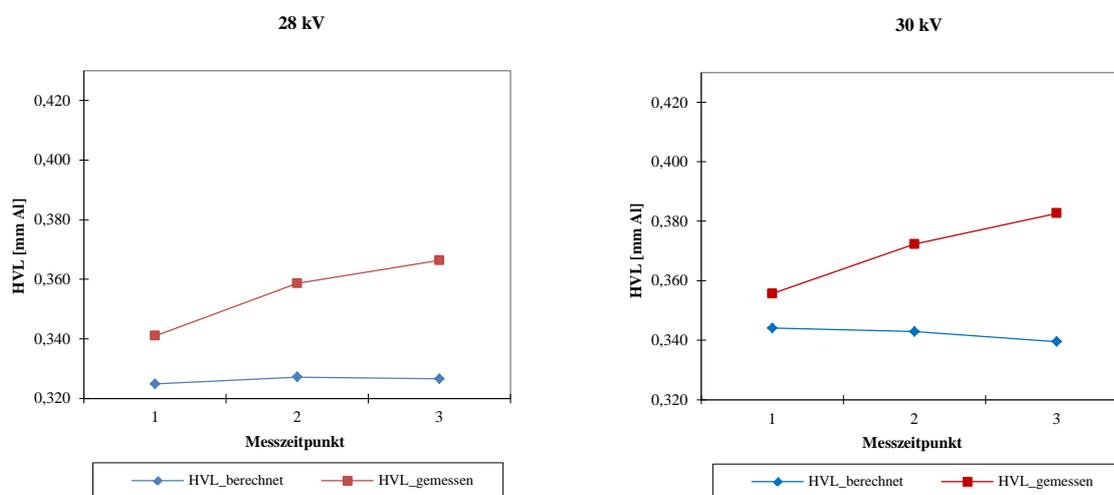
Der Vergleich der prozentualen Anteile der charakteristischen Peaks und des Bremsspektrums an der Gesamtfläche sowie der nieder- und höherenergetischen Bremsstrahlungsanteile am gesamten Bremsspektrum zeigte, dass der Anteil des Spektrums für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo im niederenergetischen Bereich größer ist als für die Anoden/Filter-Kombination Mo/Rh. Das bedeutet, dass durch die Wahl der Anoden/Filter-Kombination Mo/Rh ein stärker durchdringender Röntgenstrahl erzeugt wird. Wie bereits im Kapitel Einleitung erwähnt, ist diese Eigenschaft bei der Abbildung von dickeren und dichteren Brüsten von Vorteil.

Die Analyse der chronologischen Veränderung der Teilflächen ergab, dass die Teilflächen des Bremsspektrums und des charakteristischen Peaks  $K_\alpha$  mit der Zeit zunehmen. Der Peak  $K_\beta$  zeigte keine einheitliche Tendenz in Richtung höherer oder niedriger Flächenwerte.

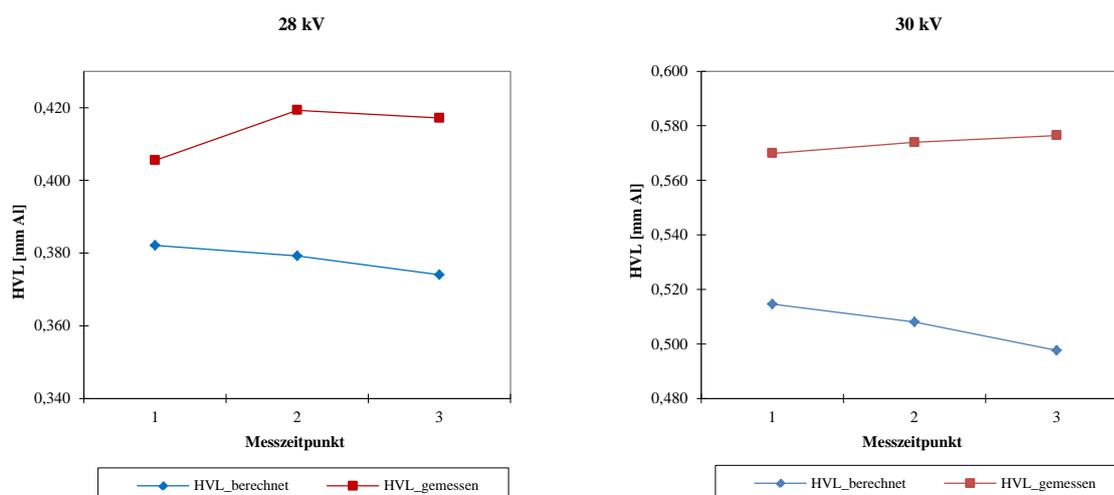
Eine mögliche Ursache könnte die vergleichsweise geringe Anzahl von Datenpunkten in diesem Bereich sein.

### 4.3.3 Berechnete vs. gemessene HVL

Um einen direkten Vergleich der Ergebnisse der HVL-Messungen und der spektralen Messungen zu ermöglichen, wurde die HVL mathematisch aus den gemessenen Spektren ermittelt. Aus Abbildung 86 und Abbildung 87 ist ersichtlich, dass sich die Werte der berechneten und gemessenen HVL-Werte nicht nur in der Größenordnung, sondern auch in ihrem Trend unterscheiden.



**Abbildung 86:** Aus Spektrum berechnete vs. gemessene HVL (Mo/Mo) bei 28 kV und 30 kV Röhrensannung zu unterschiedlichen Messzeitpunkten 1, 2 und 3 (Mammomat 3000)

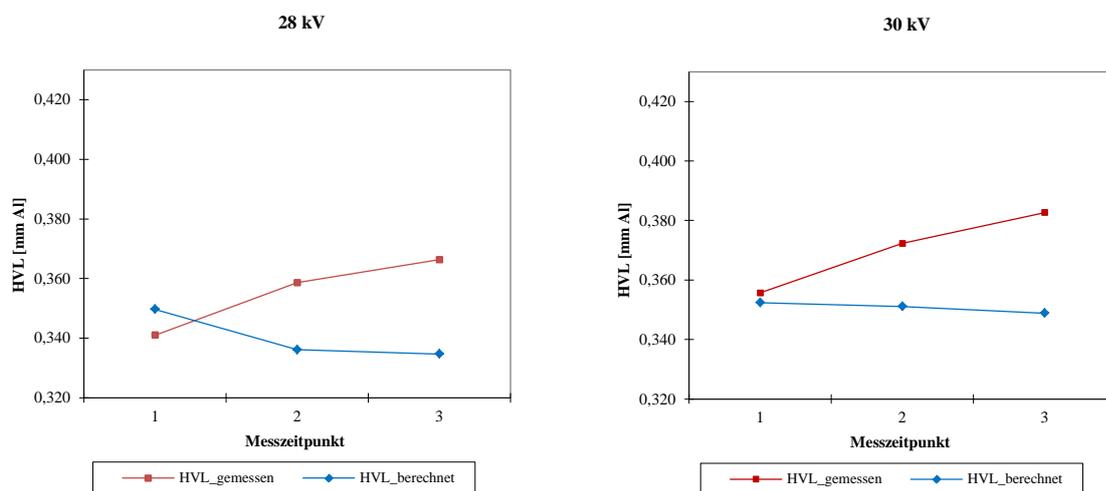


**Abbildung 87:** Aus Spektrum berechnete vs. gemessene HVL (Mo/Rh bzw. W/Rh) bei 28 kV bzw. 30 kV Röhrensannung zu unterschiedlichen Messzeitpunkten 1, 2 und 3 (Novation DR). Links Mo/Rh, rechts W/Rh.

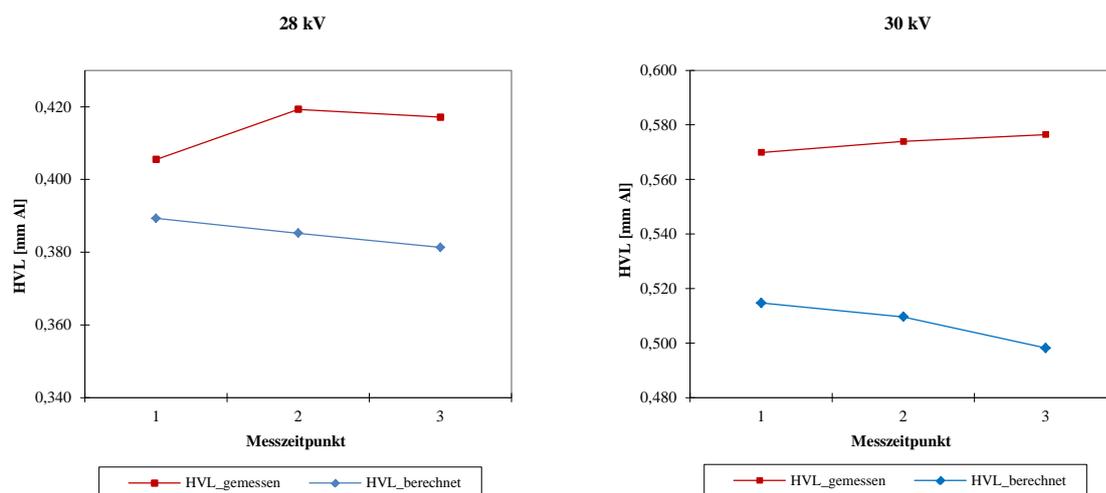
Die Unterschiede in der Größenordnung der Werte könnten durch die unterschiedlichen Aufnahmeparameter bedingt sein. Denn das Strom-Zeit-Produkt war für die HVL-Messungen bei 63 mAs eingestellt, während es bei der Aufnahme der Spektren 100 mAs betrug.

Die gemessenen HVL-Werte zeigen eine Zunahme mit der Zeit, während die aus dem Spektrum berechneten HVL-Werte fast unverändert bleiben bzw. mit der Zeit tendenziell abnehmen (Tabelle 47 und Tabelle 48). Um einen eventuell vorhandenen Einfluss der gewählten Rekonstruktion (ohne Dekonvolution) auf die berechneten HVL-Werte beurteilen zu können, wurden die HVL-Werte auch aus den mit Dekonvolution rekonstruierten Spektren berechnet. Die HVL-Werte, die aus mit Dekonvolution rekonstruierten Spektren ermittelt wurden, weisen einen eindeutigen Trend zu abnehmenden HVL-Werten mit der Zeit auf (Abbildung 88 und Abbildung 89 bzw. Tabelle 49 und Tabelle 50 im Anhang).

Die gemessenen HVL-Werte nehmen mit der Zeit zu, was einer Aufhärtung des Spektrums mit der Zeit entspricht. Die aus den Spektren ermittelten HVL-Werte nehmen jedoch mit der Zeit ab und widersprechen damit den gemessenen Werten. Eine physikalische Erklärung dieser widersprüchlichen Ergebnisse scheint unmöglich, was die Vermutung nahelegt, dass die Ursache in der Messmethode liegt. Andererseits zeigte sich eine Zunahme der niederenergetischen Teilflächen des Spektrums (Peak  $K_{\alpha}$ ), was einer weniger harten Strahlung entspricht und damit im Einklang mit den berechneten HVL-Werten steht.



**Abbildung 88:** Berechnete vs. gemessene HVL (Mo/Mo) (mit Dekonvolution) bei 28 kV und 30 kV Röhrenspannung (System Mammomat 3000). Berechnung der HVL aus mit Dekonvolution rekonstruierten Spektren.



**Abbildung 89:** Berechnete vs. gemessene HVL (Mo/Rh bzw. W/Rh) (mit Dekonvolution) bei 28 kV und 30 kV Röhrenspannung (System Novation DR). Berechnung der HVL aus mit Dekonvolution rekonstruierten Spektren

#### 4.4 Unterschiede zwischen den beiden Mammographiesystemen

Die beiden untersuchten Mammographiesysteme waren zum Zeitpunkt der ersten Messungen für diese Arbeit unterschiedlich lange in Betrieb, und deren Röntgenstrahler sollten dementsprechend einen unterschiedlichen Grad an Röhrenalterung aufweisen. In Tabelle 31 sind die Ergebnisse der HVL-Messungen vom 18.5.2008 für die beiden Mammographie-Systeme gegenübergestellt. Da die Messbedingungen der HVL-Messung bezüglich Messgeometrie und Kollimierung an diesem Messtag für beide Einheiten gleich waren, können die Werte der HVL verglichen werden. Aus Tabelle 31 ist ersichtlich, dass die HVL kaum Unterschiede zwischen den beiden Systemen aufweist.

Wenn man nun die chronologische Veränderung der HVL für die beiden Systeme betrachtet, so zeigt sich eine Zunahme der HVL innerhalb eines Jahres von 7,4 % für das System Mammomat 3000 und 13,7 % für das System Novation DR.

Beim Vergleich der aus den Spektren ermittelten Gesamtflächen in Tabelle 32 ist ersichtlich, dass sich die Flächen um bis zu 5,4 % unterscheiden, wobei das System Mammomat 3000 größere Werte aufweist.

U [kV]	Mammomat 3000	Novation DR	$\Delta$ HVL [%]
28	0,359	0,363	1,11
30	0,372	0,382	2,69

**Tabelle 31:** Vergleich der HVL der beiden Systeme für die A/F-Kombination Mo/Mo, Messdatenaufnahme am 18.5.2008 unter denselben Messbedingungen

Weiters ist aus Tabelle 32 ersichtlich, dass die Unterschiede zwischen den Gesamtflächen der beiden Systeme im Laufe des Messzeitraumes geringer werden. Dies könnte darauf hinweisen, dass die Veränderungen infolge der Röhrenalterung zunächst groß sind und ab einem bestimmten Ausmaß der Anodenrauigkeit immer geringer werden.

Messtermin	Mammomat 3000	Novation DR	$\Delta A_{\text{gesamt}}$ [%]
Juni 2007	1177,92	1114,34	-5,40
März 2008	1224,41	1202,86	-1,76
Juli 2008	1299,96	1294,19	-0,44

**Tabelle 32:** Vergleich der Gesamtflächen der beiden Systeme für die A/F-Kombination Mo/Mo, bei 28 kV. Die Flächen sind in  $10^6$  Photonen/mm<sup>2</sup> angegeben.

## 4.5 Schlussfolgerungen

Die Kenntnis des Röntgenspektrums ist für die Evaluierung der Bildqualität und der Patientendosis fundamental.[76] Da die Messung von Röntgenspektren schwierig durchführbar und zeitaufwändig ist, wird das Spektrum gewöhnlich durch seinen HVL-Wert beschrieben.[2, 43, 45] Aus der Literatur ist bekannt, dass die Methode der Halbwertschichtdickenmessung eine geringe Genauigkeit von  $\pm 30$  % besitzt.[57] In dieser Arbeit wurden die Ergebnisse von spektroskopischen Messungen mit jenen von HVL-Messungen verglichen. Die Berechnung der Gesamt- und Teilflächen der gemessenen Spektren ermöglicht nicht nur eine Beurteilung der chronologischen Veränderung der gesamten Intensität, sondern auch der einzelnen Abschnitte des Spektrums. Dies ermöglicht Aussagen darüber, ob die Röhrenalterung das gesamte Spektrum oder z.B. nur die höher- oder niederenergetischen Anteile beeinflusst. Derartige Veränderungen können durch die Bestimmung der HVL nicht erfasst werden. Außerdem wurde die HVL rechnerisch aus den spektralen Daten ermittelt. Da die Darstellung der weiblichen Brust ein komplexes bildgebendes Verfahren erfordert, das hohen Weichteilkontrast bieten muss, kann eine Veränderung des Spektrums große Auswirkungen auf die Bildqualität haben. Aus diesem Grund hat die wissenschaftliche Erfassung der Röhrenalterung in der Mammographie größte Bedeutung. In der Literatur finden sich jedoch nur Publikationen zu Diagnostikröhren. Außerdem wurde die Alterung von Röntgenröhren bisher nur über die Messung der HVL oder Computersimulationen erfasst. [19, 43, 55, 57, 58] Auch wenn sich die Ergebnisse in der Literatur nur auf Diagnostikröhren mit Anoden aus Wolfram bzw. einer Wolfram-Rhenium-Legierung beziehen, sollten sie zumindest in gewissen Maßen auf die Mammographie übertragbar sein. Die in den

Messungen erhobene Zunahme der Intensität in Form einer Flächenzunahme widerspricht jedoch dem in der Literatur beschriebenen Intensitätsverlust.[19, 43, 55, 58] Um zu klären, warum in dieser Arbeit eine Zunahme der Intensität mit zunehmender Röhrenalterung gefunden wurde, die den Ergebnissen in der Literatur widerspricht, sind weitere Untersuchungen erforderlich. Ein möglicher Erklärungsansatz könnte eine automatische (Gegen-)Steuerung des Mammographiesystems sein, die einen Intensitätsabfall durch eine Erhöhung des mAs-Produkts ausgleicht. Ob die untersuchten Mammographieeinheiten eine derartige Steuerung besitzen, ist jedoch nicht bekannt. Dieser Erklärungsversuch könnte relativ einfach durch wiederholte Messungen der Belichtungszeit bzw. des Röhrenstroms in regelmäßigen zeitlichen Abständen abgeklärt werden.

Die aus den Spektren berechneten HVL- Werte zeigen eine Abnahme mit der Zeit und weisen damit auf eine zunehmende Aufweichung des Spektrums hin. Diese Aufweichung zeigt sich auch bei der Analyse der Teilflächen in Form einer Zunahme der niederenergetischen Anteile des Spektrums. Allerdings weisen die gemessenen und die aus dem Spektrum ermittelten HVL-Werte gegensätzliche Trends auf, wobei die Ergebnisse der HVL-Messungen im Einklang mit den Feststellungen der Autoren in der Literatur stehen. Grundsätzlich handelt es sich bei der HVL-Messung jedoch um eine Methode äußerst begrenzter Genauigkeit. Wie bereits oben erwähnt, berichtete Nagel (1988) Fehler von typischerweise  $\pm 30\%$ .[57] Die der Anodenrauigkeit bzw. Röhrenalterung zugeschriebenen Veränderungen der HVL in der Literatur, wie auch die Ergebnisse dieser Arbeit (10,3%), liegen deutlich unter diesem Prozentsatz und damit im möglichen Bereich des Messfehlers.

Tabelle 33 gibt eine Zusammenfassung der Ergebnisse der HVL-Messungen und der Spektroskopie.

Einheit	A/F	U [kV]	HVL	$A_{\text{gesamt}}$	$A_{K\alpha}$	$A_{K\beta}$	$A_B$
Mammomat 3000	Mo/Mo	28	↑	↑	↑	↑	↑
Mammomat 3000	Mo/Mo	30	↑	↑	↑	↓↑	↑
Novation DR	Mo/Mo	28	↑	↑	↑	↑↓	↑
Novation DR	Mo/Rh	28	↑	↑	↑	↓↑	↑
Novation DR	W/Rh	30	↑	↑	-	-	-

**Tabelle 33:** Zusammenfassung der Ergebnisse der HVL-Messungen und Flächenberechnungen.

↑ Zunahme, ↓ Abnahme, ↓↑ Abnahme von Messzeitpunkt T1 zu T2, Zunahme von T2 zu T3, ↑↓ Zunahme von T1 zu T2, Abnahme von T2 zu T3

Die Ergebnisse in der Literatur basieren größtenteils auf Computersimulationen, denen gemessene Anodenoberflächenprofile zugrunde liegen. Der große Vorteil von Computersimulationen, insbesondere Monte-Carlo-Simulationen, ist, dass sie auf Experimente anwendbar sind, die im Labor nicht durchführbar sind. Beispielsweise können die Signalbeiträge von primärer und sekundärer Strahlung in einem radiologischen System getrennt betrachtet werden.[55] Dieser Vorteil könnte sich aber in bestimmten Bereichen als nachteilig erweisen, denn manchmal kann es notwendig sein ein System nicht isoliert, sondern als Gesamtheit zu beurteilen. Computersimulationen können nur Faktoren berücksichtigen, die vom Programmierer eingegeben wurden. Faktoren, die unbekannt sind, werden also nicht erfasst. Die Simulation eines physikalischen Ereignisses kann daher immer nur eine Annäherung darstellen.

Die Spektroskopie gilt als ideale Methode für die Beurteilung der Strahlenqualität eines radiologischen Systems. Sie ermöglicht die Erfassung des Röntgenspektrums, das auf die Patientin einwirkt und schlussendlich das Mammographiebild erzeugt. Dieses Spektrum wird nicht nur durch die Beschaffenheit der Anode allein beeinflusst, sondern ist das Produkt der gesamten Mammographieeinheit.

## 5 Literaturverzeichnis

- [1] Adam G, Lauger P, Stark G. *Physikalische Chemie und Biophysik*, 4. Auflage, Berlin Heidelberg New York: Springer Verlag, 2003
- [2] Ay MR, Shahriari M, Sarkar S, Abid M, Zaidi H. *Monte Carlo simulation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNP4C*. Phys Med Biol 2004; 49 (21): 4897-4917
- [3] Baird LC. *X-ray spectra vs attenuation data: A theoretical analysis*. Med Phys 1981; 8 (3): 319– 323
- [4] Bearden JA. *X-Ray Wavelengths*. Rev. Mod. Phys. 1967; 39 (1): 78-124
- [5] Bock K, Duda VF, Albert US, Schulz KD. *Hormonale Einflüsse auf die mammographische Gewebsdichte*. Gynäkologe 2002; 35 (11): 1087-1093
- [6] Bock K. Grundlagen. In: Duda V, Schulz- Wendtland R. *Mammadiagnostik: Komplementärer Einsatz aller Verfahren*. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 2004
- [7] Böcker W. *Mamma*. In: Böcker W, Denk H, Heitz PU (Hrsg.). *Pathologie*, 3. Auflage, München: Elsevier, 2004
- [8] Boone JM, Yu T, Seibert A. *Mammography spectrum measurement using an x-ray diffraction device*. Phys Med Biol 1998; 43 (9), 2569–2582
- [9] Botsch W.: *Aufbau eines integrierten Gammaskopiersystems und Anwendung auf Untersuchungen zum Migrationsverhalten von Radionukliden im Boden*. Diplomarbeit, Universität Hannover Zentrum für Strahlenschutz und Radioökologie, Jänner 1997
- [10] Brutscher J. *Application Note: Dependence of HPGc Detector resolution on Shaping Time*. GBS Elektronik GmbH 2001
- [11] Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *Interaction of Radiation with Matter*. In: *The essential physics of medical imaging*, 2nd ed., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002
- [12] Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *Mammography*. In: *The essential physics of medical imaging*, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002
- [13] Carlsson GA, Berggren KF, Carlsson CA, Matscheko G, Ribberfors R. The Compton Spectrometer. Int J of Quant Chem 1989; 35 (6): 721-734

- [14] Cox CE, Lowe BG, Sareen RA. *Small Area High Purity Germanium Detectors for Use in the Energy Range 100eV to 100keV*. IEEE Transactions on Nuclear Science 1988, 35 (1), 28-32
- [15] Cranley K, Gilmore BJ, Fogarty GWA., Desponds L. *Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data. IPEM Report 78* (Electronic version prepared by D. Sutton) York: The Institute of Physics and Engineering in Medicine (CD-ROM Edition 1997) (IPEM)]
- [16] Dössl O. *Bildgebende Verfahren in der Medizin*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2000
- [17] Dumitrescu A. *Comparison of a digital and an analogical gamma spectrometer at low count rates*. U.P.B.Sci.Bull., Series A, 201, 173(4): 127-138
- [18] Eggert, T. *Die spektrale Antwort von Silizium-Röntgendetektoren*. Doktorarbeit, Technische Universität München Fakultät für Physik, 2004
- [19] Erdélyi M, Lajkó M, Kákonyi R, Szabó G. Measurement of the x-ray tube anodes' surface profile and its effects on the x-ray spectra. *Med Phys* 2009; 36 (2): 587-593
- [20] Ewen K, Huhn W, Schimmel R, Wellner U. *Strahlenschutz*. In: Freyschmidt J, Schmidt T. (Hrsg.). *Handbuch diagnostische Radiologie: Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2003
- [21] Ferlay J, Shin HR, Bray F, Forman D, Mathers C, Parkin DM. *GLOBOCAN 2008 v1.2, Cancer Incidence and Mortality Worldwide: IARC Cancer Base No. 10* [Internet]. Lyon, France: International Agency for Research on Cancer; 2010. <http://globocan.iarc.fr>, letzter Zugriff am 23.12.2012
- [22] Fettweis PF, Schwenn H. *Semiconductor Detectors*. In: L'Annunziata MF (ed). *Handbook of Radioactivity Analysis*, 1st ed., San Diego: Academic Press, 1998
- [23] Fine S, Hendee CF. X-Ray Critical-Absorption and Emission Energies in keV. Philips Laboratories, Irvington on Hudson, USA  
<http://www.ortec-online.com/download/AN34%20X-Ray%20Critical%20Absorption%20and%20Emission%20Energies.pdf>  
(letzter Zugriff am 23.02.2013)
- [24] Fischer U, Hermann KP, Baum F. *Röntgenmammographie: Verstehen, anwenden und optimieren*. Stuttgart: Thieme Verlag, 2003

- [25] Fischer U, Helbich T, Pfarl G (Hsrg.). *ACR BI-RADS: Illustrierte Anleitung zur einheitlichen Befunderstellung von Mammographie, Mammasonographie, MR Mammographie. Deutsche Ausgabe des Breast Imaging and Reporting Data System (BI-RADS) des American College of Radiology (ACR)*. Berlin Stuttgart: Deutsche Röntgengesellschaft, Georg Thieme Verlag, 2006
- [26] Fischer U, Baum F. *Pareto-Reihe Radiologie: Mamma*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2007
- [27] Gallardo S, Rodenas J, Verdú G. *Monte Carlo simulation of the Compton scattering technique applied to characterize diagnostic x-ray spectra*. Med Phys 2004; 31 (7): 2082-2090
- [28] Goering U, Dümmling K. *Sichtbarmachen des Röntgenbildes mit Hilfe von Lumineszenzschirmen*. In: Diethelm L, Olsson O, Strnad F, Vieten H, Zuppinger A, (Hsrg.). *Handbuch der Medizinischen Radiologie. Band I/Teil 1: Physikalische Grundlagen und Technik*. Berlin-Heidelberg-New York: Springer Verlag, 1965
- [29] Goretzki G. *Medizinische Strahlenkunde: Physikalisch-technische Grundlagen*, 2.Auflage. München: Urban & Fischer Verlag, 2004
- [30] Gränicher HWH. *Messung beendet-was nun?: Einführung und Nachschlagewerk für die Planung und Auswertung von Messungen*, 2.Auflage. Zürich. vdf Hochschulverlag AG an der ETH Zürich, 1996
- [31] Gregory KJ, Pattison JE, Bibbo G. *Uncertainties of exposure-related quantities in mammographic x-ray unit quality control*. Med Phys 2006; 33 (3): 687-698
- [32] Hannaske R. *Fast Digitalization and Digital Signal Processing of Detector Signals*. Diplomarbeit, Technische Universität Dresden Fakultät Mathematik und Naturwissenschaften, Jänner 2008  
<http://www.qucosa.de/fileadmin/data/qucosa/documents/2788/12224.pdf>  
(letzter Zugriff am 30.01.2013)
- [33] Haxel O. *Entstehung, Eigenschaften und Wirkungen ionisierender Strahlen*. In: Diethelm L, Olsson O, Strnad F, Vieten H, Zuppinger A (Hsrg.). *Handbuch der Medizinischen Radiologie. Band I/Teil 1: Physikalische Grundlagen und Technik*. Berlin-Heidelberg-New York: Springer Verlag, 1965
- [34] Hermann KP. *Grundlagen*. In: Fischer U, Hermann KP, Baum F. (Hsrg.) *Röntgenmammographie: Verstehen, anwenden und optimieren*. Stuttgart: Thieme Verlag

- [35] Heywang-Köbrunner SH, Schreer I. *Bildgebende Mammadiagnostik: Untersuchungstechnik, Befundmuster, Differenzialdiagnose und Interventionen*, 2. Auflage. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag, 2003
- [36] Hoffmann J. *Taschenbuch der Messtechnik*, 3. Auflage. München Wien: Carl Hanser Verlag, 2002
- [37] Hollas JM. *Moderne Methoden in der Spektroskopie*. Braunschweig/Wiesbaden. Friedr. Vieweg Sohn Verlagsgesellschaft mbH, 1995
- [38] Hubbel JH, Seltzer SM. *Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z= 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest*. 1996. NIST Standard Reference Database 126  
<http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm> (letzter Zugriff am 23.02.2013)
- [39] Jennings RJ, Eastgate RJ, Siedband MP, Ergun DL. *Optimal X-ray spectra for screen-film mammography*. Med Phys 1981; 8 (5): 629-639
- [40] Jensen F. *Die Technik der Erzeugung von Röntgenstrahlen*. In: Diethelm L, Olsson O, Strnad F, Vieten H, Zuppinger A (Hrsg.). *Handbuch der Medizinischen Radiologie. Band I/Teil 2: Physikalische Grundlagen und Technik*. Berlin-Heidelberg-New York: Springer Verlag, 1965
- [41] Jugelt P, Schiek M. *Röntgen-Strahlen*. In: von Ardenne M, Musiol G, Klemradt U (Hrsg.). *Effekte der Physik und ihre Anwendungen*, 3. Auflage. Frankfurt: Verlag Harri Deutsch, 2005: 222-230
- [42] Kaufmann M., Pfeleiderer A. *Erkrankungen der Mamma*. In: Breckwoldt M., Kaufmann M., Pfeleiderer A. *Gynäkologie und Geburtshilfe*, 5. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, 2008
- [43] Kákonyi R, Erdélyi M, Szabó G: Monte Carlo simulation of the effects of anode surface roughness on x-ray spectra. Med Phys 2010; 37 (11): 5737-5745
- [44] Keyser RM, Bingham RD, Twomey TR. *Improved performance in germanium detector gamma-spectrometers based on digital signal processing*. J. Radioanal Nucl Chem 2008; 276 (3):567-575
- [45] Kharrati H, Zarrad B. *Computation of beam quality parameters for Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh and W/Al target/filter combinations in mammography*. Med Phys 2003; 30 (10): 2638 – 2642

- [46] Kleinknecht K. *Detektoren für Teilchenstrahlung*, 4. Auflage. Wiesbaden: Teubner Verlag, 2005
- [47] Knoll GF. *Radiation Detection and Measurement*, 2nd ed.). New York: John Wiley & Sons, 1989
- [48] Kortright JB, Thompson AC. *X-ray emission energies*. In: Thompson AC et al. *X-Ray Data Booklet*, 2nd ed. Berkely: Lawrence Berkley National Laboratory, 2001
- [49] Krieger H. *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*, 2. Auflage. Wiesbaden: B. G. Teubner Verlag, 2007
- [50] Krieger H. *Strahlungsmessung und Dosimetrie*. Wiesbaden: Vieweg + Teubner Verlag, 2011
- [51] Leo WR. *Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments*, 1st ed. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 1987
- [52] Laubenberger TH, Laubenberger J. *Technik der medizinischen Radiologie: Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz; für Ärzte, Medizinstudenten und MRTA*, 7. Auflage. Köln: Deutscher Ärzteverlag, 1999
- [53] Matscheko G, Ribberfors Roland. *A Compton scattering spectrometer for determining x-ray photon energy spectra*. Phys Med Biol 1987; 32 (5): 577-594
- [54] Matscheko GA. *Compton Scattering Spectrometer for Measurements of Primary Photon Energy Spectra from Clinical X-ray Units under Working Conditions*. Doktorarbeit, Linköping University Faculty of Health Sciences, 1988
- [55] Mehranian A, Ay MR, Riyahi Alam N, Zaidi H. *Quantifying the effect of anode surface roughness on diagnostic x-ray spectra using Monte Carlo simulation*. Med Phys 2010; 37 (2): 742-752
- [56] Nagel HD. *Limitations in the determination of total filtration of x-ray tube assemblies*. Phys Med Biol 1988; 33 (2): 271-289
- [57] Nagel HD. *Strahlungsphysik in der diagnostischen Radiologie*. In: Freyschmidt J, Schmidt T. (Hrsg.) *Handbuch diagnostische Radiologie: Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2003
- [58] Nowotny R, Meghzifene Kh. *Simulation of the effect of anode surface roughness on diagnostic x-ray spectra*. Phys Med Biol 2002; 47 (22): 3973-3983

- [59] Palomba M, D'Erasmus, Pantaleo A. *The Monte Carlo code CSS for the simulation of realistic thermal neutron sensor devices for Humanitarian Demining*. Nucl Instrum Meth A 2003; 498 (1-3): 389-396
- [60] Radeleff B, Schneider B, Stegen P, Kauffmann GW: *Gerätekunde*. In: Kauffmann GW, Moder E, Sauer R (Hrsg). *Radiologie*, 3. Auflage. München: Elsevier, 2006
- [61] Reguigui N, Morel J, Kraiem HB, Mahjoub A. *Characterization of three digital signal processor systems used in gamma ray spectrometry*. Appl Radiat Isot 2002; 56 (1-2): 93-97
- [62] Roth-Ganter G, Fischer U. *Mammographie-Handbuch für die tägliche Praxis: Ein Technik-, Einstellungs- und Qualitätsleitfaden für Radiologen, Gynäkologen und MTRA*. Stuttgart: Georg-Thieme Verlag, 2002
- [63] Säbel M. *Aufnahmetechnische Grundlagen*. In: Duda V, Schulz-Wendtland R. *Mammadiagnostik: Komplementärer Einsatz aller Verfahren*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2004
- [64] Säbel M. *Strahlenexposition und Strahlenrisiko*. In: Duda V, Schulz-Wendtland R. *Mammadiagnostik: Komplementärer Einsatz aller Verfahren*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2004
- [65] Sauer R, Müller RG. *Strahlenphysik*. In: Kauffmann GW, Moser E, Sauer R. *Radiologie* (3. Auflage). München: Elsevier, 2006
- [66] Sauer R. *Strahlentherapie und Onkologie*, 5. Auflage. München: Elsevier, 2010
- [67] Schaaffs W. *Erzeugung von Röntgenstrahlen*. In: Flügge S (Hrsg.). *Handbuch der Physik*. Berlin Göttingen Heidelberg: Springer Verlag, 1957
- [68] Schmidt HU. *Meßelektronik in der Kernphysik*. Stuttgart: Teubner, 1986
- [69] Sommer HL. *Weibliche Geschlechtsorgane*. In: Dörfler, H.; Eisenmenger, W.; Lippert, H.-D.; Wandl, U. (Hrsg.) *Medizinische Gutachten*. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2008
- [70] Silva MC, Herdade B, Lammoglia P, Costa PR, Terini RA. *Determination of the voltage applied to x-ray tubes from the bremsstrahlung spectrum obtained with a silicon PIN photodiode*. Med Phys 2000; 27 (11): 2617– 2623
- [71] Sprawls P. *Physical principles of medical imaging*, 2nd ed. Gaithersburg: Aspen publishers, 1993
- [72] Sprawls P. *Mammography: Physics and Technology for Effective Clinical Imaging*. In: Sprawls P. *The physical principles of medical imaging online*.

- Sprawls Educational Foundation, 2005.  
<http://www.sprawls.org/resources/MAMMO/module.htm#1> (letzter Zugriff am 28.01.2013)
- [73] Steurer A: *Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik*, Ausgabe November 2004, Österreichisches Normungsinstitut, Wien, ISBN 3-85402-084-8
- [74] Stöffler G. Objective Evaluation Criteria for Phantom Images in Mammography: Discrepancy between Mammograms and Phantom Images? [abstract]. In: Radiological Society of North America, 78<sup>th</sup> scientific assembly and annual meeting; 1992 Nov 29-Dec 4, Chicago. *Radiology* 1992; 185 (P): 249-250
- [75] Stöffler G. Reconsideration of test concepts in medical imaging departments: The concept of measurement uncertainty [abstract]. In: 9<sup>th</sup> European Congress of Radiology; 1995 May 5-10, Vienna. *European Radiology* 1995; 5 (Supplement): 72
- [76] Stumbo S, Bottigli U, Golosio B, Oliva P, Tangaro S. Direct analysis of molybdenum target generated x-ray spectra with a portable device. *Med Phys* 2004; 31 (10): 2763-2770
- [77] Trautwein A, Kreibitz U, Hüttermann J. *Physik für Mediziner, Biologen und Pharmazeuten*, 6. Auflage. Berlin, 2004
- [78] Villafana T. *Generators, X-ray Tubes, and Exposure Geometry in Mammography*. *Radiographics* 1990; 10 (3): 539-554
- [79] Vo DT, Russo PA, Sampson TE. *Comparisons Between Digital Gamma-Ray Spectrometer (DSpec) and Standard Nuclear Instrumentation Methods (NIM) Systems*. Los Alamos National Laboratory 1998
- [80] Vogt HG, Schultz H. *Grundzüge des praktischen Strahlenschutzes*, 4. Auflage. München Wien: Carl Hanser Verlag, 2007
- [81] Wach P, Leitgeb N, Schuy S. Die äquivalente Röntgenaufnahme. *Biomedizinische Technik* 1976; 21 (6): 162-169
- [82] Wagner LK, Archer BR, Cerra F. *On the measurement of half-value layer in film-screen mammography*. *Med Phys* 1990; 17 (6): 989-997
- [83] Wambersie A, DeLuca PM, Zoetelief J. *Specification of X-ray beams*. *Journal of the ICRU* 2005; 5 (2): 21-24
- [84] Yaffe MJ. *Mammographic density. Measurement of mammographic density*. *Brest Cancer Research* 2008; 10 (3): 209-218

- [85] Zoetelief J, Fitzgerald M, Leitz W, Säbel M. *European Protocol on Dosimetry in Mammography, EUR 16263 EN*. Brüssel: Office for Official Publications of the European Communities, 1996
- [86] Zschornack G. *Linienverbreiterung*. In: Von Ardenne M, Musiol G, Klemradt U. (Hrsg.). *Effekte der Physik und ihre Anwendungen*, 3.Auflage. Frankfurt: Verlag Harri Deutsch, 2005
- [87] GAMMA-RAY SPECTRUM CATALOG OF ISOTOPES  
[http://www.radiochemistry.org/periodictable/gamma\\_spectra/](http://www.radiochemistry.org/periodictable/gamma_spectra/), Americium-241:  
[http://www.radiochemistry.org/periodictable/gamma\\_spectra/pdf/am241.pdf](http://www.radiochemistry.org/periodictable/gamma_spectra/pdf/am241.pdf)  
(letzter Zugriff am 18.02.2012)
- [88] GE Medical Systems. Technical Publication 2233373-100 Revision 2. Senographie MSQA Compliance Guide. General Electric Co., 1999
- [89] Ortec Model 672 Spectroscopy Amplifier Operating Manual
- [90] Ortec Newsletter Dezember 2011  
<http://www.ortec-online.com/download/German-Newsletter-December-2011.pdf> (letzter Zugriff am 28.01.2013)
- [91] ORTEC GLP Series Planar HPGe Low-Energy Detector Product Configuration Guide  
[www.ortec-online.com/download/glp.pdf](http://www.ortec-online.com/download/glp.pdf) (letzter Zugriff am 16.01.2013)
- [92] ORTEC Research Applications: Pulse- Height, Charge, or Energy Spectroscopy, [www.ortec-online.com](http://www.ortec-online.com), Oak Ridge, TN, U.S.A.  
<http://www.ortec-online.com/download/Pulse-Height-Charge-Energy-Spectroscopy.pdf> (letzter Zugriff am 30.12.2012)
- [93] ÖVE/ÖNORM EN 61223-3-2: Bewertung und routinemäßige Prüfung in Abteilungen für medizinische Bildgebung. Teil 3-2: Abnahmeprüfungen-Abbildungsqualität von Röntgen-Einrichtungen für die Mammographie (IEC 61223-3-2:1996). Österreichischer Verband für Elektrotechnik (ÖVE), 1010 Wien, Österreichisches Normungsinstitut (ON), Heinestraße 38, A-1020 Wien
- [94] ÖNORM S 5240-12, Ausgabe 2003-05-01: Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben. Teil 12: Abnahmeprüfung an medizinischen Röntgen-Einrichtungen für Mammographie-Grenzwerte. Österreichisches Normungsinstitut (ON), Heinestraße 38, A-1020 Wien

- [95] RTI Electronics Spectro-X AB Compton Spectrometer Manual, Mölndal, Sweden, 1994
- [96] RTI Electronics Product Catalogue 200402.23: X-ray QA and Service, Mölndal, Sweden, 2004
- [97] Schweizer Gesellschaft für Strahlenbiologie und medizinische Physik. *Dosimetrie von Röntgenstrahlen im niedrigen und mittleren Energiebereich (Empfehlungen) Nr. 9*, Mai 2001 URL <http://www.sgsmp.ch/r09lmx-d.pdf>
- [98] Statistik Austria. Österreichisches Krebsregister. URL [http://www.statistik.at/web\\_de/statistiken/gesundheit/krebserkrankungen/krebsinzidenz\\_im\\_ueberblick/index.html](http://www.statistik.at/web_de/statistiken/gesundheit/krebserkrankungen/krebsinzidenz_im_ueberblick/index.html) (letzter Zugriff am 23.12.2012)
- [99] *Vereinbarung von Qualitätssicherungsmaßnahmen nach § 135 Abs. 2 SGB V zur kurativen Mammographie (Mammographie-Vereinbarung)*, Stand: 11.02.2011. Rechtsquellensammlung der KBV, Stand: 06.07.2011 [http://www.kvwl.de/arzt/recht/kbv/qualitaets/qualit\\_mammographie.pdf](http://www.kvwl.de/arzt/recht/kbv/qualitaets/qualit_mammographie.pdf) (letzter Zugriff am 06.01.2013)
- [100] Gallardo S. Private Kommunikation. 2013

## 6 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Die häufigsten bösartigen Neubildungen der Frau (Stand 2010).....	2
Abbildung 2: Weltweite, altersstandardisierte Inzidenz und Mortalität von Brustkrebs .....	3
Abbildung 3: Altersstandardisierte Inzidenz und Mortalität von Brustkrebs .....	4
Abbildung 4: Schematischer Aufbau des Drüsenkörpers der weiblichen Brust .....	5
Abbildung 5: Schwächung von Brustgeweben .....	7
Abbildung 6: Prinzip einer Röntgenröhre .....	8
Abbildung 7: Schema der Entstehung von Bremsstrahlung.....	9
Abbildung 8: Bremsstrahlung und charakteristische Strahlung.....	10
Abbildung 9: Schema der Entstehung von charakteristischer Röntgenstrahlung .....	10
Abbildung 10: Schematische Darstellung der klassischen Streuung .....	12
Abbildung 11: Schematische Darstellung des Photoeffekts .....	14
Abbildung 12: Massenabsorptionskoeffizient $\mu/\rho$ von Molybdän.....	15
Abbildung 13: Schematische Darstellung des Compton-Effekts.....	16
Abbildung 14: Ungefiltertes Mo-Spektrum .....	22
Abbildung 15: Ungefiltertes Rh-Spektrum .....	22
Abbildung 16: Ungefiltertes W-Spektrum .....	23
Abbildung 17: Mo-gefilterte Mo-Spektren bei verschiedenen kV-Einstellungen .....	24
Abbildung 18: Spektrum einer Mo-Anode mit unterschiedlicher Molybdän-Filterung .....	26
Abbildung 19: Spektrum einer Rh-Anode mit 25 $\mu$ m-Rh-Filterung.....	26
Abbildung 20: Schema einer Standardmammographieanlage .....	27
Abbildung 21: Effekt der Kompression auf die geometrische Unschärfe .....	29
Abbildung 22: Grundprinzip eines fokussierten Streustrahlenrasters.....	30
Abbildung 23: Anode-Heel-Effekt.....	30
Abbildung 24: Konventionelle Geometrie und Halbfeld-Geometrie.....	31
Abbildung 25: Dosisgrößen in Bezug auf den Messort und relativ zur Einfallsdosis .....	37
Abbildung 26: Ausbeuterückgang bei Aufrauung der Schräganoden-Oberfläche.....	42
Abbildung 27: Messanordnung zur Bestimmung der HVL .....	45
Abbildung 28: Prinzip der Ionisationskammer .....	46
Abbildung 29: Anordnung für die HVL-Messung, ÖVE/ÖNORM EN 61223 .....	48
Abbildung 30: Anordnung für die HVL-Messung, EUR 16263 EN.....	49
Abbildung 31: Anordnung für die HVL-Messung, MQSA .....	50
Abbildung 32: Blockschaltbild des Spektroskopie-Systems A.....	54
Abbildung 33: Blockschaltbild des Spektroskopie-Systems B .....	55
Abbildung 34: Spektroskopie-Arbeitsplatz.....	56
Abbildung 35: Aufbau des HPGe-Detektorsystems.....	58
Abbildung 36: Definition der Energieauflösung.....	60
Abbildung 37: Halbwertsbreite (FWHM) und Zehntelwertsbreite (FWTM) .....	61
Abbildung 38: Der Pile-up-Effekt.....	62
Abbildung 39: Schematischer Aufbau des Compton-Spektrometers.....	64
Abbildung 40: Spectro-X Compton-Spektrometer .....	65
Abbildung 41: Lage des Streukörpers zu Fokus und Detektor .....	66
Abbildung 42: Spektrometer und HP Ge-Detektor auf der goniometrischen Vorrichtung.....	67
Abbildung 43: Prinzip des ladungsempfindlichen Vorverstärkers, .....	68
Abbildung 44: Architekturunterschiede zwischen analogem und digitalem Spektrometer .....	71
Abbildung 45: Trapezförmige digitale Filterantwort.....	72
Abbildung 46: Einfluss der Rise Time auf das Spektrum.....	75
Abbildung 47: Zerfallsschema von $^{241}\text{Am}$ .....	75
Abbildung 48: Photonenspektrum des Nuklids Ameritium-241 .....	76
Abbildung 49: Pulshöhenverteilung.....	78

Abbildung 50: Pulshöhenverteilungen mit 1, 5, 10, 20, 30 und 40 Einzelexpositionen .....	79
Abbildung 51: Relative Photonverteilung .....	80
Abbildung 52: Mit unterschiedlichen Dekonvolutionsgrenzen rekonstruiertes Spektrum .....	81
Abbildung 53: Mit und ohne Dekonvolution rekonstruiertes Spektrum.....	82
Abbildung 54: Abstand-normierte relative Photonverteilung .....	83
Abbildung 55: Amplituden-normierte relative Photonverteilung .....	84
Abbildung 56: Vergleich von Gauss- und Lorentz-Verteilung.....	86
Abbildung 57: Flussdiagramm des MATLAB-Programms zur Teilflächenberechnung .....	88
Abbildung 58: Fit der Lorentz-Funktion .....	89
Abbildung 59: Fit der Gauss-Funktion.....	89
Abbildung 60: Berechnung der Teilflächen .....	89
Abbildung 61: Zur Bezeichnung der Teilflächen.....	90
Abbildung 62: Chronologische Darstellung der HVL (Mammomat 3000) .....	93
Abbildung 63: Chronologische Darstellung der HVL (Novation DR) .....	94
Abbildung 64: Chronologische Darstellung der HVL für beide Mammographiesysteme.....	95
Abbildung 65: Röntgenspektrum einer Mo-Anode mit Mo-Filterung.....	96
Abbildung 66: Röntgenspektrum einer Mo-Anode mit Rh-Filterung.....	97
Abbildung 67: Röntgenspektrum einer W-Anode mit Rh-Filterung .....	98
Abbildung 68: Relative Photonverteilungen bei unterschiedlichen kV-Einstellungen .....	99
Abbildung 69: Vergrößerung des y-Achsen-Bereichs von Abbildung 15 .....	100
Abbildung 70: Relative Photonverteilungen bei verschiedenen A/F-Kombinationen .....	101
Abbildung 71: Veränderung des Röntgenspektrums mit der Zeit.....	103
Abbildung 72: Anteile der Teilflächen an der Gesamtfläche für Mo/Mo.....	105
Abbildung 73: Anteile der Teilflächen an der Gesamtfläche für Mo/Rh.....	105
Abbildung 74: Veränderung der Gesamtflächen des Mo/Mo-Spektrums.....	106
Abbildung 75: Veränderung der Gesamtflächen des Mo/Rh- und W/Rh-Spektrums.....	106
Abbildung 76: HVL vs. Gesamtfläche A (Mo/Mo) .....	108
Abbildung 77: HVL vs. Gesamtfläche A (Mo/Rh bzw. W/Rh).....	108
Abbildung 78: Chronologische Darstellung der berechneten HVL (Mammomat 3000).....	110
Abbildung 79: Chronologische Darstellung der berechneten HVL (Novation DR) .....	110
Abbildung 80: Positionen der Messkammer auf der Lagerungsplatte .....	114
Abbildung 81: HVL-Messung in einem engen und einem breiten Nutzstrahlenbündel .....	116
Abbildung 82: Teilflächen von mit und ohne Dekonvolution rekonstruierten Spektren .....	118
Abbildung 83: Veränderung der Gesamtflächen (Rekonstruktion mit Dekonvolution) .....	119
Abbildung 84: Veränderung der Gesamtflächen (Rekonstruktion mit Dekonvolution) .....	119
Abbildung 85: Mit und ohne Dekonvolution rekonstruiertes W/Rh-Spektrum.....	123
Abbildung 86: Aus Spektrum berechnete vs. gemessene HVL (Mo/Mo) .....	126
Abbildung 87: Aus Spektrum berechnete vs. gemessene HVL (Mo/Rh bzw. W/Rh).....	126
Abbildung 88: Berechnete vs. gemessene HVL (Mo/Mo) (mit Dekonvolution).....	127
Abbildung 89: Berechnete vs. gemessene HVL (Mo/Rh bzw. W/Rh) (mit Dekonvolution) .....	128

## 7 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Dichtetypen im Mammogramm nach ACR [25].....	2
Tabelle 2: Elektronenbindungsenergien in keV .....	11
Tabelle 3: Charakteristische Röntgenstrahlenenergien der K-Schale in keV .....	11
Tabelle 4: Photonenenergie, die für die jeweilige Brustdicke als ideal angenommen wird ....	20
Tabelle 5: K-Schalen Emissionslinien und K-Kanten.....	21
Tabelle 6: Rückstreufaktor für die Ermittlung der Oberflächendosis .....	37
Tabelle 7: ÖVE/ÖNORM EN 61223-3-2:2002, Tabelle 1 .....	39
Tabelle 8: Messvorschriften zur HVL-Messung in Österreich, der EU und den USA .....	47
Tabelle 9: Verwendete Messgeometrie der HVL-Messungen .....	52
Tabelle 10: Freisetzungenergien von verschiedenen Detektortypen .....	59
Tabelle 11: Im Qualitätssicherungsdatenblatt für GLP-06299/05-P-S angeführte FWHM.....	61
Tabelle 12: Verstärkereinstellungen und resultierende Kanalbreite .....	73
Tabelle 13: Shaping bzw. Rise Time-Einstellungen, Kanalanzahl und $E_{\min}$ .....	74
Tabelle 14: Energie und Intensität des für die Kalibrierung verwendeten $^{241}\text{Am}$ -Peaks .....	76
Tabelle 15: Halbwertsbreite der $^{241}\text{Am}$ -Kalibrierspektren.....	77
Tabelle 16: Messbedingungen an den verschiedenen Messtagen .....	78
Tabelle 17: Übersicht über die verwendeten Abkürzungen für die (Teil-)Flächen .....	90
Tabelle 18: Ermittelte HVL ohne Kompressionsplatte .....	92
Tabelle 19: Ermittelte HVL mit Kompressionsplatte im Strahlengang.....	92
Tabelle 20: Differenz der HVL-Werte von Messzeitpunkt 1 zu Messzeitpunkt 3.....	95
Tabelle 21: Energielage der charakteristischen Peaks von Mo/Mo .....	102
Tabelle 22: Amplitudenmaxima der charakteristischen Peaks von Molybdän .....	102
Tabelle 23: Mit MATLAB berechnete Flächen (Mammomat 3000).....	104
Tabelle 24: Mit MATLAB berechnete Flächen (Novation DR) .....	104
Tabelle 25: Veränderung der Gesamtflächen $\Delta A$ mit der Zeit .....	107
Tabelle 26: Veränderung der Teilflächen mit der Zeit.....	107
Tabelle 27: Aus Spektren berechnete HVL- Werte .....	109
Tabelle 28: Oberflächendosis an verschiedenen Positionen auf der Lagerungsplatte .....	115
Tabelle 29: Differenz der mit MATLAB bzw. DIAdem berechneten Gesamtflächen.....	120
Tabelle 30: Methoden zur Evaluierung der Effekte der Anodenrauigkeit in der Literatur....	122
Tabelle 31: Vergleich der HVL der beiden Systeme .....	128
Tabelle 32: Vergleich der Gesamtflächen der beiden Systeme.....	129
Tabelle 33: Zusammenfassung der Ergebnisse .....	130
Tabelle 34: Energielage und Amplitude der charakteristischen Peaks von Mo/Mo .....	161
Tabelle 35: Energielage und Amplitude der charakteristischen Peaks von Mo/Mo .....	161
Tabelle 36: Energielage und Amplitude der charakteristischen Peaks von Mo/Rh.....	162
Tabelle 37: Energielage und Amplitude der charakteristischen Peaks von Mo/Rh.....	162
Tabelle 38: Werte der berechneten (Teil-)Flächen (Mammomat 3000) .....	163
Tabelle 39: Werte der berechneten (Teil-)Flächen (Novation DR) .....	164
Tabelle 40: Anteil der Teilflächen an der Gesamtfläche (Mammomat 3000) .....	164
Tabelle 41: Anteil der Teilflächen an der Gesamtfläche (Novation DR) .....	165
Tabelle 42: Gesamtfläche für die A/F-Kombination W/Rh.....	165
Tabelle 43: HVL für Mo/Rh und W/RH ohne Kompressionsplatte.....	166
Tabelle 44: HVL für Mo/Rh und W/RH mit Kompressionsplatte .....	166
Tabelle 45: Zweite HVL (Novation DR) .....	167
Tabelle 46: Veränderung der HVL für Mo/Rh und W/Rh mit der Zeit.....	167
Tabelle 47: Berechnete und gemessene HVL (ohne Dekonvolution, Mammomat 3000) .....	168
Tabelle 48: Berechnete und gemessene HVL (ohne Dekonvolution, Novation DR) .....	168

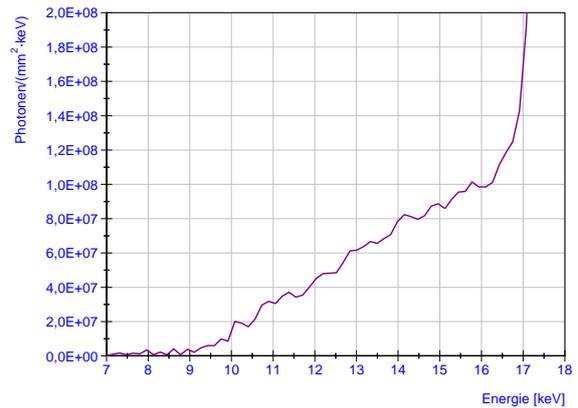
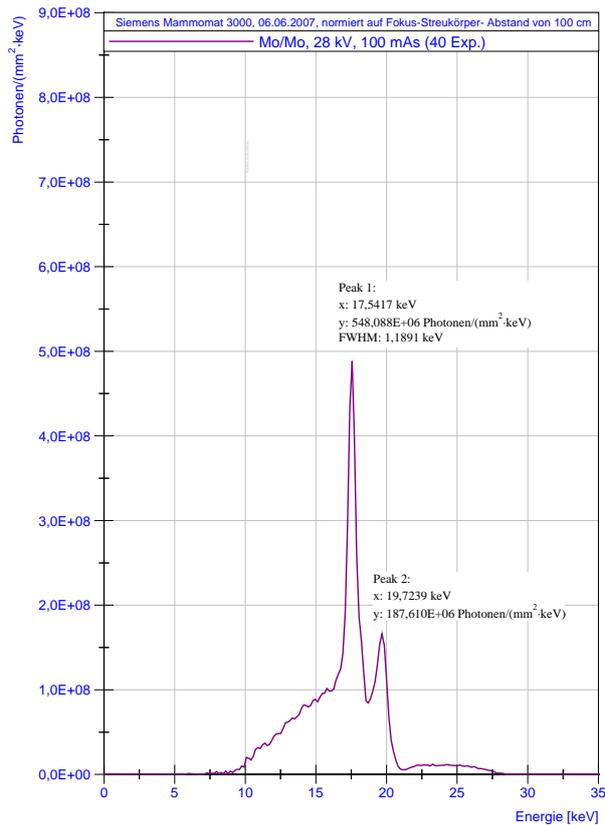
---

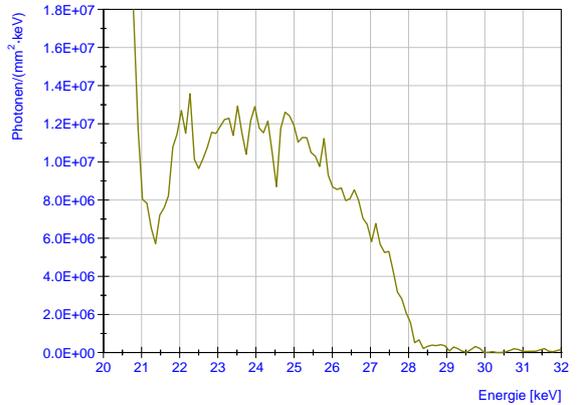
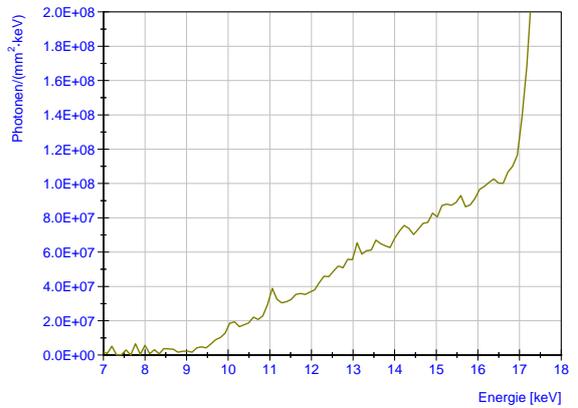
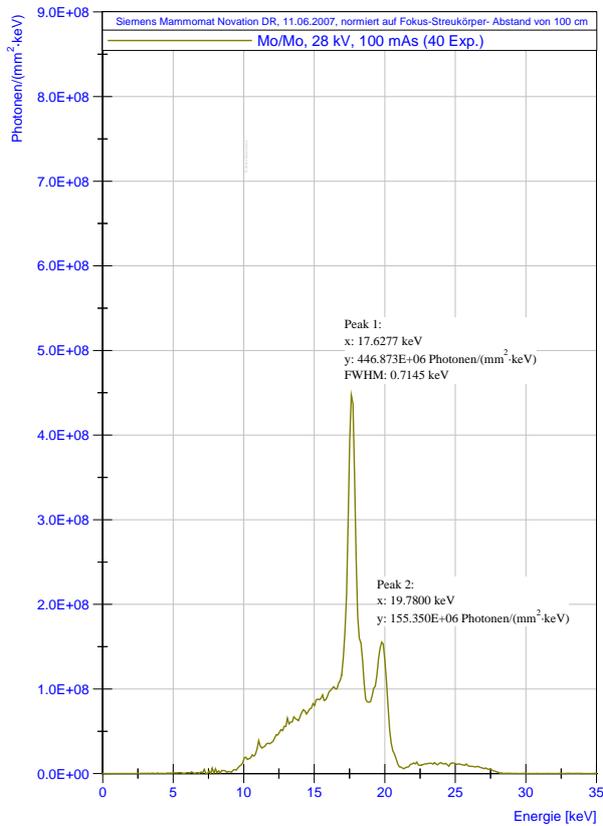
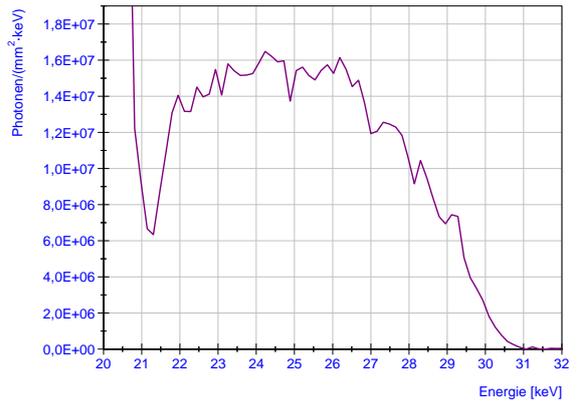
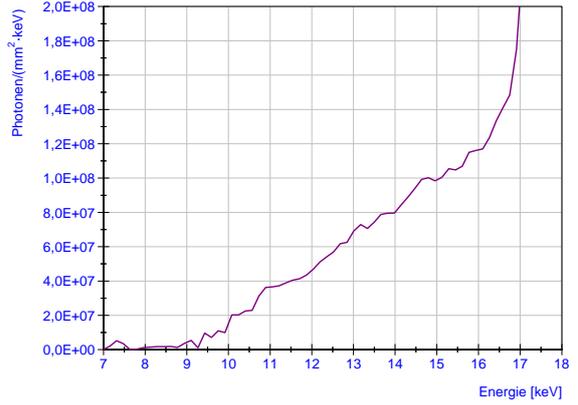
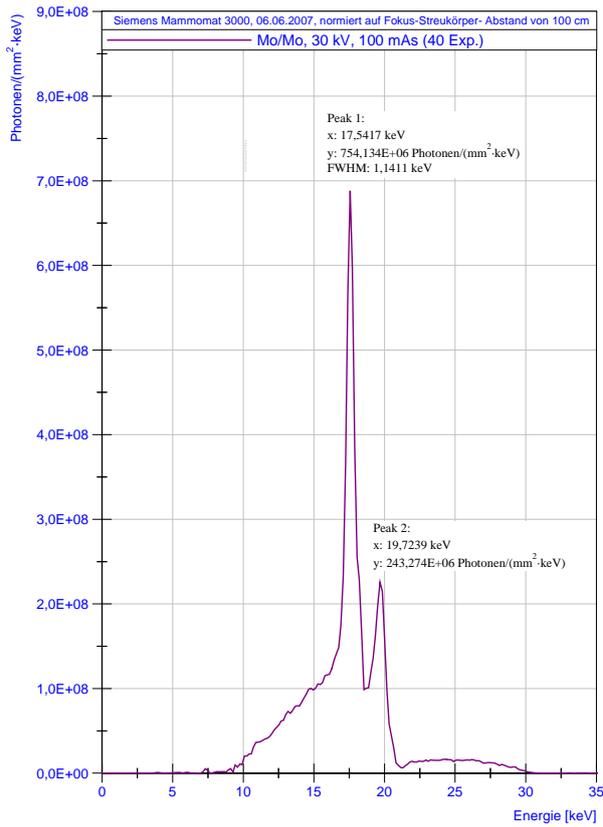
Tabelle 49: Berechnete und gemessene HVL (mit Dekonvolution, Mammomat 3000).....	169
Tabelle 50: Berechnete und gemessene HVL (mit Dekonvolution, Novation DR).....	169

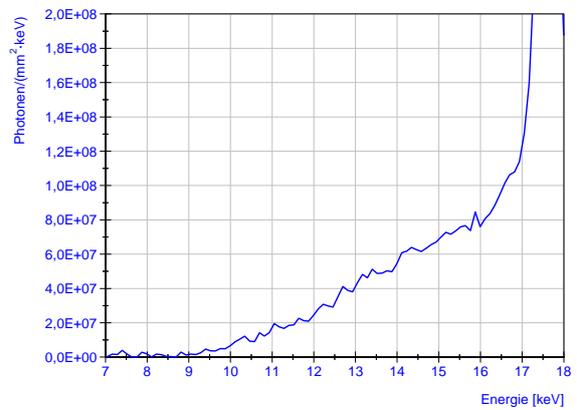
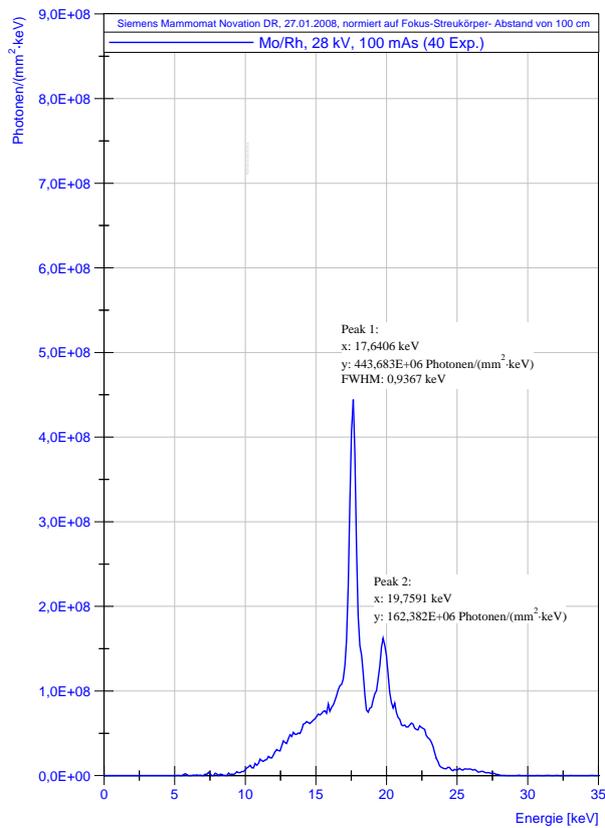
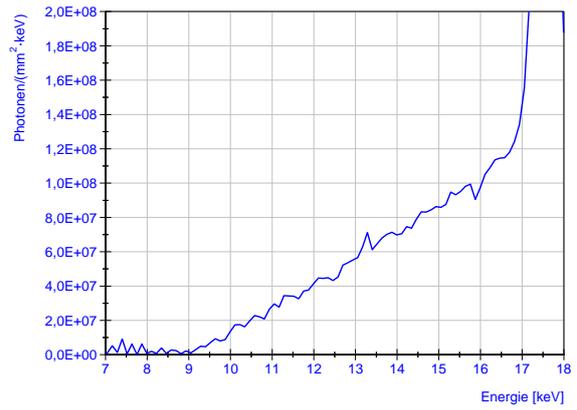
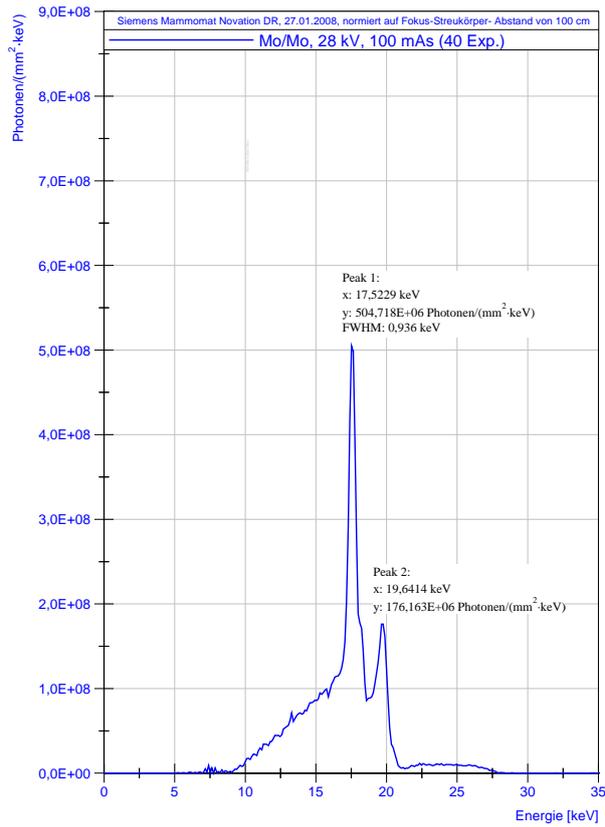
## A Anhang

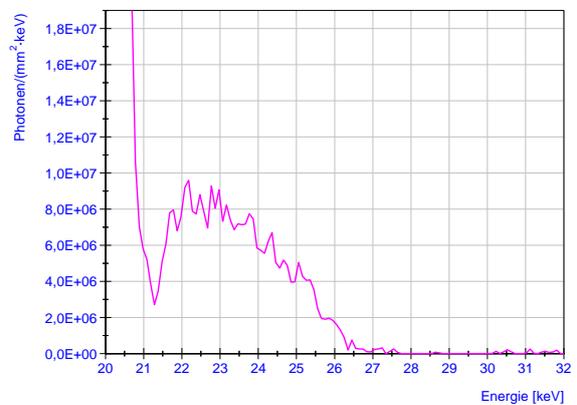
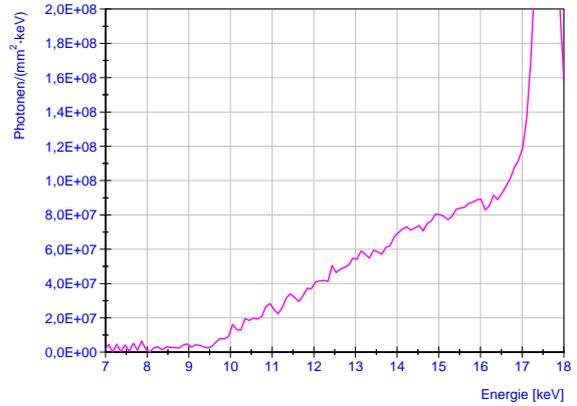
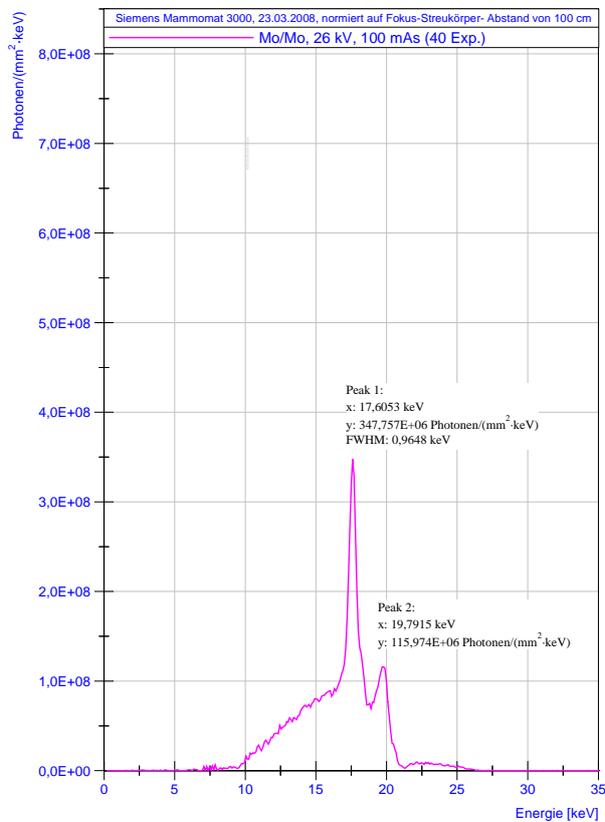
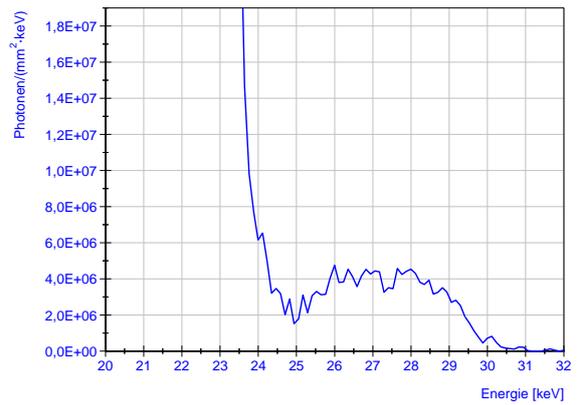
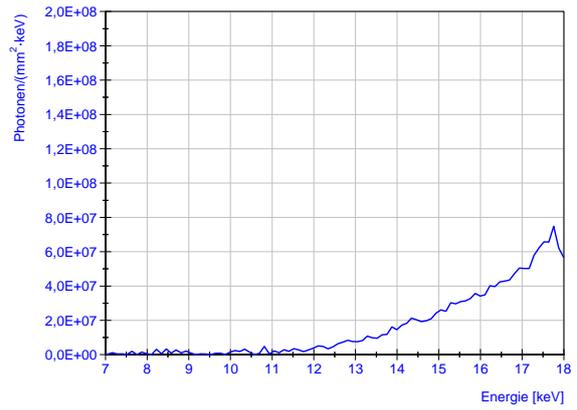
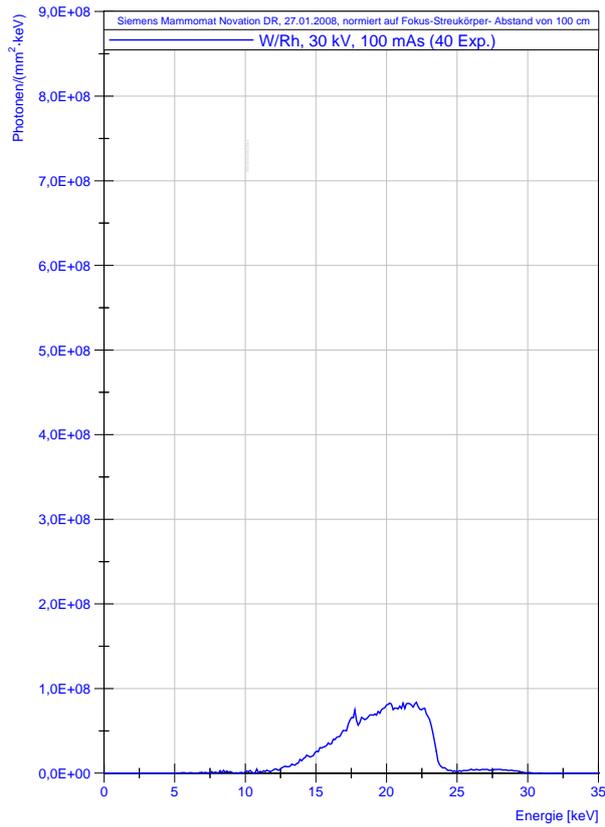
### A.1 Diagramme aller Spektren

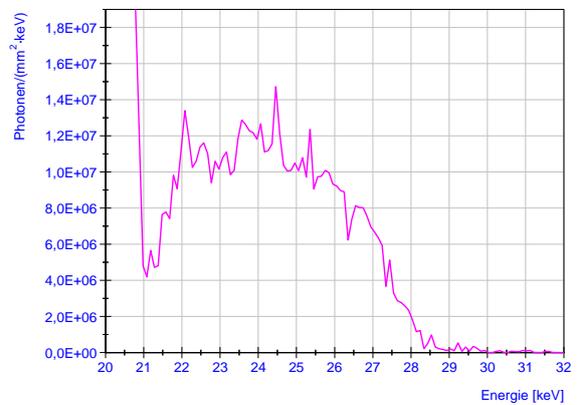
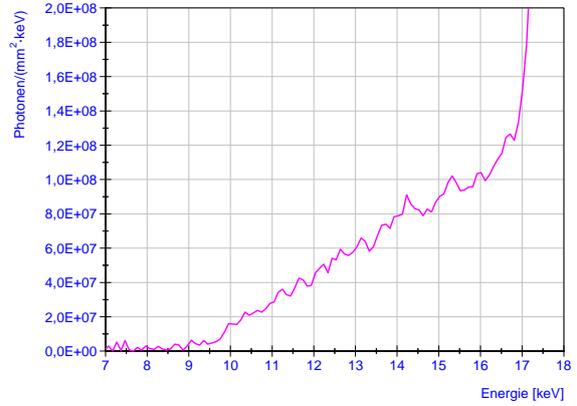
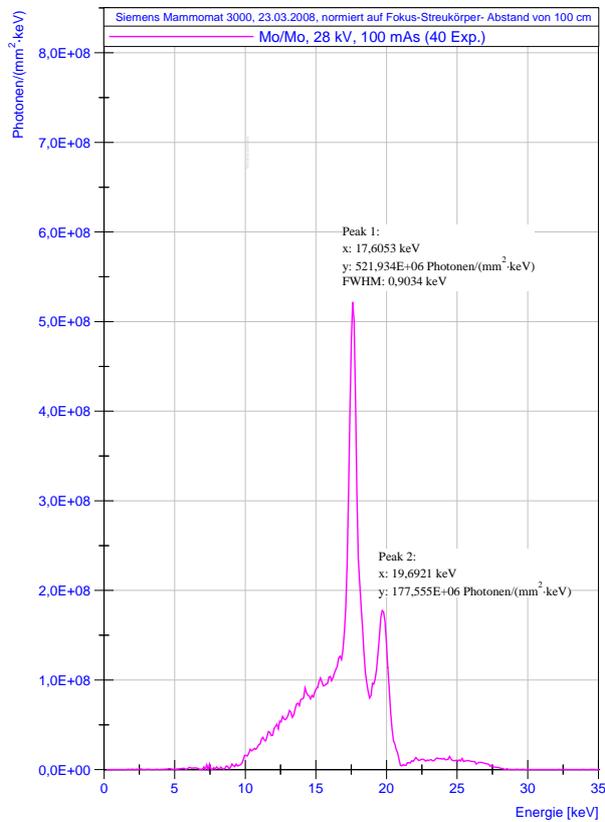
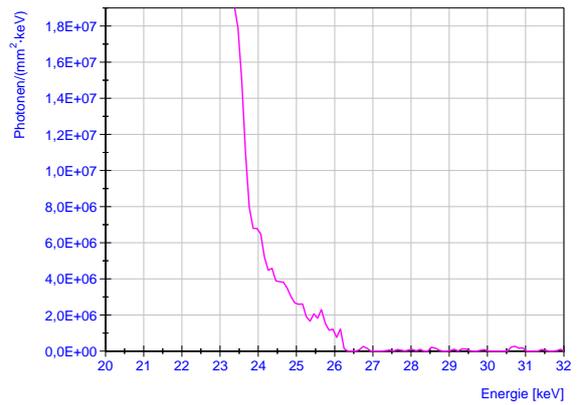
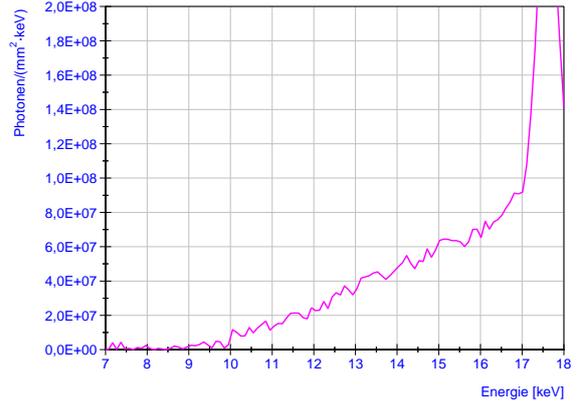
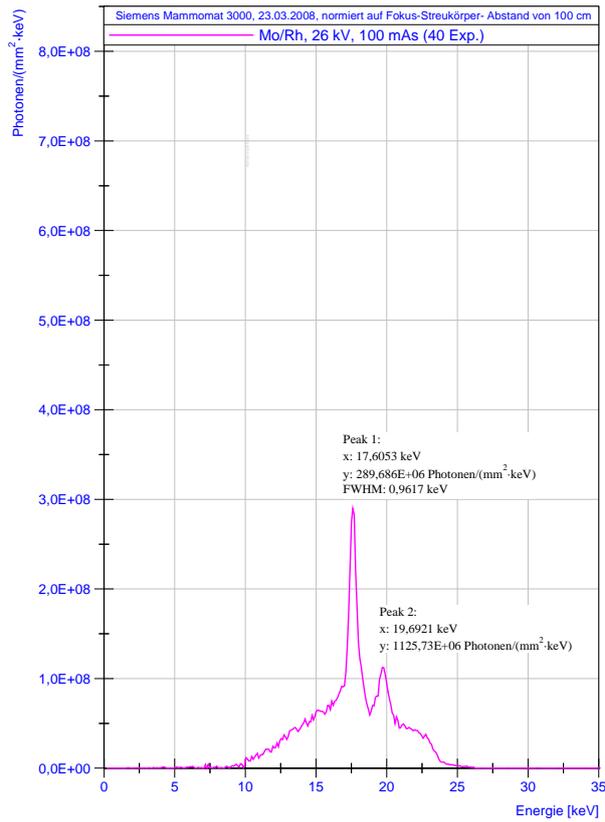
Bei den abgebildeten Spektren handelt es sich um relativ, ohne Dekonvolution rekonstruierte Spektren. Zur Vereinfachung sind in Folge der charakteristische Peak  $K_{\alpha}$  als Peak 1 und der charakteristische Peak  $K_{\beta}$  als Peak 2 bezeichnet.

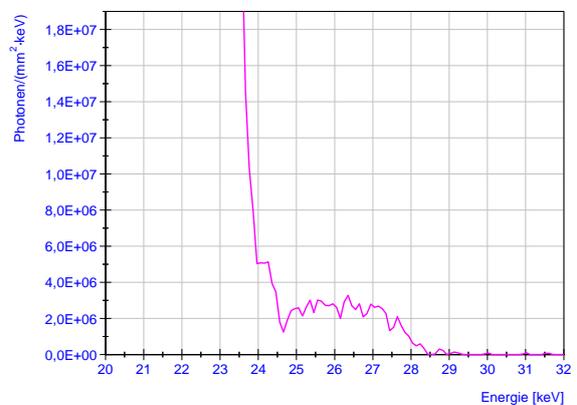
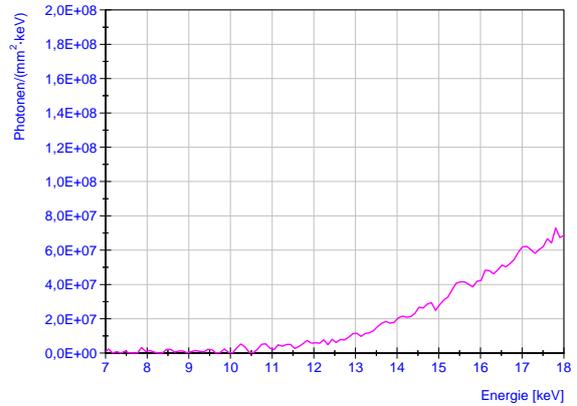
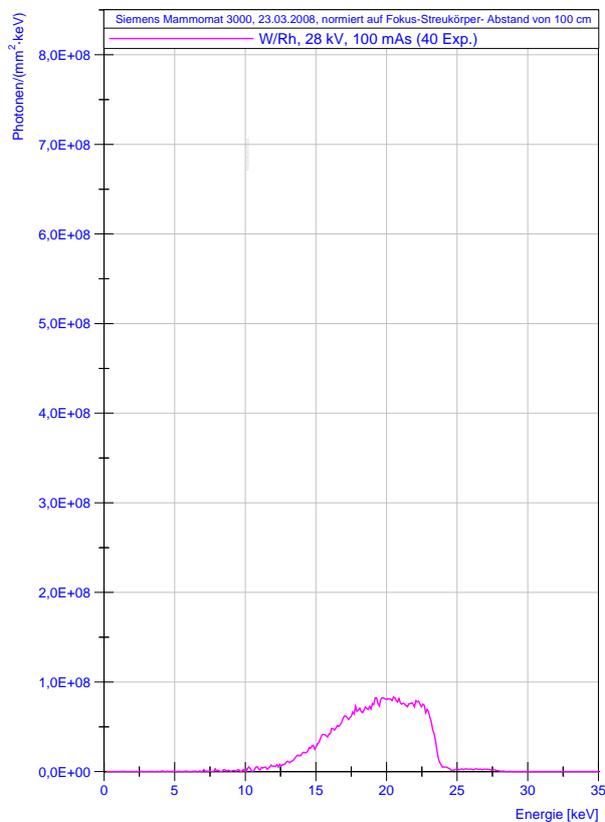
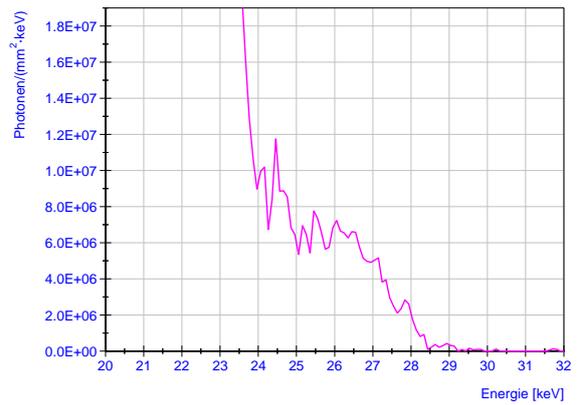
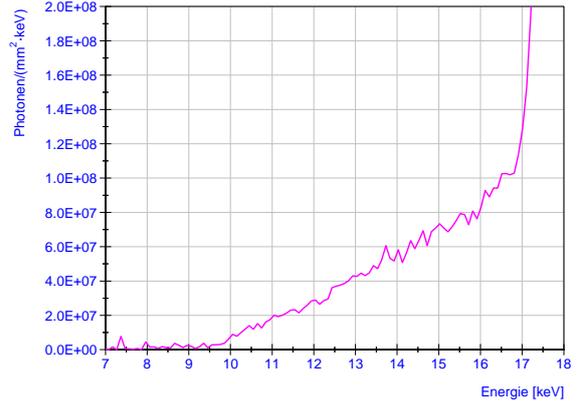
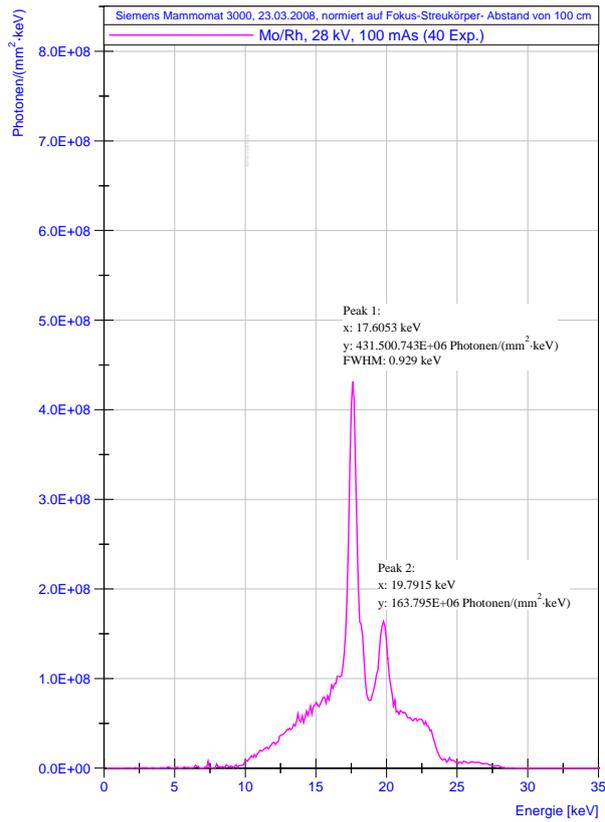


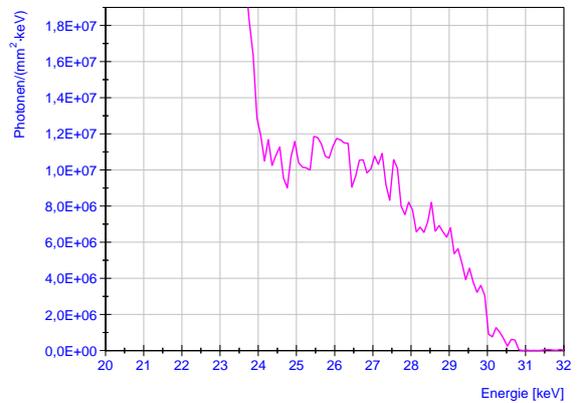
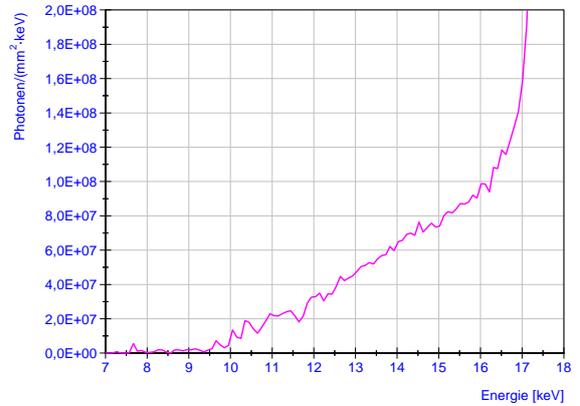
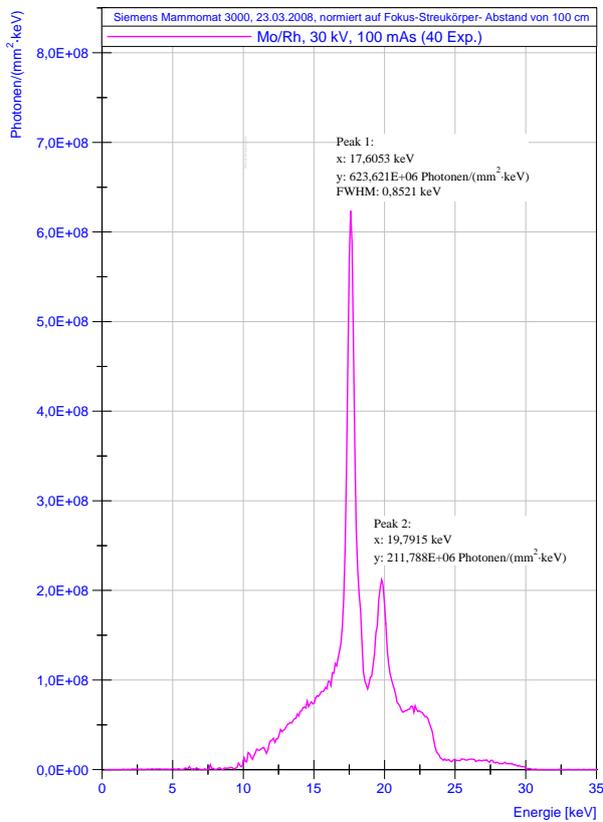
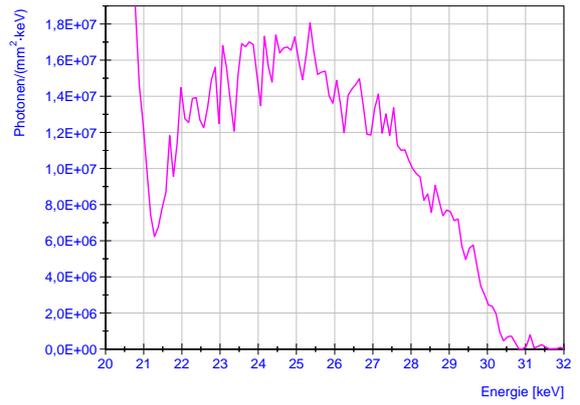
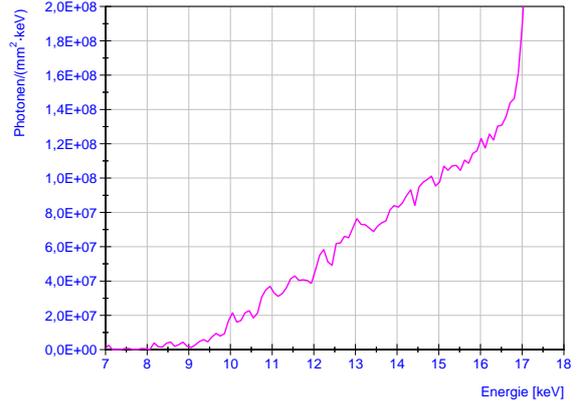
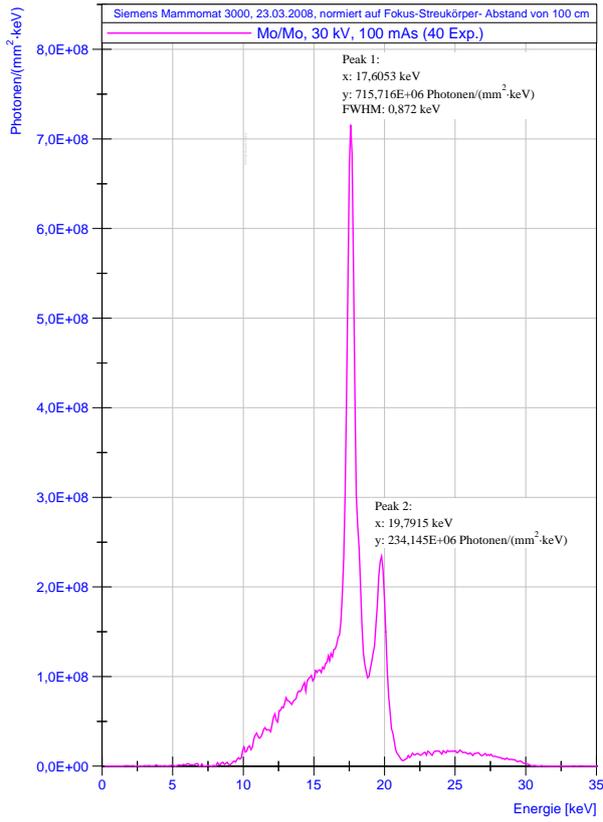


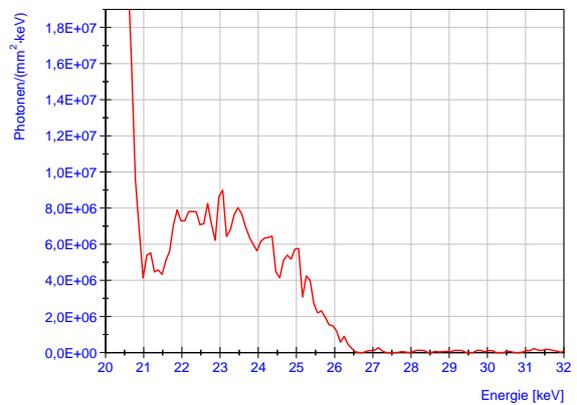
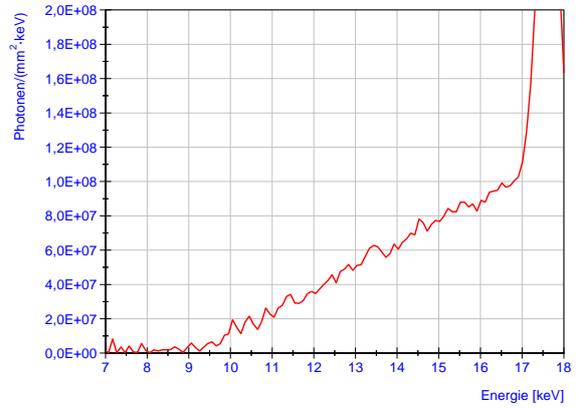
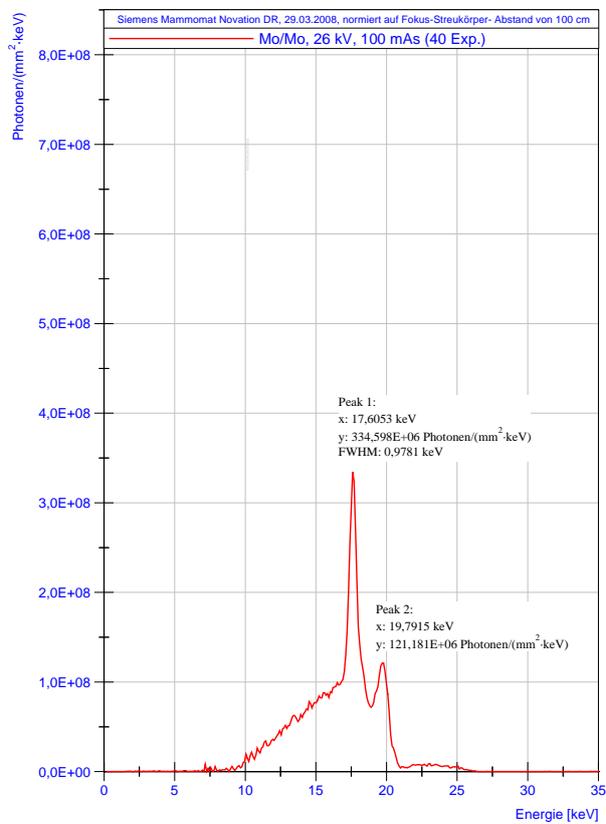
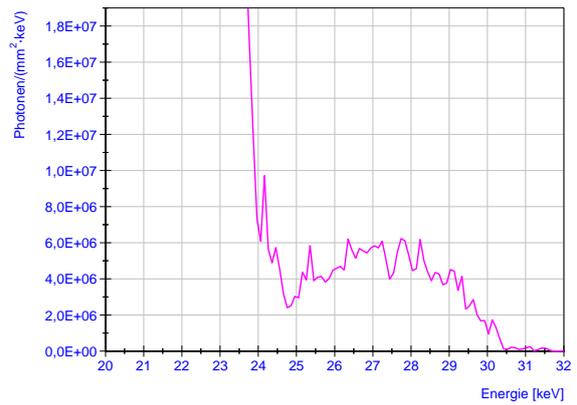
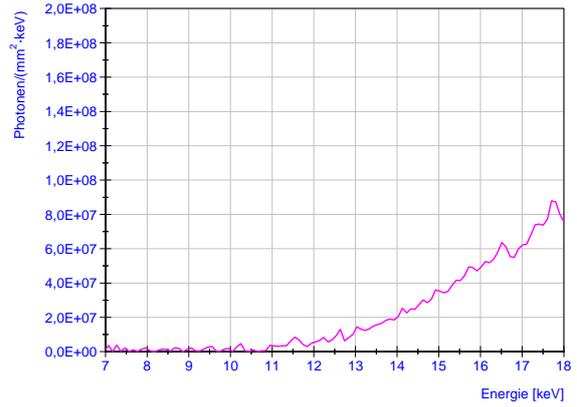
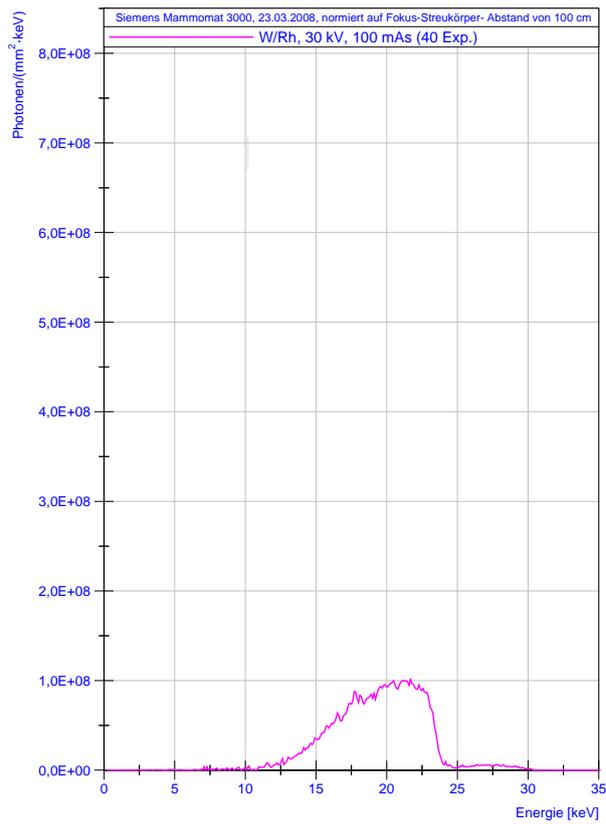


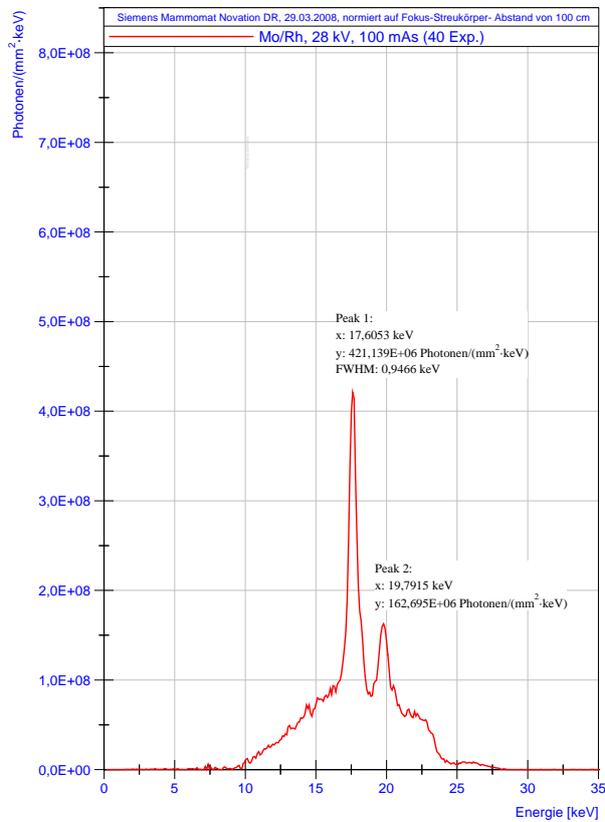
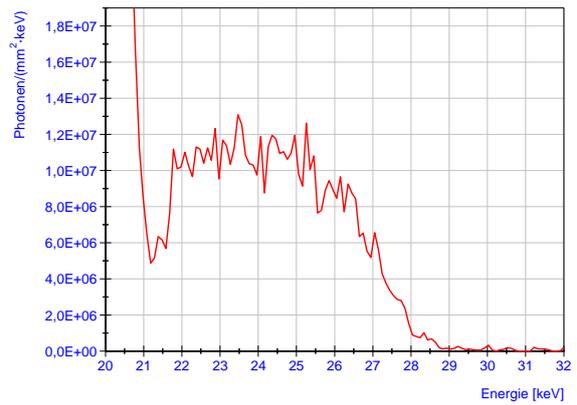
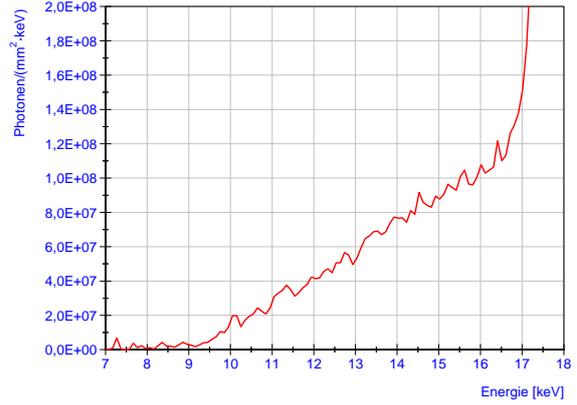
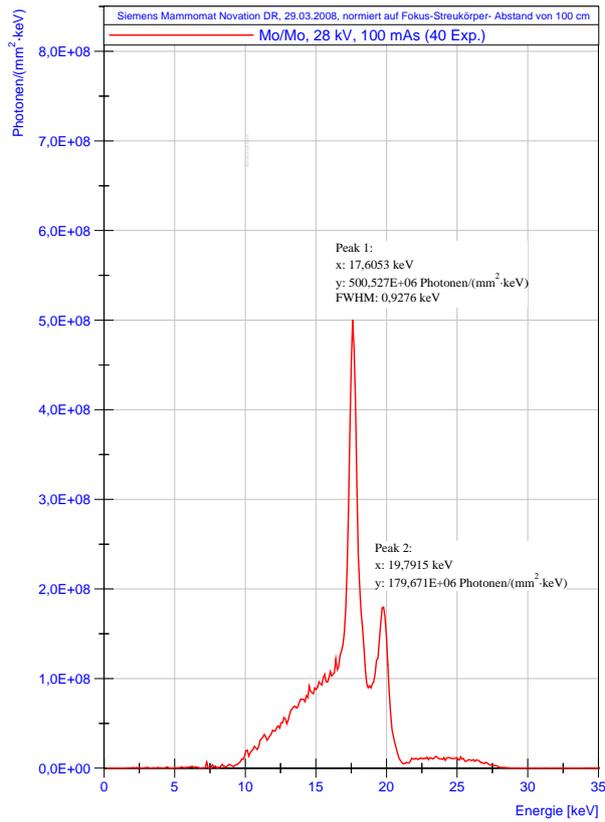


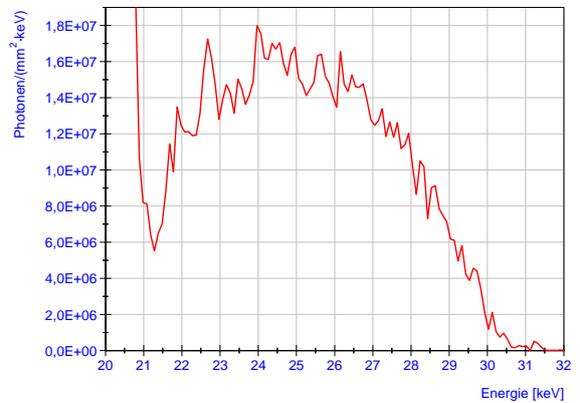
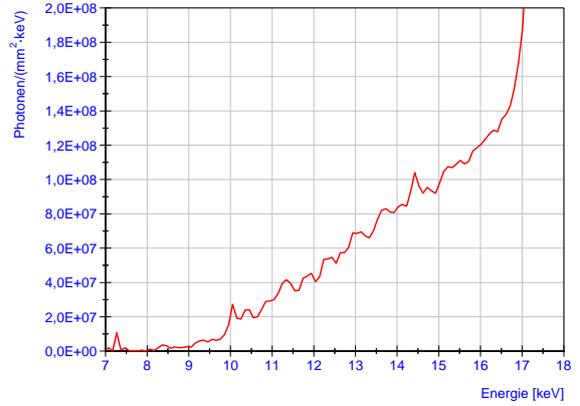
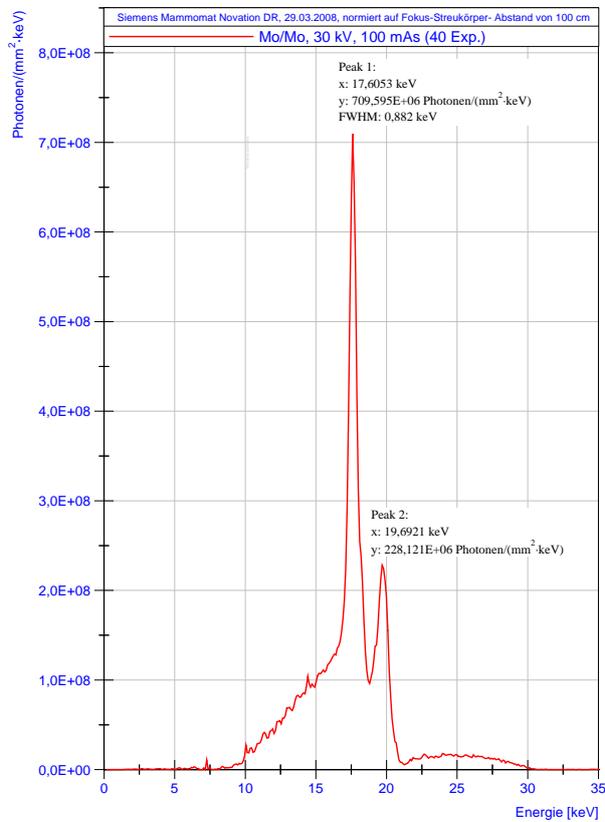
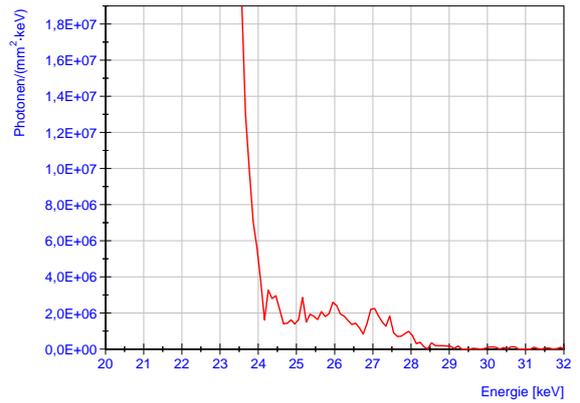
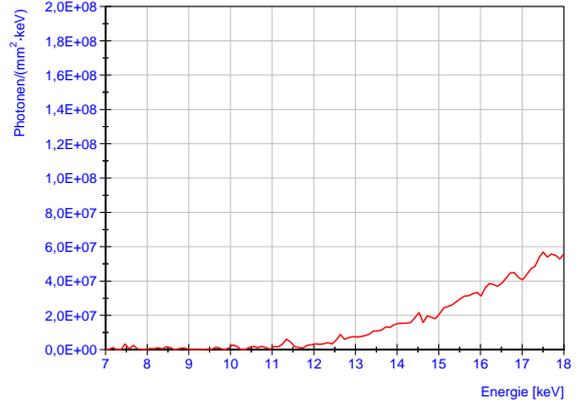
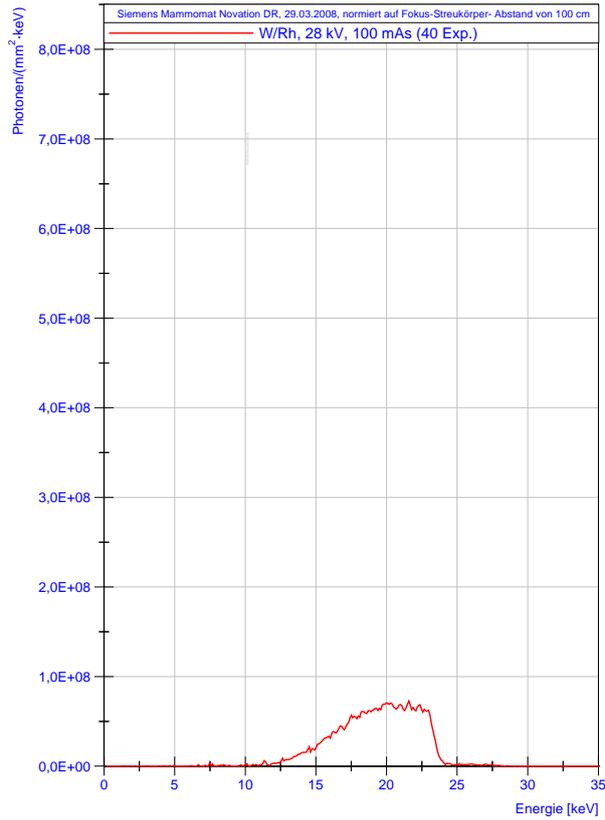


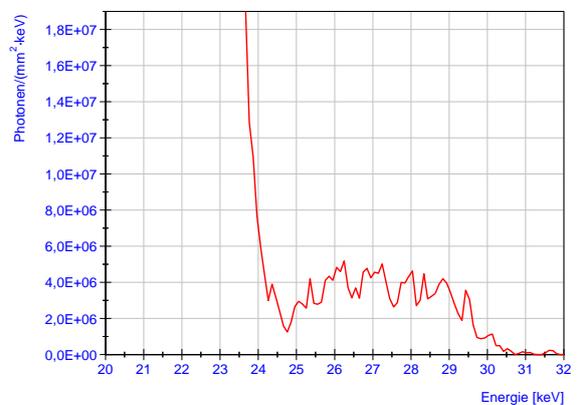
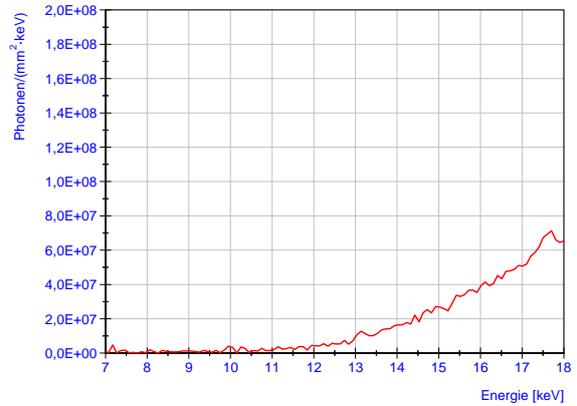
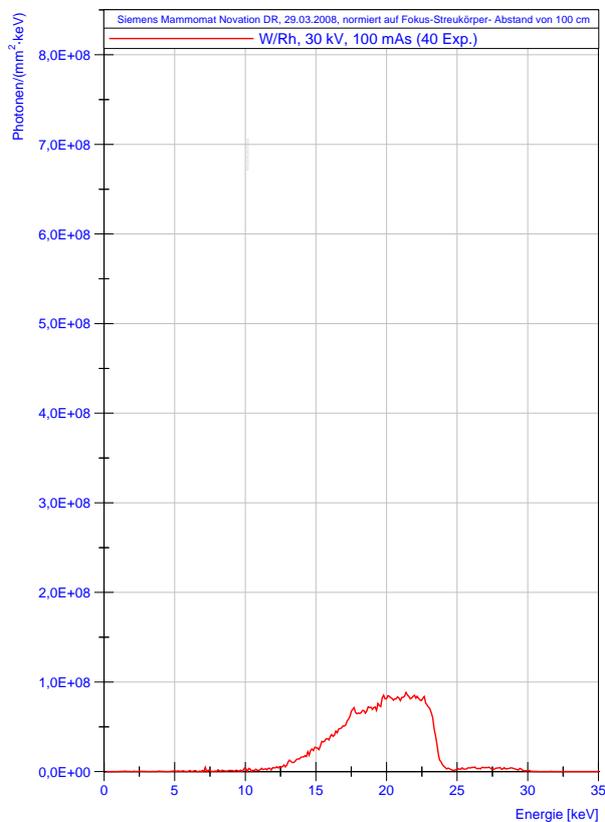
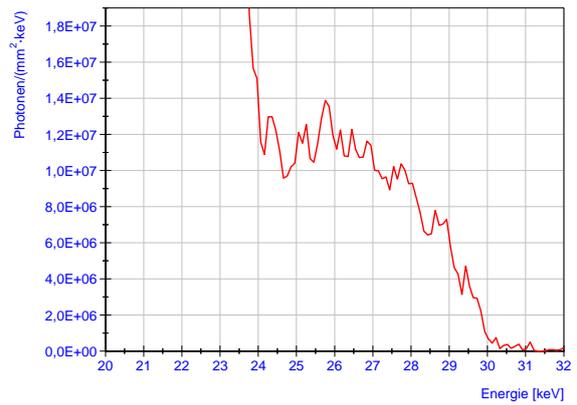
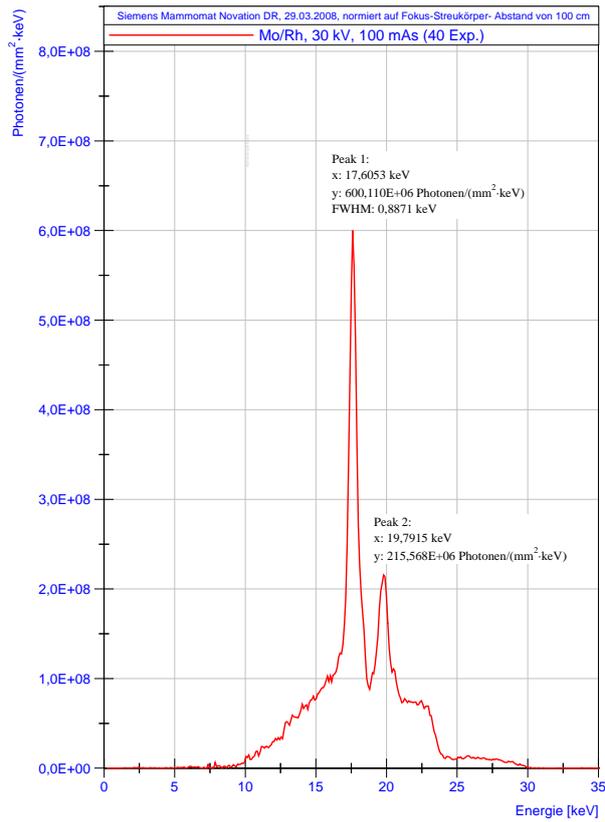


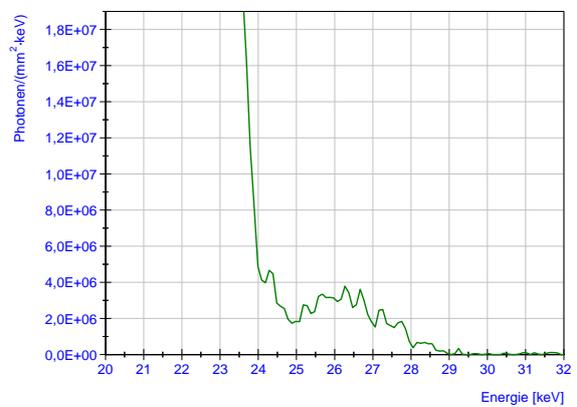
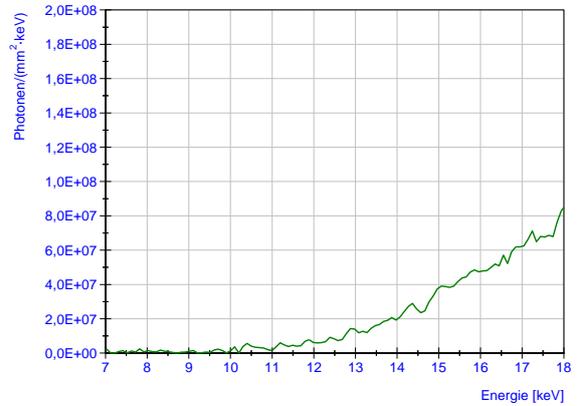
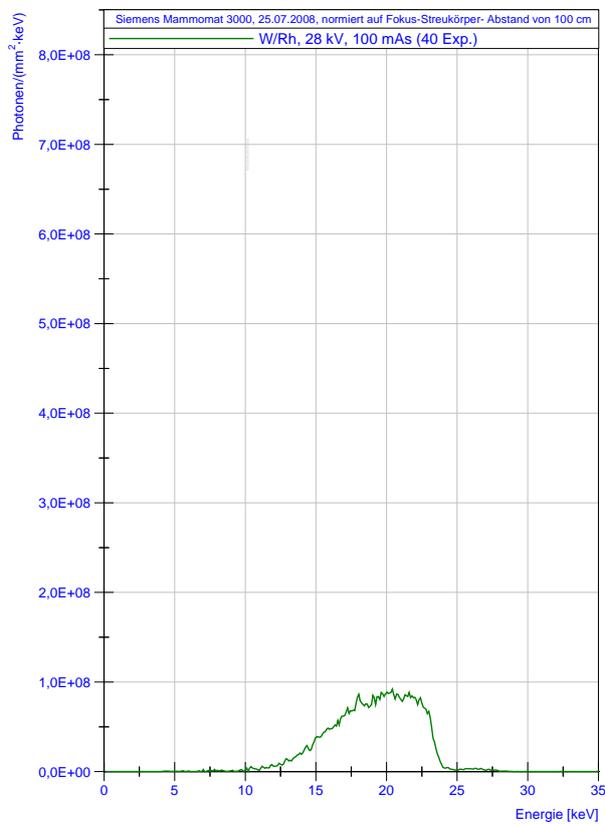
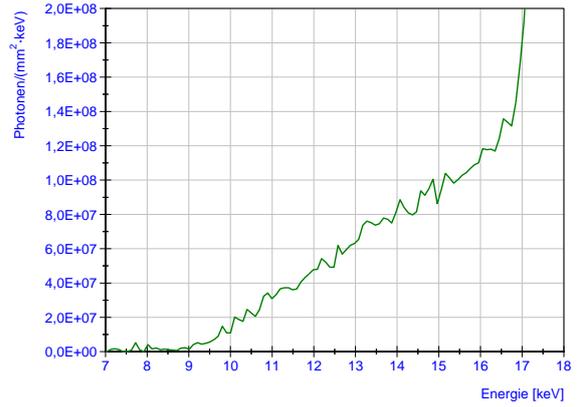
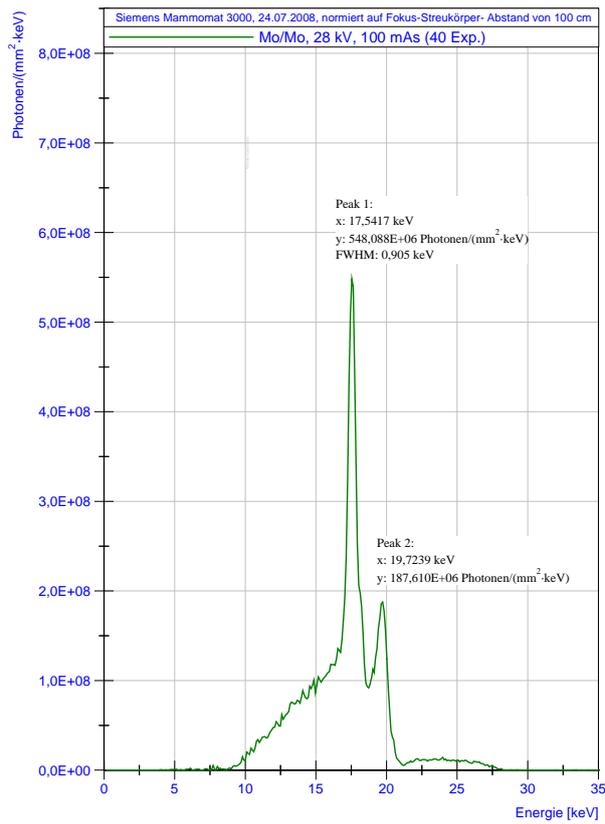


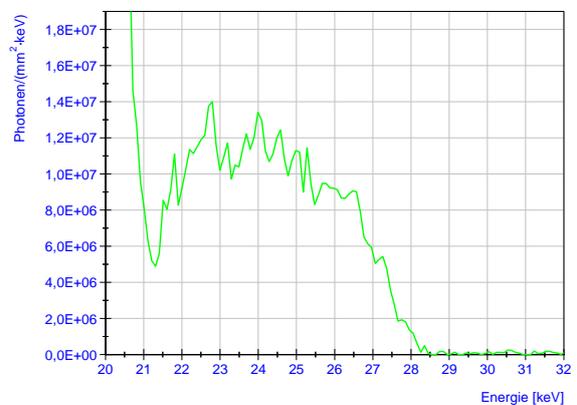
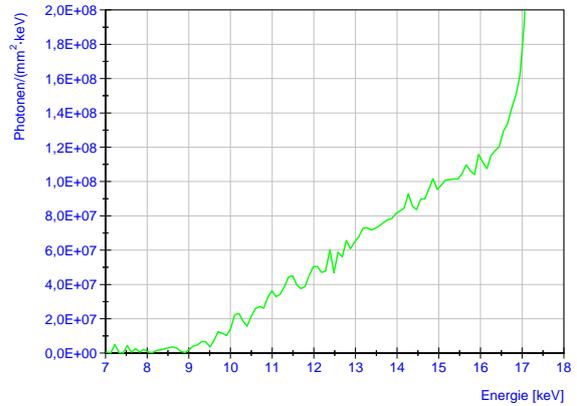
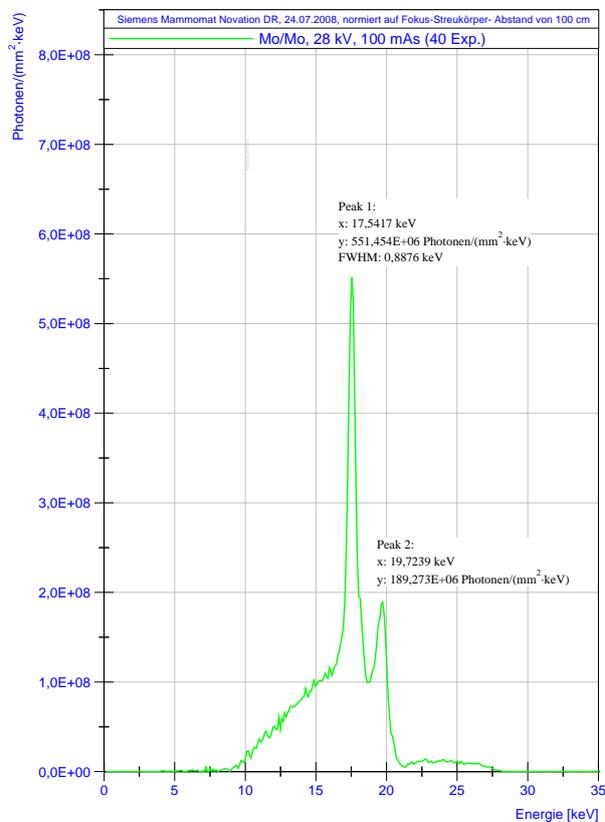
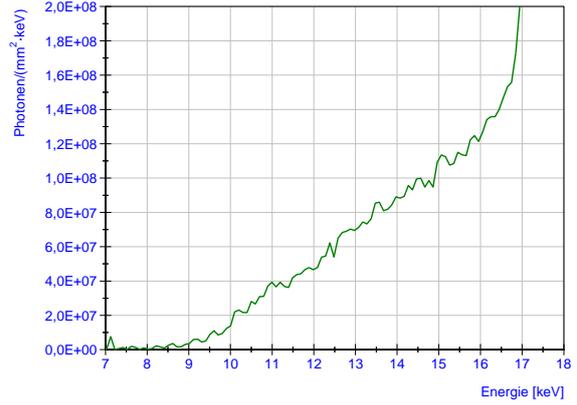
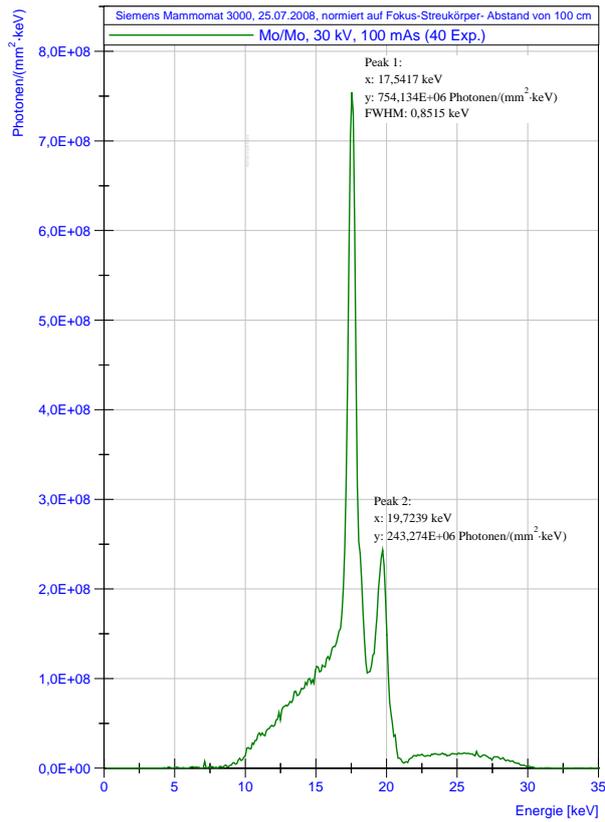


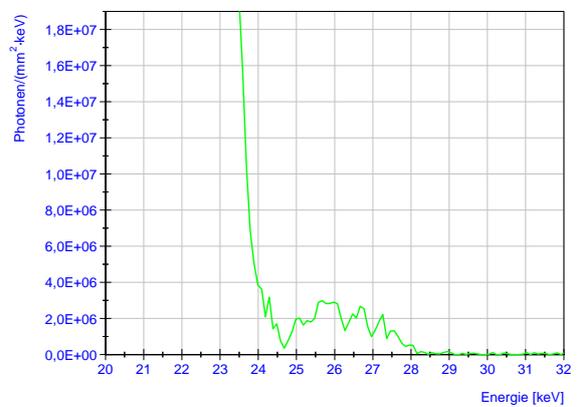
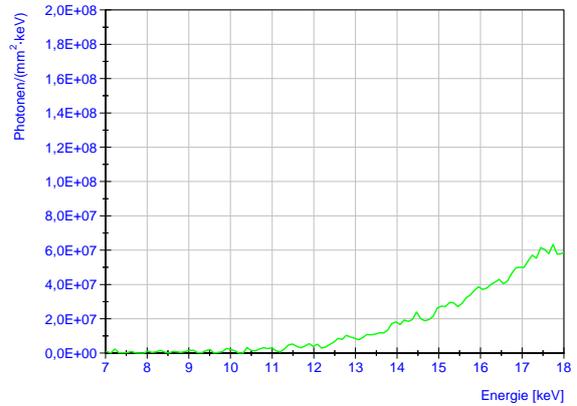
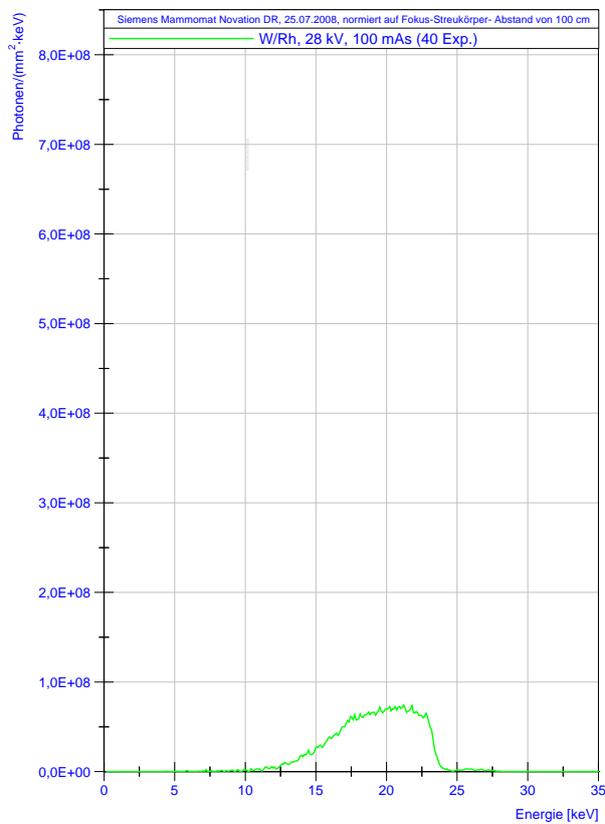
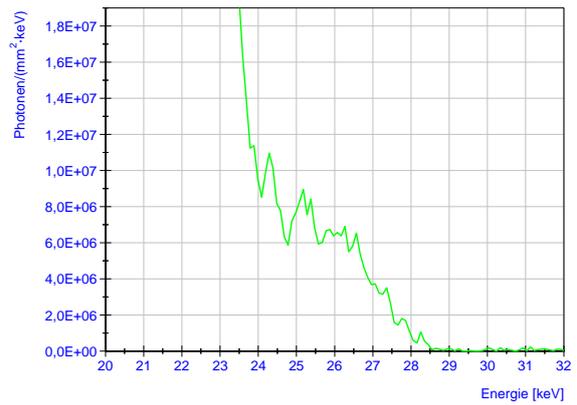
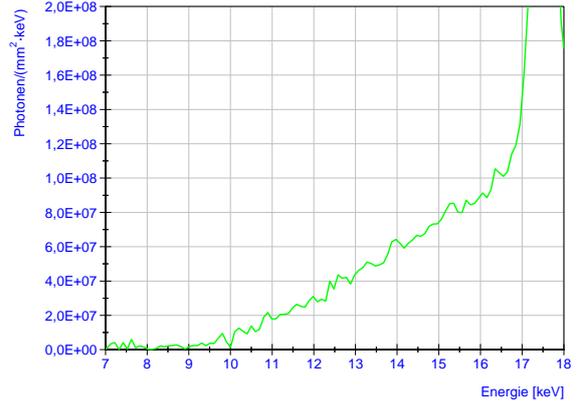
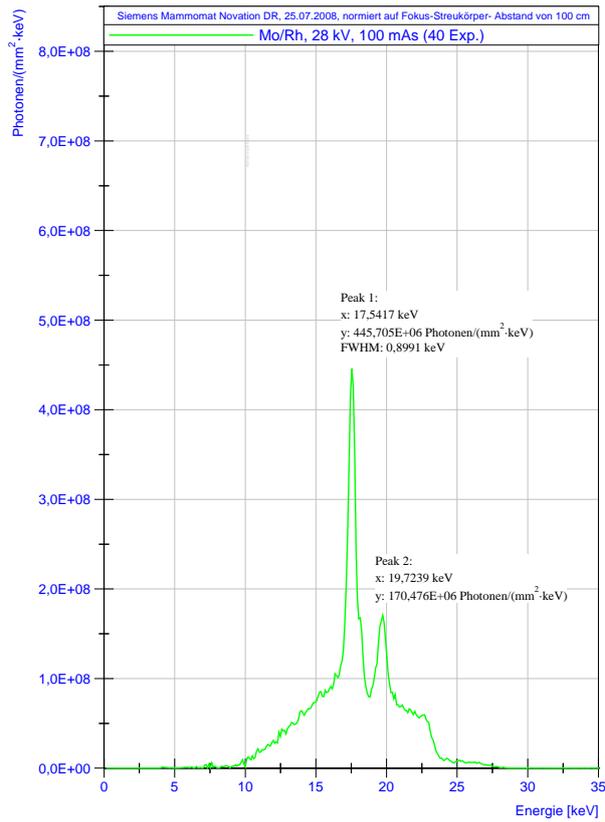


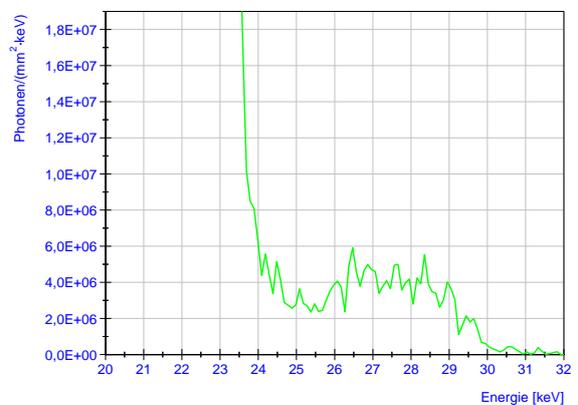
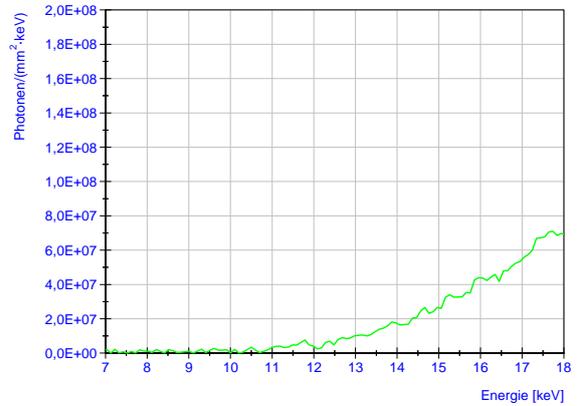
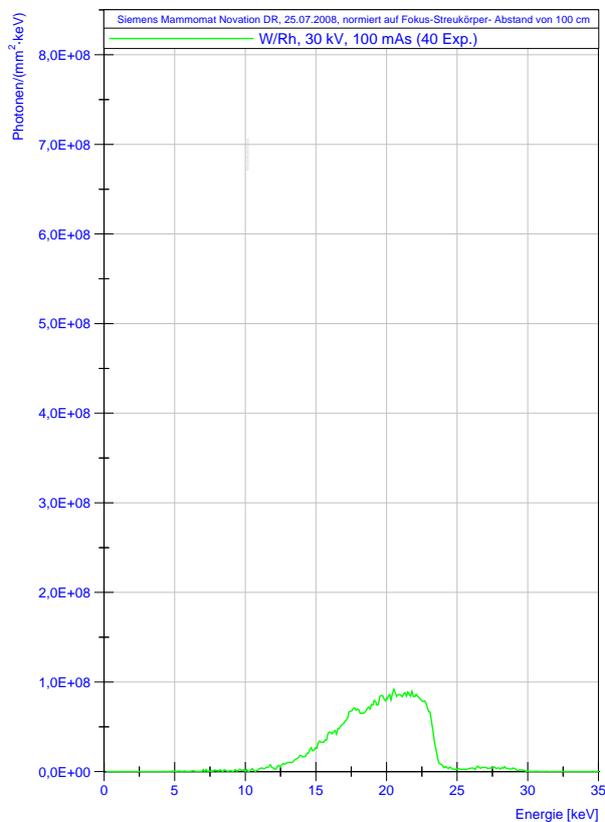
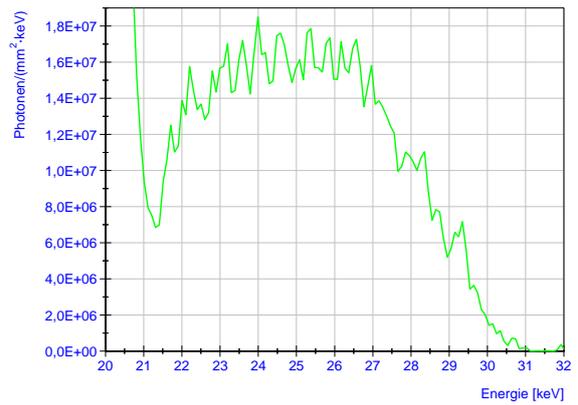
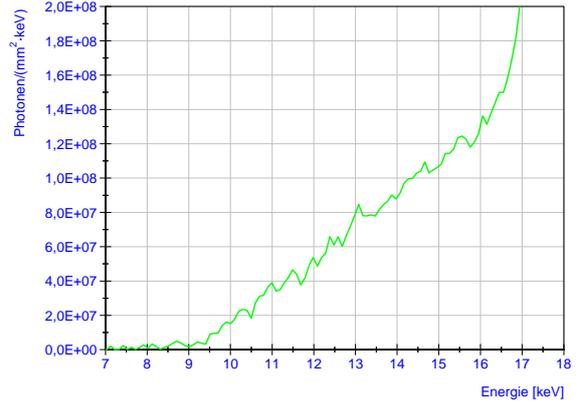
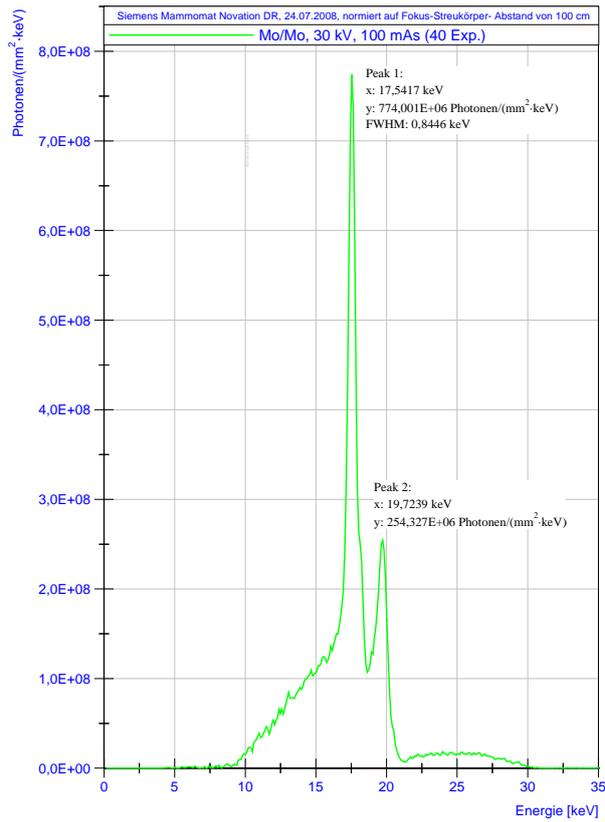


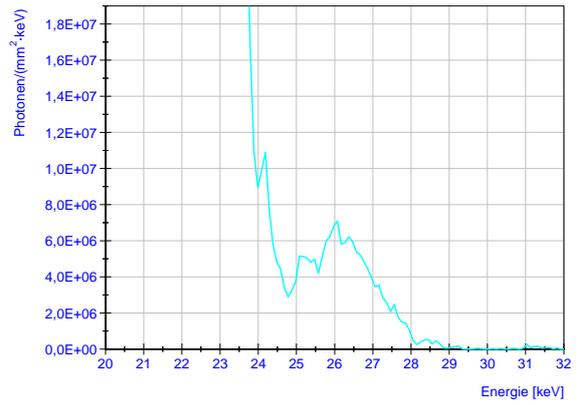
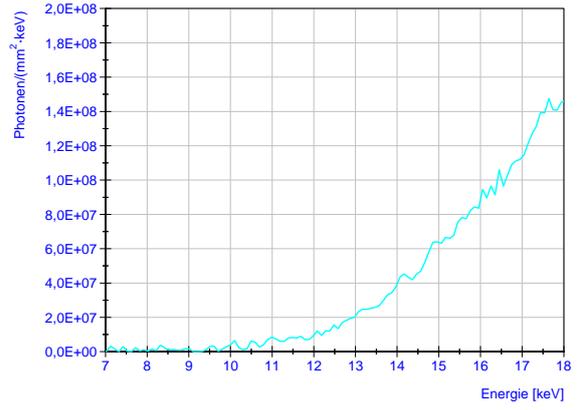
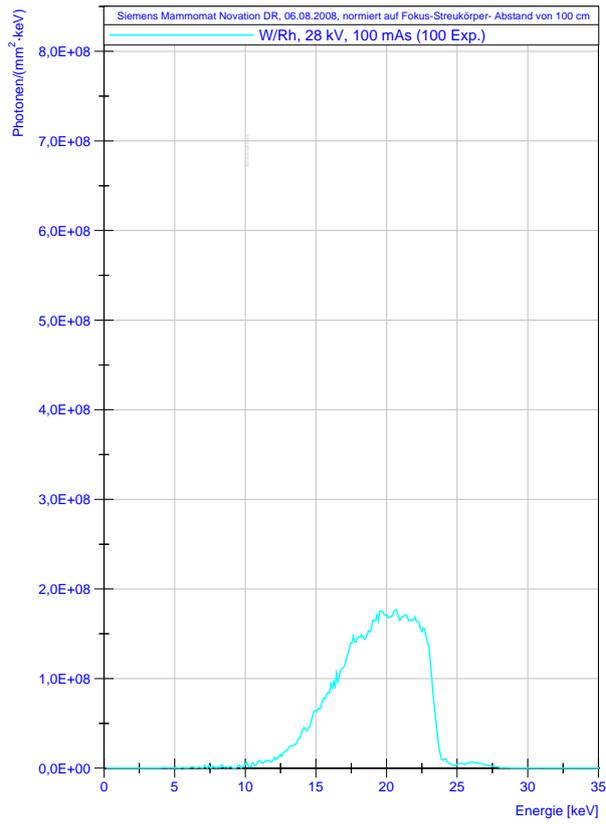












## A.2 Energielage und Amplitude der charakteristischen Peaks

### A.2.1 A/F-Kombination Mo/Mo

In Tabelle 34 bzw. Tabelle 35 sind die Energielage (in keV) und die Amplitude (in Photonen/mm<sup>2</sup>·keV) der Spektren angegeben, die mit der Anoden/Filter-Kombination Mo/Mo und verschiedenen Röhrensparnungen U am Mammographiesystem Mammomat 3000 bzw. Novation DR aufgenommen wurden. In der Spalte rechts außen ist der Quotient  $K_{\alpha}/K_{\beta}$  der Amplituden der beiden charakteristische Peaks angegeben.

Datum	U	$K_{\alpha}$		$K_{\beta}$		$K_{\alpha} / K_{\beta}$
	kV	keV	$10^6 \cdot \frac{\text{Photonen}}{\text{mm}^2 \cdot \text{keV}}$	keV	$10^6 \cdot \frac{\text{Photonen}}{\text{mm}^2 \cdot \text{keV}}$	
23.03.2008	26	17,6053	347,757	19,7915	115,974	3,00
06.06.2007	28	17,5395	453,420	19,6695	159,578	2,84
23.03.2008	28	17,6053	521,934	19,6921	177,555	2,94
24.07.2009	28	17,5417	548,088	19,7239	187,610	2,92
06.06.2007	30	17,5795	635,268	19,7075	216,384	2,94
23.03.2008	30	17,6053	715,716	19,7915	234,145	3,06
24.07.2009	30	17,5417	754,134	19,7239	243,274	3,10

**Tabelle 34:** Energielage und Amplitude der charakteristischen Peaks von Mo/Mo Spektren (Mammomat 3000)

Datum	U	$K_{\alpha}$		$K_{\beta}$		$K_{\alpha} / K_{\beta}$
	kV	keV	$10^6 \cdot \frac{\text{Photonen}}{\text{mm}^2 \cdot \text{keV}}$	keV	$10^6 \cdot \frac{\text{Photonen}}{\text{mm}^2 \cdot \text{keV}}$	
29.03.2008	26	17,6053	334,598	19,7915	121,181	2,76
11.06.2007	28	17,6277	446,873	19,7800	155,350	2,88
27.01.2008	28	17,5229	504,718	19,6414	176,163	2,87
29.03.2008	28	17,6053	500,527	19,7915	179,671	2,79
24.07.2009	28	17,5417	551,454	19,7239	189,273	2,91
29.03.2008	30	17,6053	709,595	19,6921	228,121	3,11
24.07.2009	30	17,5417	774,001	19,7239	254,327	3,04

**Tabelle 35:** Energielage und Amplitude der charakteristischen Peaks von Mo/Mo Spektren (Novation DR)

### A.2.2 A/F-Kombination Mo/Rh

Tabelle 36 und Tabelle 37 zeigen die Energielage (in keV) und die Amplitude (in Photonen/mm<sup>2</sup>·keV) der Spektren, die mit der Anoden/Filter-Kombination Mo/Rh und verschiedenen Röhrensparnungen U am Mammographiesystem Mammomat 3000 bzw. Novation DR aufgenommen wurden. In der Spalte rechts außen ist der Quotient  $K_{\alpha}/K_{\beta}$  der Amplituden der beiden charakteristischen Peaks angegeben.

Datum	U kV	$K_{\alpha}$		$K_{\beta}$		$K_{\alpha} / K_{\beta}$
		keV	$10^6 \cdot \frac{\text{Photonen}}{\text{mm}^2 \cdot \text{keV}}$	keV	$10^6 \cdot \frac{\text{Photonen}}{\text{mm}^2 \cdot \text{keV}}$	
23.03.2008	26	17,6053	289,686	19,6921	112,573	2,57
23.03.2008	28	17,6053	431,500	19,7915	163,795	2,63
23.03.2008	30	17,6053	623,621	19,7915	211,788	2,94

**Tabelle 36:** Energielage und Amplitude der charakteristischen Peaks von Mo/Rh Spektren (Mammomat 3000)

Datum	U kV	$K_{\alpha}$		$K_{\beta}$		$K_{\alpha} / K_{\beta}$
		keV	$10^6 \cdot \frac{\text{Photonen}}{\text{mm}^2 \cdot \text{keV}}$	keV	$10^6 \cdot \frac{\text{Photonen}}{\text{mm}^2 \cdot \text{keV}}$	
27.01.2008	28	17,6406	443,683	19,7591	162,382	2,73
29.03.2008	28	17,6053	421,139	19,7915	162,695	2,59
24.07.2008	28	17,5417	445,705	19,7239	170,476	2,61
29.03.2008	30	17,6053	600,110	19,7915	215,568	2,78

**Tabelle 37:** Energielage und Amplitude der charakteristischen Peaks von Mo/Rh Spektren (Novation DR)

### A.3 Gesamt- und Teilflächen der Spektren

#### A.3.1 A/F-Kombinationen Mo/Mo und Mo/Rh

In Tabelle 38 und Tabelle 39 sind die mit dem MATLAB<sup>TM</sup> berechneten Flächen für das Mammographiesystem Mammomat 3000 bzw. Novation DR für die Anoden/Filter-Kombinationen Mo/Mo und Mo/Rh zusammengefasst. Die Flächen sind in Millionen Photonen pro  $\text{mm}^2$  angegeben und nach Röhrensorgung, Aufnahmezeitpunkt sowie Anoden/Filter-Kombination aufgelistet.

Datum	A/F	U	$A_{\text{gesamt}}$	$A_{K\alpha}$	$A_{K\beta}$	$A_B$	$A_{B\_links}$	$A_{B\_rechts}$
		[kV]	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$	$\cdot 10^6$
23.03.2008	Mo/Mo	26	923,799	177,670	42,300	703,829	411,249	47,368
06.06.2007	Mo/Mo	28	1177,922	279,299	68,068	830,555	446,209	81,476
23.03.2008	Mo/Mo	28	1224,413	303,024	82,629	838,760	465,813	81,636
24.07.2008	Mo/Mo	28	1299,960	317,531	82,318	900,112	490,543	86,961
06.06.2007	Mo/Mo	30	1516,906	416,774	104,101	996,032	500,047	135,095
23.03.2008	Mo/Mo	30	1535,585	426,758	103,962	1004,864	511,692	134,034
24.07.2008	Mo/Mo	30	1603,834	448,461	105,599	1049,774	533,717	139,355
23.03.2008	Mo/Rh	26	856,154	152,406	56,244	647,503	299,410	122,789
23.03.2008	Mo/Rh	28	1146,459	251,573	87,873	807,013	343,952	181,507
23.03.2008	Mo/Rh	30	1449,740	358,165	118,229	973,346	382,715	244,432

**Tabelle 38:** Werte der berechneten (Teil-)Flächen (Mammomat 3000)

Einheit: Photonen/ $\text{mm}^2$

$A_{K\alpha}$ : Fläche des Peak  $K_{\alpha}$ ,  $A_{K\beta}$ : Fläche des Peak  $K_{\beta}$ ,  $A_B$ : Fläche Bremspektrum,

$A_{B\_links}$ : Anteil der Fläche des Bremspektrums von 0 keV bis zum Beginn des Peak  $K_{\alpha}$ ,

$A_{B\_rechts}$ : Anteil der Fläche des Bremspektrums vom Ende des Peak  $K_{\beta}$  bis 50 keV

Datum	A/F	U [kV]	A <sub>gesamt</sub> *10 <sup>6</sup>	A <sub>K<math>\alpha</math></sub> *10 <sup>6</sup>	A <sub>K<math>\beta</math></sub> *10 <sup>6</sup>	A <sub>B</sub> *10 <sup>6</sup>	A <sub>B_links</sub> *10 <sup>6</sup>	A <sub>B_rechts</sub> *10 <sup>6</sup>
29.03.2008	Mo/Mo	26	912,400	170,688	43,610	698,102	398,386	43,958
11.06.2007	Mo/Mo	28	1114,342	243,108	59,643	811,592	437,342	87,400
27.01.2008	Mo/Mo	28	1161,350	271,887	69,512	819,952	448,780	77,937
29.03.2008	Mo/Mo	28	1202,861	280,075	72,350	850,437	459,786	82,757
24.07.2008	Mo/Mo	28	1294,189	299,432	73,462	921,295	498,565	89,466
29.03.2008	Mo/Mo	30	1525,464	421,378	111,935	992,151	510,004	130,615
24.07.2008	Mo/Mo	30	1644,172	449,434	117,832	1076,906	553,115	130,498
27.01.2008	Mo/Rh	28	1125,351	234,822	96,025	794,505	340,647	178,871
29.03.2008	Mo/Rh	28	1175,215	236,690	78,659	859,867	363,269	200,996
25.07.2008	Mo/Rh	28	1195,998	245,867	89,767	860,364	363,269	201,298
29.03.2008	Mo/Rh	30	1480,178	351,267	134,328	994,585	392,744	258,646

**Tabelle 39:** Werte der berechneten (Teil-)Flächen (Novation DR)  
Einheit: Photonen/mm<sup>2</sup>

Tabelle 40 bzw. Tabelle 41 geben den Anteil der Teilflächen des Peak K $\alpha$ , Peak K $\beta$  und des Bremspektrums an der Gesamtfläche für die Mammographiesysteme Mammomat 3000 bzw. Novation DR in Prozent an.

Datum	A/F	U [kV]	A <sub>gesamt</sub> [*10 <sup>6</sup> Photonen/mm <sup>2</sup> ]	A <sub>K<math>\alpha</math></sub> [%]	A <sub>K<math>\beta</math></sub> [%]	A <sub>B</sub> [%]
23.03.2008	Mo/Mo	26	923,799	19,2	4,6	76,2
06.06.2007	Mo/Mo	28	1176,97	23,7	5,8	70,5
23.03.2008	Mo/Mo	28	1224,41	24,7	6,7	68,5
24.07.2008	Mo/Mo	28	1299,96	24,4	6,3	69,2
06.06.2007	Mo/Mo	30	1516,466	27,5	6,9	65,7
23.03.2008	Mo/Mo	30	1535,585	27,8	6,8	65,4
24.07.2008	Mo/Mo	30	1603,834	28,0	6,6	65,5
23.03.2008	Mo/Rh	26	856,154	17,8	6,6	75,6
23.03.2008	Mo/Rh	28	1146,459	21,9	7,7	70,4
23.03.2008	Mo/Rh	30	1449,740	24,7	8,2	67,1

**Tabelle 40:** Anteil der Teilflächen an der Gesamtfläche (Mammomat 3000)

Datum	A/F	U [kV]	A <sub>gesamt</sub> [*10 <sup>6</sup> Photonen/mm <sup>2</sup> ]	A <sub>Kα</sub> [%]	A <sub>Kβ</sub> [%]	A <sub>B</sub> [%]
29.03.2008	Mo/Mo	26	912,400	18,7	4,8	76,5
11.06.2007	Mo/Mo	28	1114,342	21,8	5,4	72,8
27.01.2008	Mo/Mo	28	1161,350	23,4	6,0	70,6
29.03.2008	Mo/Mo	28	1202,861	23,3	6,0	70,7
24.07.2008	Mo/Mo	28	1294,189	23,1	5,7	71,2
29.03.2008	Mo/Mo	30	1525,460	27,6	7,3	65,0
24.07.2008	Mo/Mo	30	1644,170	27,3	7,2	65,5
27.01.2008	Mo/Rh	28	1125,351	20,9	8,5	70,6
29.03.2008	Mo/Rh	28	1175,215	20,1	6,7	73,2
25.07.2008	Mo/Rh	28	1195,998	20,6	7,5	71,9
29.03.2008	Mo/Rh	30	1480,178	23,7	9,1	67,2

**Tabelle 41:** Anteil der Teilflächen an der Gesamtfläche (Novation DR)

### A.3.2 A/F-Kombination W/Rh

In Tabelle 42 sind die mit dem MATLAB<sup>TM</sup>- Programm berechneten Gesamtflächen für das Mammographiesystem Mammomat 3000 bzw. Novation DR für die Anoden/Filter-Kombination W/Rh zusammengefasst. Die Flächen sind in Millionen Photonen pro mm<sup>2</sup> angegeben und nach Röhrenspannung aufgelistet.

System	Datum	A/F	U [kV]	A <sub>gesamt</sub>
Mammomat 3000	23.03.2008	W/Rh	28	631,108·10 <sup>6</sup>
Mammomat 3000	24.07.2008	W/Rh	28	678,693·10 <sup>6</sup>
Mammomat 3000	23.03.2008	W/Rh	30	755,806·10 <sup>6</sup>
Novation DR	29.03.2008	W/Rh	28	518,579·10 <sup>6</sup>
Novation DR	26.07.2008	W/Rh	28	545,094·10 <sup>6</sup>
Novation DR	27.01.2008	W/Rh	30	603,676·10 <sup>6</sup>
Novation DR	29.03.2008	W/Rh	30	637,349·10 <sup>6</sup>
Novation DR	26.07.2008	W/Rh	30	650,356·10 <sup>6</sup>

**Tabelle 42:** Gesamtfläche für die A/F-Kombination W/Rh für die Mammographiesysteme Mammomat 3000 und Novation DR. Einheit A: Photonen/mm<sup>2</sup>

#### A.4 Unkorrigierte HVL für Mo/Rh und W/Rh

In Tabelle 43 sind die Werte der Halbwertschichtdicke in Al für die Anoden/Filter-Kombinationen Mo/Rh und W/Rh ohne Kompressionsplatte, in Tabelle 44 mit Kompressionsplatte angegeben. Die Werte wurden nicht für die von der Kalibrierung abweichenden A/F-Kombinationen korrigiert.

A/F	U [kV]	HVL Mammomat 3000			HVL Novation DR			HVL Literatur
		21.08.2007	18.05.2008	08.08.2008	25.08.2007	23.05.2008	08.08.2008	
Mo/Rh	26	-	-	-	0,384	0,394	-	-
W/Rh	26	-	-	-	0,528	0,530	-	-
Mo/Rh	28	0,390	0,424	0,423	0,406	0,419	0,417	0,40
W/Rh	28	0,511	0,531	0,530	0,559	0,549	0,562	0,51
Mo/Rh	30	-	0,433	-	0,426	0,435	0,437	-
W/Rh	30	-	0,546	-	0,570	0,574	0,576	0,53

**Tabelle 43:** HVL für Mo/Rh und W/RH ohne Kompressionsplatte  
Einheit: mm Al. Typische HVL-Werte nach [85]

A/F	U [kV]	HVL	Literatur
Mo/Rh	28	0,459	0,44
W/Rh	28	0,578	0,54
Mo/Rh	30	0,472	-
W/Rh	30	0,602	0,56

**Tabelle 44:** HVL für Mo/Rh und W/RH mit Kompressionsplatte  
gemessen am 08.08.2008, Einheit: mm Al, Novation DR. Typische HVL-Werte nach [85]

Tabelle 45 zeigt Werte der zweiten Halbwertschichtdicke ( $HVL_2$ ) für die A/F-Kombinationen Mo/Mo, Mo/Rh und W/Rh, die für das Mammographiesystem Novation DR am 23.05.2008 bestimmt wurden.

A/F	U [kV]	HVL <sub>2</sub>
Mo/Mo	26	0,76
Mo/Mo	28	0,80
Mo/Mo	30	0,84
Mo/Rh	26	0,86
Mo/Rh	28	0,81
Mo/Rh	30	0,94
WRh	26	1,63
WRh	28	1,88
WRh	30	2,11

**Tabelle 45:** Zweite HVL (Novation DR)  
mit Bleiblende, 28.05.2008, Einheit: mm Al

Tabelle 46 zeigt die Änderung der HVL mit der Zeit für die Anoden/Filter-Kombinationen Mo/Rh und W/Rh zwischen der ersten Messung im August 2007 und der letzten Messung im August 2008, bezogen auf den Wert der ersten Messung.

Einheit	A/F	U [kV]	$\Delta$ HVL [%]
Novation DR	Mo/Rh	28	2,7
Novation DR	W/Rh	28	0,5
Novation DR	Mo/Rh	30	2,6
Novation DR	W/Rh	30	1,1

**Tabelle 46:** Veränderung der HVL für Mo/Rh und W/Rh mit der Zeit  
in Prozent, bezogen auf den jeweils ersten, im August 2007 ermittelten HVL-Wert, für das  
Mammographiesystem Novation DR

## A.5 Berechnete vs. gemessene HVL-Werte

### A.5.1 Ohne Dekonvolution rekonstruierte Spektren

Datum	A/F	U [kV]	HVL_berechnet [mm Al]	HVL_gemessen [mm Al]
06.06.2007	Mo/Mo	28	0,325	0,341
23.03.2008	Mo/Mo	28	0,327	0,359
24.07.2008	Mo/Mo	28	0,327	0,366
06.06.2007	Mo/Mo	30	0,344	0,356
23.03.2008	Mo/Mo	30	0,343	0,372
24.07.2008	Mo/Mo	30	0,340	0,383

**Tabelle 47:** Berechnete und gemessene HVL (ohne Dekonvolution, Mammomat 3000)  
Die HVL-Werte wurden aus Spektren ermittelt, die ohne Dekonvolution rekonstruiert wurden

Datum	A/F	U [kV]	HVL_berechnet [mm Al]	HVL_gemessen [mm Al]
11.06.2007	Mo/Mo	28	0,327	0,354
27.01.2008	Mo/Mo	28	0,329	-
29.03.2008	Mo/Mo	28	0,330	0,363
24.07.2008	Mo/Mo	28	0,325	0,403
27.01.2008	Mo/Rh	28	0,382	0,406
29.03.2008	Mo/Rh	28	0,379	0,419
24.07.2008	Mo/Rh	28	0,374	0,417
27.01.2008	W/Rh	30	0,515	0,570
29.03.2008	W/Rh	30	0,508	0,574
24.07.2008	W/Rh	30	0,498	0,576

**Tabelle 48:** Berechnete und gemessene HVL (ohne Dekonvolution, Novation DR)  
Die HVL-Werte wurden aus Spektren ermittelt, die ohne Dekonvolution rekonstruiert wurden

### A.5.2 Mit Dekonvolution rekonstruierte Spektren

Datum	A/F	U [kV]	HVL <sub>berechnet</sub> [mm Al]	HVL <sub>gemessen</sub> [mm Al]
06.06.2007	Mo/Mo	28	0,350	0,341
23.03.2008	Mo/Mo	28	0,336	0,359
24.07.2008	Mo/Mo	28	0,335	0,366
06.06.2007	Mo/Mo	30	0,352	0,356
23.03.2008	Mo/Mo	30	0,351	0,372
24.07.2008	Mo/Mo	30	0,349	0,383

**Tabelle 49:** Berechnete und gemessene HVL (mit Dekonvolution, Mammomat 3000)  
Die HVL-Werte wurden aus Spektren ermittelt, die mit Dekonvolution rekonstruiert wurden

Datum	A/F	U [kV]	HVL <sub>berechnet</sub> [mm Al]	HVL <sub>gemessen</sub> [mm Al]
11.06.2007	Mo/Mo	28	0,339	0,354
27.01.2008	Mo/Mo	28	0,339	
29.03.2008	Mo/Mo	28	0,339	0,363
24.07.2008	Mo/Mo	28	0,333	0,403
27.01.2008	Mo/Rh	28	0,389	0,406
29.03.2008	Mo/Rh	28	0,385	0,419
24.07.2008	Mo/Rh	28	0,381	0,417
27.01.2008	W/Rh	30	0,515	0,570
29.03.2008	W/Rh	30	0,510	0,574
24.07.2008	W/Rh	30	0,498	0,576

**Tabelle 50:** Berechnete und gemessene HVL (mit Dekonvolution, Novation DR)  
Die HVL-Werte wurden aus Spektren ermittelt, die mit Dekonvolution rekonstruiert wurden

## **EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG**

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt, und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am.....

.....

(Unterschrift)