



TECHNISCHE  
UNIVERSITÄT  
WIEN  
Vienna University of Technology

## DIPLOMARBEIT

Entwicklung und Messungen an einem Schädelphantom zur Augenlinsendosimetrie

Ausgeführt am

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

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

durch

Andreas Gerhard Wartak, BSc

Nußallee 14/2/5, 3430 Tulln

Jänner 2014

---

Datum

---

Unterschrift

# Danksagung

Mein Dank gilt an erster Stelle meinem Betreuer Herrn Ao. Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Peter Homolka für die fortwährende Unterstützung und Beratung bei der Durchführung meiner Diplomarbeit.

Des Weiteren gilt mein Dank Herrn ADir. Ing. Manfred Fugger vom *Atominstitut der Technischen Universität Wien*, für sein Engagement betreffend des Themengebiets der Thermolumineszenzdosimetrie.

Bei Frau Ing. Angela Taubeck, Herrn Ing. Andreas Hodul und Herrn Ing. Ewald Unger vom *Zentrum für Medizinischen Physik und Biomedizinische Technik der Medizinischen Universität Wien* bedanke ich mich für die technische Unterstützung während der Entwicklung des Schädelphantoms.

Bei meinem Vorgänger Dipl.-Ing. Philipp Raimund Mitterbauer bedanke ich mich für die beratende Unterstützung am Beginn meiner Diplomarbeit.

Nicht zuletzt möchte ich mich auch bei meiner Familie und meiner Freundin für das aufgebrachte Verständnis und den gewährten Rückhalt bedanken.

# Schlüsselbegriffe

Augenlinsendosimetrie

Schädelphantom

Thermolumineszenzdosimetrie

LiF:Mg,Cu,P-TLD-Chips: GR-200A

# Kurzfassung

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurde ein anthropomorphes Schädelphantom zur Untersuchung der Augenlinsendosimetrie entwickelt. Das Schädelphantom und die ebenfalls modellierten Augeneinsätze wurden aus digitalen Bilddatensätzen am Rechner entworfen bzw. mit Hilfe von CAD-Software konstruiert. Mittels der Methode des 3D-Druckes konnte aus dem digitalen Modell ein plastisches Schädelphantom geschaffen werden. Die Messungen zur Thematik der Augenlinsendosimetrie befassten sich mit der Untersuchung der Korrelation zwischen Augenlinsendosis und Stirndosis in der interventionellen Radiologie. Diesem Aspekt, welcher auch zu den in der Literatur viel diskutierten Dosisgrenzwerten für beruflich strahlenexponierte Personen in direktem Bezug steht, wurde mit Hilfe von Thermolumineszenzdosimetern (LiF:Mg,Cu,P – *GR-200A*) sowie eines Halbleiterdosimeters (*Unfors EDD-30*) auf den Grund gegangen.

# Abstract

In this diploma thesis the design and development of a head phantom for investigation of the eye lens dose for medical staff during interventional procedures is specified. The head phantom as well as the required eye-insertion-devices were conceptualized on computer by the use of digital imagedata and CAD-software. The implementation of the head model to become a true head phantom was achieved by the means of 3D-printing. The measurements regarding eye lens dosimetry focused on the investigation of the correlation between the absorbed dose to the eye lens and the absorbed dose on the forehead above the eye. This aspect, which also partakes in the widely discussed topic of occupational radiation exposure in terms of recommended dose limits, was surveyed by the use of thermoluminescent dosimeters (LiF:Mg,Cu,P – *GR-200A*) and a semiconductor dosimeter (*Unfors EDD-30*).

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>8</b>
<b>1 Einleitung .....</b>	<b>9</b>
<b>2 Theoretische Grundlagen .....</b>	<b>12</b>
2.1 Dosimetrische Kenngrößen .....	12
2.1.1 Physikalische Dosisgrößen.....	12
2.1.1.1 Die Ionendosis $J$ .....	12
2.1.1.2 Die Energiedosis $D$ .....	13
2.1.1.3 Die Kerma $K$ .....	14
2.1.2 Dosisgrößen des Strahlenschutzes .....	15
2.1.2.1 Die Äquivalenzdosis $H$ .....	15
2.1.2.2 Die Organ-Äquivalentdosis $H_T$ .....	16
2.1.2.3 Die effektive Dosis $E$ .....	18
2.1.2.4 Personendosis $H_P(d)$ .....	19
2.2 Thermolumineszenzdosimetrie .....	21
2.2.1 Messverfahren für ionisierende Strahlung .....	21
2.2.2 Thermolumineszenz .....	21
2.2.3 Thermolumineszenz in der Dosimetrie .....	24
2.2.4 Typen von Thermolumineszenzdosimetern (TLD).....	24
2.2.5 LiF:Mg,Cu,P – <i>GR-200A</i> .....	26
2.2.6 Glowkurve .....	30
<b>3 Messvorbereitung – Materialien und Methodik.....</b>	<b>32</b>
3.1 Referenzmessungen am Atominstytut.....	32
3.1.1 Standardprocedere .....	32
3.1.1.1 Vorbereitungszyklus – Annealing.....	33
3.1.1.2 Bestrahlung.....	34
3.1.1.3 Auswertung .....	34
3.1.2 Resultate der Referenzmessungen.....	39
3.1.2.1 Analyse der Glowkurvenstruktur .....	39
3.1.2.2 Einfluss der Verweildauer (Bestrahlung – Auswertung) auf Signalintensität .	46
3.1.2.3 Gruppen-Kalibrierfaktor für Bestrahlung mit CS-137-Quelle.....	51
3.2 Röntgenkalibrierung der TLD-Chips .....	53
3.2.1 Messaufbau und Parameter .....	53
3.2.2 Messauswertung der Röntgenkalibrierung.....	56
3.2.3 Untersuchung der Halbwertsschichtdicke (HVL).....	57
<b>4 Entwicklung des Schädelphantoms .....</b>	<b>63</b>
4.1 Zielsetzung und Planung .....	63
4.2 Modellselektion – Analyse der elektronischen Datensätzen.....	65
4.2.1 ICRP-Referenz-Phantome .....	65
4.2.2 <i>Visible Human Project</i> <sup>®</sup> .....	67
4.2.3 <i>3M-Phantom</i> .....	69
4.3 Methoden der Bearbeitung .....	70

4.3.1 <i>Analyze 11.0</i> .....	70
4.3.2 <i>Solid Edge ST5</i> .....	71
4.3.3 <i>Meshlab V1.3.2</i> .....	72
4.4 Bearbeitung des Schädelmodells.....	73
4.5 Entwicklung der Augeneinsätze.....	79
4.6 Printvorgang.....	89
4.7 Reinigung und Nachbearbeitung.....	91
4.8 Zubehör für Messaufbau .....	99
<b>5 Messungen am Schädelphantom.....</b>	<b>102</b>
5.1 Messaufbau und Bestrahlungsgeometrie.....	102
5.2 Messungen und Ergebnisse .....	107
5.3 Analyse der Messergebnisse .....	108
5.3.1 Messdaten <i>Unfors EDD-30</i> .....	108
5.3.2 Messdaten TLD-Chips .....	111
5.3.3 Korrelation zwischen TLD-Chips und <i>Unfors EDD-30</i> .....	119
5.3.4 Konversionsfaktoren .....	121
<b>6 Schlussbetrachtung.....</b>	<b>123</b>
<b>Anhang .....</b>	<b>125</b>
Anhang A .....	125
Anhang B.....	130
Anhang C.....	135
Anhang D .....	138
Anhang E.....	159
<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>161</b>

# Abkürzungsverzeichnis

ATI	Atominstitut der Technischen Universität Wien
AKH	Allgemeines Krankenhaus der Stadt Wien
BG	Bestrahlungsgeometrie
CAD	computer-aided design (zu Deutsch: rechnerunterstütztes Konstruieren)
$H_p(x)$	Personenäquivalentdosis in der Tiefe x mm
HVL	half-value layer (zu Deutsch: Halbwertsschichtdicke)
ICRP	International Commission on Radiological Protection (zu Deutsch: Internationale Strahlenschutzkommission)
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements (zu Deutsch: Internationale Kommission für Strahlungseinheiten und Messung)
LET	Linearer Energietransfer
OEP	Oberflächenexpositions-Position
PMMA	Polymethylmethacrylat
POM	Polyoxymethylen
RBW	Relative biologische Wirksamkeit
RT	Radiologietechnologin/Radiologietechnologe
SFD	Schattenfreie Diagnostik-Kammer
TLD	Thermolumineszenzdosimetrie

# 1 Einleitung

Dem Forschungsgebiet der Augenlinsendosimetrie bzw. der Untersuchung der Entstehung strahleninduzierter Katarakte (Trübung der Augenlinse) wird in den letzter Zeit vermehrt Aufmerksamkeit zuteil. Die ausgegebenen Strahlenschutzbestimmungen bzw. von der ICRP festgelegten Grenzwerte für beruflich strahlenexponierte Personen – speziell in der klinischen diagnostischen und interventionellen Radiologie – stellen eine, einer laufenden Anpassung unterzogene, vieldiskutierte Thematik dar.

Die Trübung der Augenlinse als Folge der Exposition durch ionisierende Strahlung wurde lange Zeit der Klasse der deterministischen Strahleneffekte zugeordnet. Um deterministische Strahlenschäden, welche ab einer Schwellendosis von 5 Gy für akute und >8 Gy für fraktionierte Exposition zu erwarten wären [1][2], auszuschließen, wurden von der ICRP spezielle Augenlinsendosis-Grenzwerte festgelegt. Für beruflich strahlenexponierte Personen galt damals ein Grenzwert von 150 mSv pro Jahr – für die normale Bevölkerung 15 mSv pro Jahr [1]. Diese Grenzwerte wurden in der ICRP Publikation 103 [2] zwar noch nicht revidiert, allerdings wurde eine detailliertere Untersuchung in Aussicht gestellt.

In der ICRP Publikation 103 [2] wurde zusätzlich erstmals die Personendosis  $H_P(3)$  für die Überwachung der Augenlinse vorgeschlagen. Aufgrund der noch nicht überarbeiteten Grenzwerte, fand  $H_P(3)$  in der Praxis jedoch selten Anwendung. Die hohen Grenzwerte erlaubten weiterhin die zur Abschätzung der Hautdosis herangezogene Größe  $H_P(0,07)$  auch in Bezug auf die Augenlinse zu verwenden.

Die 2007 von der ICRP angekündigte Untersuchung brachte folgende Anpassungen in Bezug auf die Augenlinsendosis-Grenzwerte. Die Schwellendosis wurde für beide erwähnten Expositionsarten auf 0,5 Sv und die empfohlenen Grenzwerte für beruflich strahlenexponierte Personen auf 20 mSv pro Jahr, gemittelt über 5 Jahre, bei maximal 50 mSv in einem Jahr gesenkt [3].

Die Gründe für diese Anpassung lieferten mehrere Studien, welche die alten Grenzwerte der ICRP in Frage stellten. Nakashima et al. [4], Neriishi et al. [5] und Worgul et al. [6] fordern in ihren Studien über Überlebende der Atombomben von Hiroshima und Nagasaki, sowie Aufräumarbeiter der Tschernobyl-Katastrophe, niedrigere Limits. Es wird auch die Art des

Strahleneffektes hinterfragt, wobei eine klare Zuordnung zur einer der beiden Klassen – stochastische bzw. deterministische Strahleneffekte – bis dato nicht erfolgt ist.

Die in der ICRP Publikation 118 [3] angedachten Dosis-Grenzwerte stoßen jedoch auch auf Widerstand. Laut Martin [7] macht ein Grenzwert von 20 mSv pro Jahr für beruflich strahlenexponierte Personen, insbesondere Personal interventioneller radiologischer Einheiten, aufgrund dadurch beträchtlich eingeschränkter Arbeitsmöglichkeiten, keinen Sinn. Eine Grenzwerterhöhung auf 50 mSv pro Jahr würde einer drastischen Reduktion der Eingriffsanzahl pro Operateur/in bzw. RT entgegen wirken, ohne das Kataraktrisiko signifikant zu erhöhen.

Da eine Revision der in der ICRP Publikation 118 [3] empfohlenen Grenzwerte in naher Zukunft nicht zu erwarten ist, gilt es durch eine bessere Abschätzung der Augenlinsendosis mithilfe von  $H_p(3)$  mehr Spielraum in Bezug auf das 20-mSv-pro-Jahr-Limit zu gewinnen [8].

Auch am *Zentrum für Medizinische Physik und Biomedizinische Technik der Medizinischen Universität Wien*, wird dem Gebiet der Augenlinsendosimetrie vermehrt Aufmerksamkeit geschenkt. Die beiden Vorgänger des Autors der vorliegenden Diplomarbeit, Ilse Maria Infanger, MSc bzw. Dipl.-Ing. Philipp Raimund Mitterbauer, haben mit ihren Abhandlungen *Sind die Augenlinsen Katarakt gefährdet? - Eine Studie an beruflich strahlenexponierten Personen im Herzkatheterlabor* bzw. *Bestimmung der Augenlinsenäquivalentdosis an beruflich strahlenexponierten Personen in der interventionellen Radiologie* die Basis für die vorliegende Arbeit geschaffen. In den erwähnten Abhandlungen wurde jeweils die Stirndosis als Ersatzdosis für die Augenlinsenäquivalenzdosis herangezogen um einen Rückschluss auf die tatsächliche Augenlinsendosis zu gewähren.

Die Stirndosis gemessen als  $H_p(0,07)$  dient auch in der Literatur oft zur Abschätzung der Augenlinsendosis, wie zum Beispiel bei Vanhavere et al. [9], Donadille et al. [10], Carinou et al. [11] oder Domienik et al. [12] im Zuge des *ORAMED*-Projekts (Optimization of radiation protection for medical staff).

Bilski et al. [13] schufen mit der Entwicklung der *EYE-D<sup>TM</sup>*-Halterung (*Radcard*, Krakau, Polen) eine Möglichkeit die Augenlinsendosis als  $H_p(3)$  in nächster Nähe zur Augenlinse abzuschätzen.

Auch Monte-Carlo-Simulationen von Gualdrini et al. [14] und Geber et al. [15] widmen sich der selben Thematik. Geber et al. [15] verwenden sogar ein anthropomorphes Schädelphantom von *Radiation Support Devices, Inc* (Long Beach, Kalifornien, USA) um die numerischen Ergebnisse des Monte-Carlo-Modells zu stützen.

Es sind somit genügend Gründe vorhanden das Gebiet der Augenlinsendosimetrie noch detaillierter bzw. aus vielleicht anderen Blickwinkeln zu beleuchten. In Folge der Arbeiten von Ilse Maria Infanger, MSc und Dipl.-Ing. Philipp Raimund Mitterbauer wurde angedacht, die von Geber et al. [15] aufgeworfene Idee der Bestückung eines Schädelphantoms mit TLD-Chips, zu vertiefen und ein eigenes Schädelphantom zu entwickeln.

Die Zielsetzungen für die vorliegende Arbeit lauteten somit wie folgt:

- Modellierung und Fertigung eines anthropomorphen, anatomisch korrekten Schädelphantoms
- Entwicklung spezieller Augeneinsätze für erwähntes Schädelphantom, welche pro Einsatz Platz für drei LiF:Mg,Cu,P-TLD-Chips des Typs *GR-200A (Solid Dosimetric Detector and Method Laboratory, Peking, China)* in einer Gewebetiefe von exakt 3 mm bieten
- Realisierung eines praktikablen Messaufbaus zur Durchführung der geplanten Experimente im Strahlenfeld
- Untersuchung der Korrelation zwischen Augenlinsendosis und Stirndosis mithilfe des Schädelphantoms
- Messabgleich am Schädelphantom zwischen LiF:Mg,Cu,P-TLD-Chips und dem Halbleiterdosimeter *Unfors EDD-30 (Unfors, Billdal, Schweden)*

# 2 Theoretische Grundlagen

## 2.1 Dosimetrische Kenngrößen

Um die verschiedenen Wirkungen von Strahlung auf Materie wie zum Beispiel die absorbierte Strahlungsenergie pro Massenelement und das dadurch entstandene Risiko zu beschreiben, bedient man sich des Begriffs der Dosis. Es wird zwischen sogenannten physikalischen Dosisgrößen und Dosisgrößen des Strahlenschutzes unterschieden. Folgend werden die für diese Arbeit wesentlichen Dosisgrößen behandelt:

### 2.1.1 Physikalische Dosisgrößen

Die fundamentale physikalische Dosisgröße der klinischen Dosimetrie ist die pro Masseneinheit absorbierte Energie – die Energiedosis. Jedoch wird aus messtechnischen Gründen auch von anderen physikalischen Dosisgrößen Gebrauch gemacht.

#### 2.1.1.1 Die Ionendosis $J$

Die Ionendosis  $J$  ist definiert als die unmittelbare und mittelbare, durch Bestrahlung eines Luftvolumens  $dV$  durch ionisierende Strahlung, erzeugte elektrische Ladung des gleichen Vorzeichens  $dQ$  pro Masse  $dm_L$ .

$$J = \frac{dQ}{dm_L} = \frac{1}{\rho_L} \frac{dQ}{dV}$$

Die SI-Einheit der Ionendosis  $J$  ist Coulomb pro Kilogramm:

$$[J] = 1 \frac{C}{kg}$$

Die historische, heute nicht mehr akzeptierte Einheit in welcher die Ionendosis  $J$  früher bestimmt wurde, ist das Röntgen (R).

$$1 R = 2,58 \cdot 10^{-4} \frac{C}{kg}$$

Die Ionendosis  $J$  ist messtechnisch gesehen einfach zu erfassen, weshalb sie auch in der praktischen Dosismessung häufig Anwendung findet.

Der Differentialquotient der Ionendosis  $J$  nach der Zeit ergibt die sogenannte Ionendosisleistung mit der SI-Einheit Ampere pro Kilogramm.

$$j = \frac{dJ}{dt}$$

$$[j] = 1 \frac{C}{s \cdot kg} = 1 \frac{A}{kg}$$

#### 2.1.1.2 Die Energiedosis $D$

Die Energiedosis  $D$  ist definiert als die mittlere von einem Absorbermaterial der Dichte  $\rho$  lokal absorbierte Energie  $dE_{abs}$  pro Masse  $dm$ .

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm} = \frac{1}{\rho} \frac{dE_{abs}}{dV}$$

Die SI-Einheit der Energiedosis  $D$  ist das Gray:

$$[D] = 1 \frac{J}{kg} = 1 Gy$$

Auch für die Energiedosis  $D$  war früher eine andere Einheit, das sogenannte Rad (radiation absorbed dose – (rd)) gebräuchlich. Per definitionem gilt:

$$1 Gy = 100 rd$$

Der Differentialquotient der Energiedosis  $D$  nach der Zeit ergibt die sogenannte Energiedosisleistung mit der SI-Einheit Watt pro Kilogramm.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

$$[\dot{D}] = 1 \frac{J}{s \cdot kg} = 1 \frac{W}{kg}$$

Bei der Angabe der Energiedosis  $D$  muss immer auch das Absorbermaterial genannt werden, da die Separationsenergie um Sekundärelektronen abzuspalten jeweils abhängig von der vorliegenden Substanz ist und somit die Energiedosis  $D$  bei gleicher Strahlungsintensität je nach Absorbermaterial variiert.

### 2.1.1.3 Die Kerma $K$

Der Begriff Kerma ist ein Akronym für *Kinetic Energy released per unit mass* oder auch für *Kinetic Energy released in matter*. Die Kerma  $K$  gibt die, auf geladene Sekundärteilchen der ersten Generation übertragene kinetische Energie  $E_{kin}$  an. Diese Sekundärteilchen können möglicherweise aus dem Volumenelement  $dV$  austreten und somit von der Energiedosis nicht erfasst werden, da es zu keiner Absorption der Energie im betrachteten Massenelement  $dm$  kommt. Die Kerma  $K$  wird wie folgt berechnet:

$$K = \frac{dE_{kin}}{dm} = \frac{1}{\rho} \frac{dE_{kin}}{dV}$$

Für die Kerma  $K$  ergibt sich somit dieselbe SI-Einheit wie für die Energiedosis  $D$ :

$$[K] = 1 \frac{J}{kg} = 1 Gy$$

Der Differentialquotient der Kerma  $K$  nach der Zeit ergibt die sogenannte Kermaleistung mit der SI-Einheit Watt pro Kilogramm.

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

$$[\dot{K}] = 1 \frac{J}{s \cdot kg} = 1 \frac{W}{kg}$$

Aus dem gleichen, bereits diskutierten Grund warum auch bei der Energiedosis  $D$  jeweils zusätzlich das Absorbermaterial angegeben werden muss, ist dies auch bei der Kerma  $K$  notwendig.

## 2.1.2 Dosisgrößen des Strahlenschutzes

Die Dosisgrößen des Strahlenschutzes basieren zwar auf den Prinzipien der Energiedosis, stellen jedoch streng betrachtet keine physikalischen Dosisgrößen mehr dar. Die biologische Strahlenwirkung – welche im Bereich des Strahlenschutzes ausschlaggebend ist – auf verschiedenste Gewebetypen ist für die gleiche Energiedosis für verschiedene Strahlenarten und Strahlenenergien unterschiedlich. Es gilt hier folglich zwei Gesichtspunkte im Auge zu behalten. Auf der einen Seite ist die biologische Strahlenwirkung abhängig von der jeweils unterschiedlichen Strahlensensibilität verschiedenster Organe, Gewebe bzw. Körperteile. Auf der anderen Seite hat andersartige bzw. energetisch differenzierte Strahlung selbst, aufgrund unterschiedlicher Ionisationsfähigkeit, großen Einfluss auf die biologische Strahlenwirkung.

### 2.1.2.1 Die Äquivalenzdosis $H$

Photonen, Elektronen oder  $\beta$ -Teilchen zählen zu den sogenannten locker ionisierenden Strahlungsarten während  $\alpha$ -Teilchen und Protonen sowie Schwerionen und Spaltfragmente zu der Gruppe der dicht ionisierenden Strahlungsarten gehören. Die Ionisationsdichte wird durch die Messgröße des sogenannten linearen Energietransfer (LET) charakterisiert. Der unbeschränkte LET  $L_\infty$  ist wie folgt definiert

$$L_\infty = \frac{dE}{dx}$$

und gibt an wie viel Energie  $dE$  durch ein ionisierendes Teilchen in der durchstrahlten Substanz pro Weglänge  $dx$  absorbiert wird. Im Vergleich dazu bezieht sich der differentielle Energieverlust bzw. das lineare Bremsvermögen  $S$  auf die Energieabgabe des Projektils.

$$S = - \frac{dE}{dx}$$

Der LET als Maß für die Ionisationsdichte einer Strahlung kann somit herangezogen werden um die sogenannte Äquivalentdosis  $H$  zu bestimmen. Die Äquivalentdosis  $H$  ist wie folgt definiert:

$$H = Q(L_\infty) \cdot D$$

Die vom Körper durch ionisierende Strahlung aufgenommene Energiedosis  $D$  wird mit dem sogenannten Qualitätsfaktor  $Q$  multipliziert. Dieser Qualitätsfaktor  $Q$  ist eine dimensionslose Größe und eine Funktion des unbeschränkten LET  $L_\infty$ . Der Qualitätsfaktor  $Q$  lässt sich wie in *Tabelle 2.1* dargestellt bestimmen.

$L_\infty$ in Wasser $\left[\frac{\text{keV}}{\mu\text{m}}\right]$	$Q(L_\infty)$
< 10	1
10 - 100	$0,32 L_\infty - 2,2$
> 100	$\frac{300}{\sqrt{L_\infty}}$

Tab. 2.1: Qualitätsfaktoren  $Q$  als Funktion von  $L_\infty$

Da der Qualitätsfaktor  $Q$  eine dimensionslose Größe darstellt, gilt für die Äquivalentdosis  $H$  dieselbe SI-Einheit wie für die Energiedosis  $D$ , Joule pro Kilogramm. Um jedoch einen Unterschied zur Energiedosis  $D$  festzulegen, wird die Äquivalentdosis  $H$  in Sievert (Sv) angegeben.

$$[H] = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} = 1 \text{ Sv}$$

1 Sievert entspricht der Äquivalentdosis der betreffenden Strahlung, welche die gleiche biologische Wirkung hervorruft wie eine  $\gamma$ -Strahlung von 1 Gray.

### 2.1.2.2 Die Organ-Äquivalentdosis $H_T$

Die Organ-Äquivalentdosis  $H_T$  ist definiert als die gemittelte, durch eine Strahlungsart  $R$  hervorgerufene und in einem Organ oder Gewebe  $T$  absorbierte Energiedosis  $D_{T,R}$  multipliziert

mit dem sogenannten Strahlungs-Wichtungsfaktor  $w_R$ . Es wird über alle betreffenden Strahlungsarten summiert.

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$$

$$[H_T] = Sv$$

Der Strahlungs-Wichtungsfaktor  $w_R$  bezieht die unterschiedliche biologische Wirkung verschiedener Arten und Energien ionisierender Strahlung auf Organe, Gewebe bzw. Körperteile mit ein, ohne jedoch die Strahlenempfindlichkeit der einzelnen Organe, Gewebe bzw. Körperteile zu berücksichtigen.

Die Strahlungs-Wichtungsfaktoren  $w_R$  für unterschiedliche Strahlenarten bzw. -energien sind in den experimentell ermittelten relativen biologischen Wirksamkeiten (RBW) begründet und werden per Rechtsnorm festgelegt. Die Internationale Strahlenschutzkommission ICRP gibt immer wieder Empfehlungen zur Anpassung der Strahlungs-Wichtungsfaktoren  $w_R$  heraus. Folgende in *Tabelle 2.2* ersichtliche Strahlungs-Wichtungsfaktoren  $w_R$  stellen die Empfehlungen der ICRP Publikation 103 aus dem Jahr 2007 dar [2].

<b>Strahlungsart</b>	<b>Energiebereich</b>	<b>Strahlungs – Wichtungsfaktor <math>w_R</math></b>
<i>Photonen</i>	<i>alle Energien</i>	1
<i>Elektronen und Myonen</i>	<i>alle Energien</i>	1
<i>Protonen und geladene Pionen</i>	<i>alle Energien</i>	2
<i><math>\alpha</math> – Teilchen, Spaltfragmente und Schwerionen</i>	<i>alle Energien</i>	20
<i>Neutronen</i>	<i><math>E &lt; 1 \text{ MeV}</math></i>	$2,5 + 18,2 \cdot e^{-\frac{[\ln(E)]^2}{6}}$
	<i><math>1 \text{ MeV} &lt; E &lt; 50 \text{ MeV}</math></i>	$5,0 + 17,0 \cdot e^{-\frac{[\ln(2E)]^2}{6}}$
	<i><math>E &gt; 50 \text{ MeV}</math></i>	$2,5 + 3,25 \cdot e^{-\frac{[\ln(0,04E)]^2}{6}}$

Tab. 2.2: Strahlungs-Wichtungsfaktoren  $w_R$  – laut ICRP Publikation 103 (2007) [2]

Die größte Neuerung zur ICRP Publikation 60 aus dem Jahr 1991 [1] stellt die Tatsache dar, dass die Strahlungs-Wichtungsfaktoren  $w_R$  für Neutronen nicht mehr durch eine Treppenfunktion sondern durch eine stetige Funktion definiert sind – *Abbildung 2.1*.

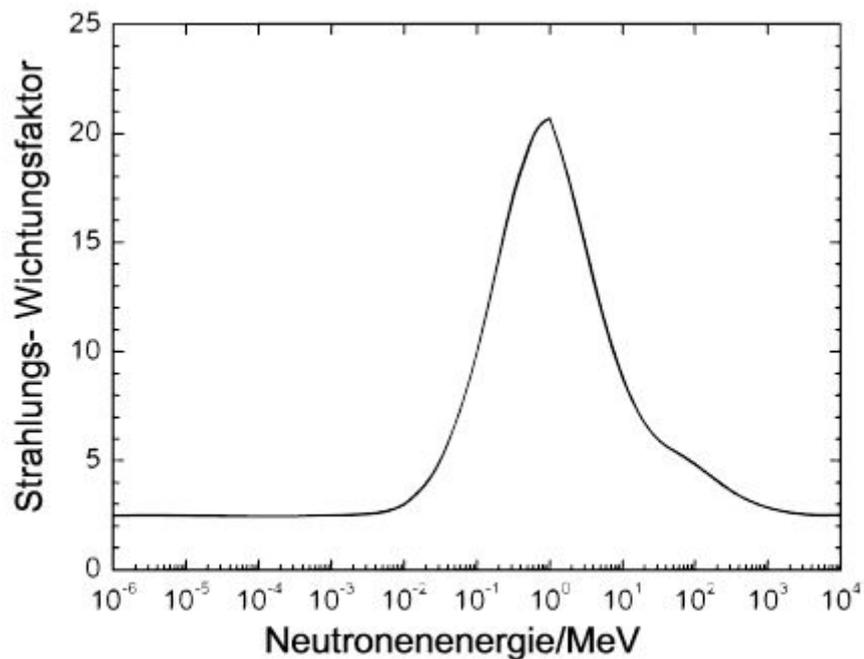


Abb. 2.1: Strahlungs-Wichtungsfaktoren  $w_R$  für Neutronen als Funktion der Neutronenenergie – aus ICRP Publikation 103 (2007) [2]

### 2.1.2.3 Die effektive Dosis $E$

Die effektive Dosis  $E$  gehört genau wie die Organ-Äquivalentdosis  $H_T$  zu den sogenannten Körperdosisgrößen. Diese können nicht direkt gemessen und somit nur rechnerisch bestimmt werden. Das Ziel der effektiven Dosis  $E$  ist es, durch Summierung der mit den sogenannten Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_T$  gewichteten Organ-Äquivalentdosen  $H_T$  ausgewählter Organe, Gewebe bzw. Körperteile, das stochastische Risiko einer Strahlenexposition erfassbar zu machen. Hier wird somit erstmals auf die unterschiedliche Strahlungsempfindlichkeit der verschiedenen Organe, Gewebe bzw. Körperteile eingegangen. Es werden die unterschiedlichen Beiträge einzelner Organe, Gewebe bzw. Körperteile zum stochastischen Strahlenrisiko berücksichtigt. Die effektive Dosis  $E$  ist wie folgt definiert:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

$$[E] = Sv$$

Die zur Berechnung der effektiven Dosis  $E$  relevanten Organe, Gewebe und Körperteile bzw. deren Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_T$  werden durch Empfehlungen der ICRP, welche auf den jeweils aktuellsten Forschungserkenntnissen beruhen, ständig angepasst. In *Tabelle 2.3* sind die ICRP Veröffentlichungen bezüglich der Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_T$  zur Berechnung der effektiven Dosis  $E$  aus den Publikationen 60 (1991) [1] und 103 (2007) [2] ersichtlich. Eine Anpassung der Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_T$ , sowie die Aufnahme weiterer relevanter Organe, Gewebe bzw. Körperteile über die Jahre 1991 bis 2007 ist klar erkennbar.

<b>Gewebe</b>	<b><math>w_T</math> ICRP 60 (1991)</b>	<b><math>w_T</math> ICRP 103 (2007)</b>
<i>Keimdrüsen</i>	0,20	0,08
<i>Knochenmark (rot)</i>	0,12	0,12
<i>Kolon</i>	0,12	0,12
<i>Lunge</i>	0,12	0,12
<i>Magen</i>	0,12	0,12
<i>Blase</i>	0,05	0,04
<i>Brust</i>	0,05	0,12
<i>Leber</i>	0,05	0,04
<i>Oesophagus</i>	0,05	0,04
<i>Schilddrüse</i>	0,05	0,04
<i>Haut</i>	0,01	0,01
<i>Knochenoberfläche</i>	0,01	0,01
<i>Speicheldrüsen</i>	<i>nicht definiert</i>	0,01
<i>Gehirn</i>	<i>nicht definiert</i>	0,01
<i>restliche Gewebe</i>	0,05	0,12
<b>Gesamt</b>	<b>1,00</b>	<b>1,00</b>

Tab. 2.3: Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_T$  – laut ICRP Publikationen 60 (1991) [1] und 103 (2007) [2]

#### 2.1.2.4 Personendosis $H_P(d)$

Da die Körperdosisgrößen Organ-Äquivalentdosis  $H_T$  und effektive Dosis  $E$  nicht messbar sind, werden sogenannte operationelle Dosisgrößen eingeführt, welche bei der Abschätzung der Körperdosisgrößen Verwendung finden. Die operationelle Dosisgröße der Personendosimetrie ist die Personendosis  $H_P(d)$ .

Die Personendosen  $H_P(d)$  sind die Äquivalentdosen in Weichteilgewebe, gemessen in geeigneter Tiefe unterhalb eines festgelegten Punktes am menschlichen Körper. Um die Organ-Äquivalentdosis  $H_T$  sowie die effektive Dosis  $E$  zu schätzen, wird die Personendosis  $H_P(10)$  – sprich die Dosis in einer Gewebstiefe von  $d = 10$  mm – herangezogen. Die Personendosis  $H_P(0,07)$  – sprich die Dosis in einer Gewebstiefe von  $d = 0,07$  mm – wird zur Schätzung der Haut-, Hand-, und Fußdosis verwendet. Für die vorliegende Arbeit besonders interessant ist, dass eine Gewebetiefe von  $d = 3$  mm für die Überwachung der Augenlinsendosis vorgeschlagen wurde [2].

Die Personendosis  $H_P(d)$  berücksichtigt somit auch Rückstreuung und Schwächung der einfallenden Strahlung durch den menschlichen Körper. Zur Kalibrierung werden drei genormte geometrische ICRU-Weichteilgewebe-Phantome herangezogen.

## **2.2 Thermolumineszenzdosimetrie**

### **2.2.1 Messverfahren für ionisierende Strahlung**

Strahlung per se kann nicht direkt gemessen werden, sondern wird über sogenannte Strahlungseffekte quantifiziert. Auf den unterschiedlichsten Strahlungseffekten – zu denen unter anderem die Ionisation, chemische, biologische und elektrische Effekte sowie die Änderung von Festkörpereigenschaften zählen – beruhen verschiedenste Messverfahren bzw. Messeinrichtungen zur Erfassung von Messgrößen für Strahlungsquellen, Strahlungsfelder und Strahlungsanwendungen.

Im Fall des Strahlungseffektes Ionisation sind vor allem die zu den aktiven Messverfahren zu zählenden Anwendungen Ionisationskammer, Proportionalitätszählrohr und Geiger-Müller-Zählrohr weit verbreitet. Beispiele für Messverfahren zu den chemischen, biologischen und elektrischen Effekten beinhalten Photographische Aufzeichnung, Quantifizierung von Chromosomenaberrationen, sowie Halbleiterdetektoren.

Für die vorliegende Arbeit von besonderer Bedeutung ist jedoch der Strahlungseffekt der Änderungen von Festkörpereigenschaften. Neben den in diesem Bereich zu nennenden Detektoren für Szintillation und Radiophotolumineszenz, gilt in der vorliegenden Arbeit die volle Aufmerksamkeit einem Effekt, welcher sich gerade im Bereich der Dosimetrie hervorragend zur Messung ionisierender Strahlung empfiehlt – dem Effekt der Thermolumineszenz.

### **2.2.2 Thermolumineszenz**

Die Thermolumineszenz (TL) ist ein Spezialfall der Lumineszenz. Diese beschreibt die Aussendung von Licht durch ein physikalisches System, welches beim Übergang von einem angeregten Zustand in den Grundzustand emittiert wird. Jeder Lumineszenzvorgang besteht folglich aus drei Teilprozessen:

- *Absorption der Anregungsenergie*
- *Übergang in einen Nichtgleichgewichtszustand durch Umwandlung der absorbierten Energie innerhalb des physikalischen Systems*

- *Rückkehr in den Gleichgewichtszustand unter Emission von Licht*

Je nachdem welche Art des Anregungsvorgangs vorliegt, werden verschiedene Arten von Lumineszenz unterschieden. Sind bei der Photolumineszenz Photonen für die Lichtemission verantwortlich und bei der Sonolumineszenz Schallwellen, so stellt die Triebfeder der Thermolumineszenz die Wärmezufuhr dar. Diese thermisch stimulierte Emission, von zuvor im Kristallgitter gespeicherter Energie, lässt sich sehr anschaulich mit dem sogenannten Bändermodell erklären.

In jedem realen Kristall sind sogenannte Defektzentren, entweder durch Verunreinigungen aufgrund von Fremdatomen oder durch Fehlstellen in der Kristallgitterstruktur, vorhanden. Diese Defektzentren bilden metastabile Zwischenniveaus in der eigentlich verbotenen Zone zwischen Valenz- und Leitungsband aus.

In der vereinfachten Darstellung in *Abbildung 2.2* sind zwei dieser Zwischenniveaus – eines oberhalb und eines unterhalb des Fermi-Niveaus ( $E_{Fermi}$ ) – ersichtlich. Das höhere der beiden Niveaus fungiert als sogenannte Elektronenfalle ( $E_{Trap}$ ) sobald Energiezufuhr von außerhalb (z.B.: ionisierende Strahlung) erfolgt (primäre Anregung), welche großemäßig zumindest die Energie der Bandlücke ( $E_G$ ) übersteigt und somit Elektronen vom Valenz- ins Leitungsband anhebt. Diese Elektronenfallen bzw. Haftstellen sind meist tief genug um die an ihnen *haftenden* Elektronen bis zu höheren Temperaturen ebendort halten zu können. In anderen Worten ist die Wahrscheinlichkeit für das Anheben der in den Haftstellen eingefangenen Elektronen ins Leitungsband bei tiefen Temperaturen sehr gering.

Natürlich bleiben nur die wenigsten Elektronen in den Traps haften. Viele Elektronen rekombinieren unter der Aussendung von elektromagnetischer Strahlung nahezu sofort nach der primären Anregung – hierbei spricht man von Radiolumineszenz. Die Thermolumineszenz bezieht sich nun auf die sekundäre Anregung der in den Traps *gefangenen* Elektronen, welche diesmal durch Erwärmung des Kristalls wieder ins Leitungsband angehoben werden, um von dort unter Emission von Lumineszenzlicht (im sichtbaren und angrenzenden Spektralbereich) mit den Löchern in den Rekombinationszentren ( $E_{Rek}$ ) zu rekombinieren. Diese thermisch stimulierte Lichtemission tritt jedoch nur beim ersten Erhitzen des Kristalls auf, da innerhalb relativ kurzer Zeit sämtliche angeregte Elektronen rekombiniert sind.

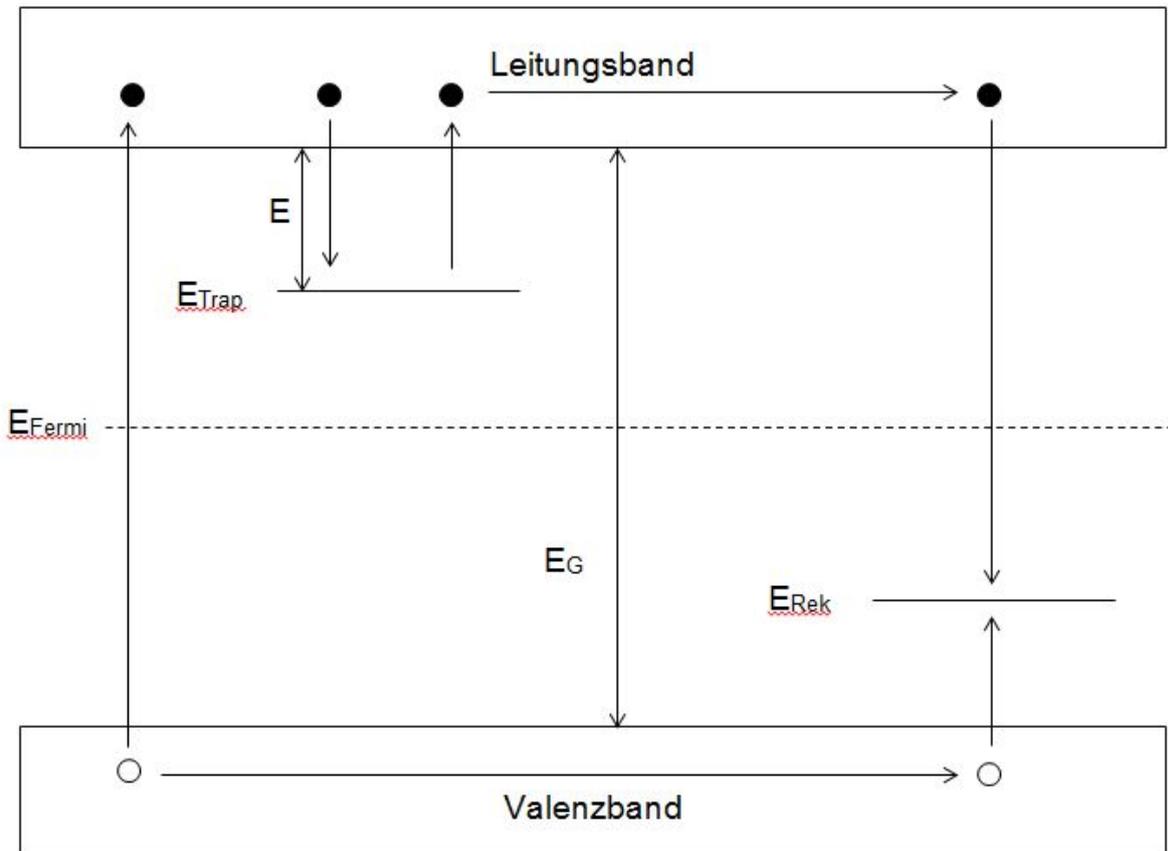


Abb. 2.2: Bändermodell: simplifizierte Veranschaulichung des TL-Mechanismus

Die Wahrscheinlichkeit dafür, dass ein eingefangenes Elektron die Falle verlässt, ist gegeben durch das Arrhenius-Gesetz:

$$P = s \cdot e^{-\frac{E}{k \cdot T}}$$

$$k = 8,617 \cdot 10^{-5} \frac{\text{eV}}{\text{K}}$$

$P$  repräsentiert hier die oben genannte Wahrscheinlichkeit,  $s$  bezeichnet den sogenannten Sprungfaktor,  $E$  die Tiefe der Elektronenfalle,  $k$  die Boltzmann-Konstante und  $T$  die absolute Temperatur. Der Sprungfaktor  $s$  ist klassisch gesehen eine der Gitterschwingung zugeordnete Größe.

Neben ihrem großen Stellenwert in der Archäologie, zur Altersbestimmung unter der Bezeichnung Thermolumineszenz-Datierung, findet die Thermolumineszenz vor allem in der Dosimetrie ihre Anwendung.

### 2.2.3 Thermolumineszenz in der Dosimetrie

Unter Dosimetrie versteht man allgemein eine Technik zur Messung von Strahlendosis, welche zur Beurteilung von Strahlenrisiken im Strahlenschutz relevant ist. Der Begriff der Dosis sowie die dosimetrischen Kenngrößen wurden bereits im Kapitel 2.1 *Dosimetrische Kenngrößen* erläutert.

Da die Anzahl der vom TL-Material emittierten Photonen – welche im Messaufbau schlussendlich mittels Photomultiplier quantitativ nachgewiesen werden kann – direkt proportional zu der im TL-Material während der primären Anregung absorbierten Energie ist, eignet sich der Einsatz von TL-Materialien bestens in der Dosimetrie.

### 2.2.4 Typen von Thermolumineszenzdosimetern (TLD)

Die Gruppe der Thermolumineszenzdosimeter (TLD) stellt die am weitesten verbreiteten Festkörperdosimeter dar. Die einzelnen TL-Detektoren – welche in der Literatur in den verschiedensten Formen (Pulver, Chips, Stäbchen usw. [16]; *Abbildung 2.3*) anzutreffen sind – sind Teil eines TL-Dosimetriesystems, zu welchem auch das Auswertegerät mit seinen Einrichtungen zur Messung und Anzeige des Lumineszenzlichtes zählt.

Je nach Art der dosimetrischen Anwendung werden verschiedenste TL-Materialien in Abhängigkeit ihrer Eigenschaften für den Einsatz ausgewählt. Im Vergleich zu anderen Dosimetertypen weisen TLD mit ihren folgenden Eigenschaften – einer hohen Strahlungsempfindlichkeit, einer hohen Energieunabhängigkeit, einem großen Messbereich (für übliche TL-Materialien von einigen  $\mu\text{Gy}$  bis zu zehntausenden Gy), sowie geringem Fading – sprich langer Speicherfähigkeit – oft Vorteile gegenüber der direkten Konkurrenz auf.

Die Hauptanwendungsgebiete für TLD liegen im Bereich des Strahlenschutzes, zur Personalüberwachung als auch zur Umgebungsüberwachung [17]. Des Weiteren werden sie bei technischen Anwendungen ionisierender Strahlung sowie in der Strahlenbiologie und vor allem auch im medizinischen Bereich sowohl in der diagnostischen und interventionellen Radiologie als auch in der Strahlentherapie verwendet.

Die Palette an in der Literatur festgehaltenen TL-Materialien, welche in der Dosimetrie zum Einsatz gebracht wurden, ist lang und reicht von Berylliumoxid, Calciumfluorid, Aluminiumoxid über Calciumsulfat, Kaliumbromid, Lithiumborat bis hin zu Lithiumfluorid [16]. Jeder dieser Kristalle kann zusätzlich mit verschiedensten Elementen dotiert werden um erwünschte Materialeigenschaften zu verstärken. Es bleibt somit eine wahre Vielzahl an möglich zu verwendenden TL-Materialien, wodurch die Selektion des aufgrund seiner Eigenschaften am besten zur Anwendung passenden Materials von entscheidender Bedeutung ist.



Abb 2.3: LiF:Mg,Cu,P-TLD-Produktpalette von Hersteller *Solid Dosimetric and Detector and Method Laboratory*, Peking, China

Für die klinische Dosimetrie hat sich im Laufe der Zeit das Detektormaterial Lithiumfluorid (LiF) dotiert mit den verschiedensten Fremdatomen – Mg, Ti, Mn, Cu, P – für die Mehrheit der Anwendungen durchgesetzt [16] [17].

### 2.2.5 LiF:Mg,Cu,P – GR-200A

LiF:Mg,Ti (TLD-100) war für lange Jahre das Standard-TLD-Material wenn es um Personenüberwachung bzw. den Einsatz im klinischen Bereich ging [18]. Allerdings war für viele Anwendungen eine noch höhere Sensitivität als sie LiF:Mg,Ti lieferte, wünschenswert. Zahlreiche neue TL-Materialien wurden vorgestellt ohne die Vormachtstellung von LiF:Mg,Ti zu gefährden bis Nakajima et al. schließlich im Jahr 1978 erstmals die Erfahrungen mit LiF Kristallen dotiert mit Mg, Cu und P publizierte [17].

Einer 20-fach höheren Sensitivität im Vergleich zu LiF:Mg,Ti, sowie einer sehr guten Gewebsähnlichkeit, einer linearen Dosisabhängigkeit über einen Dosisbereich von 1  $\mu$ Gy – 1 Gy, einer niedrigen Fadingrate, sowie einer niedrigen Photonenenergieabhängigkeit, standen am Beginn lediglich ein hohes Residualsignal sowie ein großer Verlust an Sensitivität nach nur einer Anwendung gegenüber [16]. Auch diese zwei anfänglichen Mängel konnten mit der Zeit immer besser ausgemerzt werden, so dass LiF:Mg,Cu,P dem älteren LiF:Mg,Ti bald den Rang abgelaufen hatte [19].

Das Detektormaterial LiF:Mg,Cu,P wird von verschiedenen Konzernen unter unterschiedlichen Produkt-Bezeichnungen hergestellt. Kommerziell erhältlich sind die in der vorliegenden Arbeit eingesetzten TLD-Chips zum Beispiel beim *Solid Dosimetric and Detector and Method Laboratory* in Peking, China, unter der Bezeichnung *GR-200A*. Auch *Nemoto* (Japan), unter der Bezeichnung *NTL-500*, das *Henry Niewodniczanski Institute of Nuclear Physics* (Polen), unter der Bezeichnung *MCP-N* sowie *Thermo Scientific* (früher *Harshaw*) (USA), unter der Bezeichnung *TLD-100H* bzw. *TLD-700H*, vertreiben LiF:Mg,Cu,P-TLD-Chips. Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit verwendeten TLD-Chips stammen alle ausnahmslos vom chinesischen Hersteller, welcher für die TLD-Chips *GR-200A* die in *Tabelle 2.4* gezeigten Eigenschaften garantiert.

<b>Type</b>	<b>GR – 200A</b>
<i>Description</i>	<i>Natural LiF (Mg, Cu, P)</i>
<i>Dimension</i>	<i>Dia. 4,5 x 0,80 mm</i>
<i>Application</i>	<i>Integrated doses of gamma rays</i>
<i>Effective atomic number Z</i>	8,2
<i>TL emission spectrum [nm]</i>	380
<i>Zero dose reading [nGy]</i>	100
<i>Linear dose range [Gy]</i>	$10^{-7} \sim 10^5$
<i>Detectable threshold [Gy]</i>	$10^{-7}$
<i>Relative TL sensitivity to TLD – 100</i>	<i>65 times for Circular chip GR – 200A</i>
<i>Energy dependence (photon: 30 keV ~ 3 MeV)</i>	< 20 %
<i>Homogeneity (1 SD)</i>	5 %
<i>Stability of stored information (at room temperature)</i>	< 5 % / year
<i>Repeatability</i>	< 2 %
<i>Reusability</i>	<i>Unlimited</i>
<i>Dose rate influence</i>	<i>Independent</i>
<i>Light effect</i>	<i>Intsensitive to scattered sunlight, incandascnt lamp and fluorescent light, but affected by direct sunlight.</i>

Tab 2.4: GR-200A Eigenschaften laut Hersteller *Solid Dosimetric and Detector and Method Laboratory, Peking, China*

Gerade die Eigenschaften der ausgesprochen geringen Ansprechschwelle und der hohen Sensitivität prädestiniert diese Dosimeter für den Einsatz in der Personenüberwachung. Eine weitere, für die Auswahl dieser TLD zur Anwendung im Rahmen der vorliegenden Arbeit sehr entscheidende Eigenschaft, ist die sehr schwache Abhängigkeit von der Photonenenergie in dem für die vorliegende Arbeit interessanten Bereich von 50 keV – 500 keV.

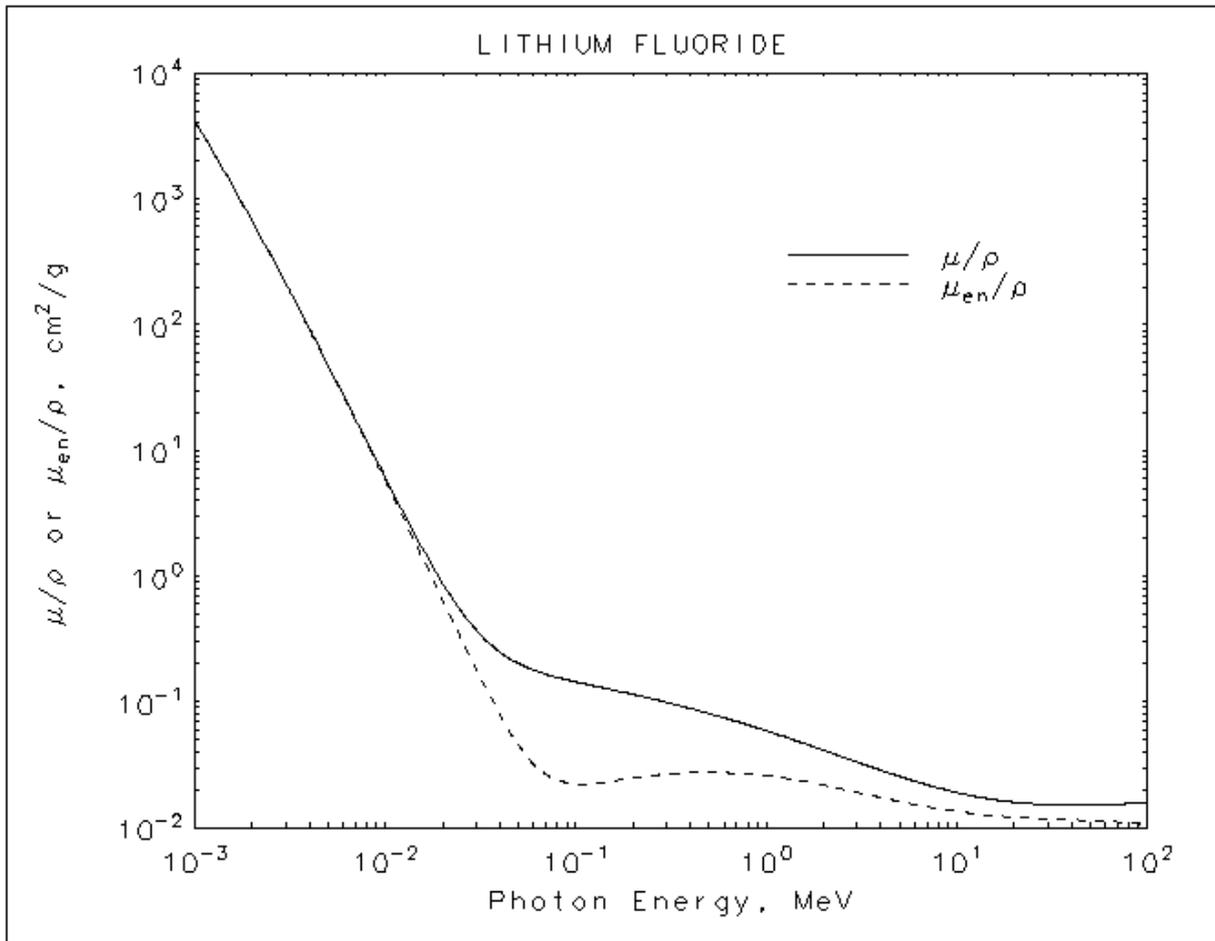


Abb. 2.4: Mass attenuation coefficient  $\mu/\rho$  und mass energy-absorption coefficient  $\mu_{en}/\rho$  für LiF in Abhängigkeit von der Photonenenergie [20]

<b>Energie [keV]</b>	$\frac{\mu}{\rho}$ [ $cm^2/g$ ]	$\frac{\mu_{en}}{\rho}$ [ $cm^2/g$ ]
50	0,20200	0,04541
60	0,17910	0,03223
80	0,15630	0,02385
100	0,14410	0,02229
150	0,12600	0,02332
200	0,11450	0,02484
300	0,09899	0,02663
400	0,08853	0,02734
500	0,08076	0,02749

Tab 2.5: Mass attenuation coefficient  $\mu/\rho$  und mass energy-absorption coefficient  $\mu_{en}/\rho$  für LiF für bestimmte Photonenenergien [20]

Wie in *Abbildung 2.4* bzw. in *Tabelle 2.5* noch besser zu erkennen, verhalten sich der *mass attenuation coefficient*  $\mu/\rho$  bzw. *mass energy-absorption coefficient*  $\mu_{en}/\rho$  bei Photonenenergien zwischen 50 keV und 500 keV nahezu konstant [20]. Zum Vergleich ist folgend in *Abbildung 2.5* und *Tabelle 2.6* derselbe Sachverhalt für  $\text{CaF}_2$  dargestellt. Ohne Zweifel kann hier die geringere Energieabhängigkeit von  $\text{LiF}$  im Vergleich zu  $\text{CaF}_2$  im Bereich von 50 keV – 500 keV festgestellt werden.

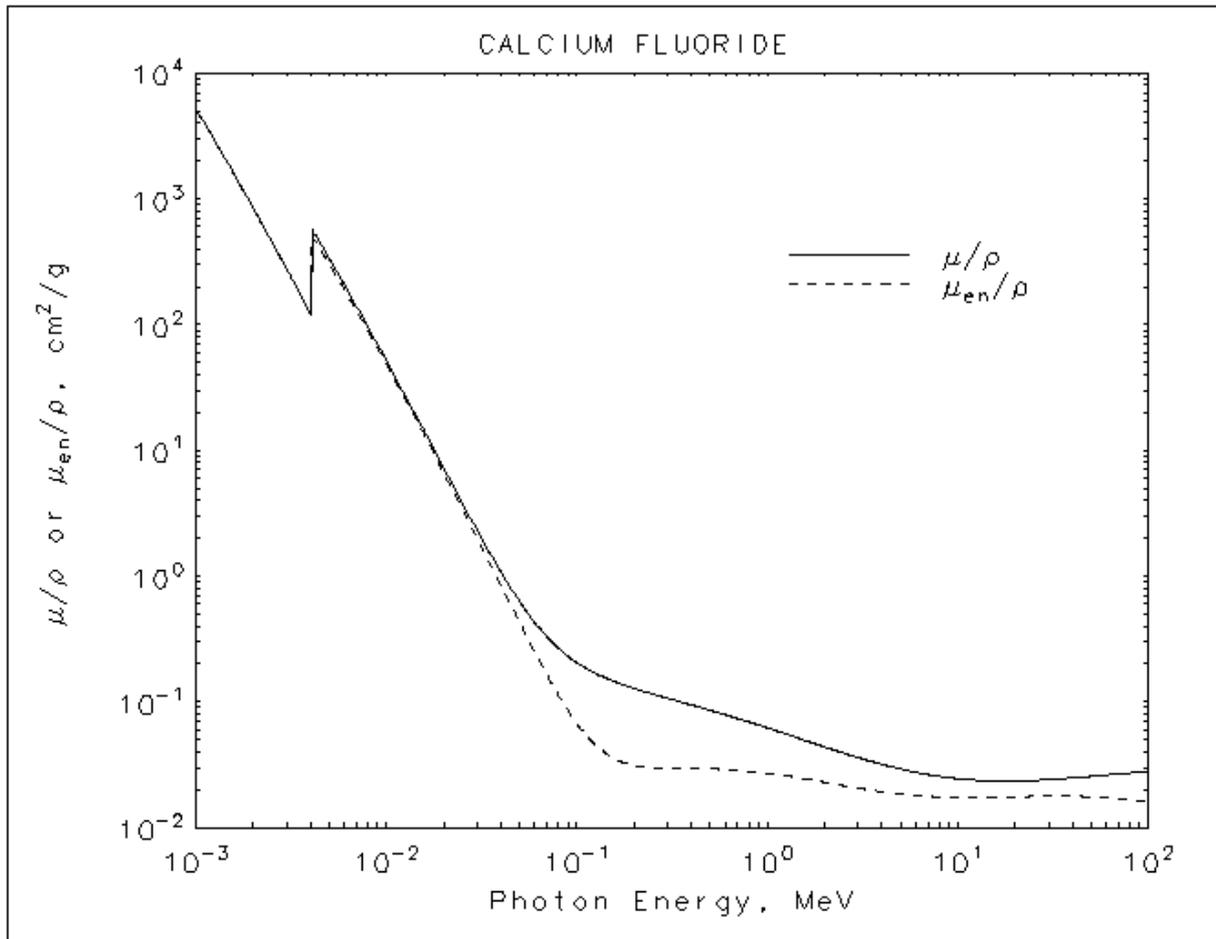


Abb. 2.5: Mass attenuation coefficient  $\mu/\rho$  und mass energy-absorption coefficient  $\mu_{en}/\rho$  für  $\text{CaF}_2$  in Abhängigkeit von der Photonenenergie [20]

<b>Energie [keV]</b>	$\frac{\mu}{\rho}$ [ $\text{cm}^2/\text{g}$ ]	$\frac{\mu_{en}}{\rho}$ [ $\text{cm}^2/\text{g}$ ]
50	0,63110	0,4298
60	0,43110	0,2512
80	0,26740	0,1137
100	0,20480	0,06741
150	0,14910	0,03681
200	0,12780	0,03112
300	0,10670	0,02944
400	0,09437	0,02933
500	0,08570	0,02920

Tab 2.6: Mass attenuation coefficient  $\mu/\rho$  und mass energy-absorption coefficient  $\mu_{en}/\rho$  für  $\text{CaF}_2$  für bestimmte Photonenenergien [20]

### 2.2.6 Glowkurve

Eine sogenannte Glühkurve bzw. Glowkurve (engl.: *glow curve*) erhält man, sobald die während des Aufheizens des Detektormaterials emittierte Lichtintensität in Abhängigkeit von der Temperatur der Probe aufgetragen wird. Übliche TL-Materialien besitzen – anders als im Unterkapitel 2.2.2 *Thermolumineszenz*, simplifizierterweise angedeutet – natürlich mehrere metastabile Zwischenniveaus, welche sich energetisch von ihrer Lage zwischen Valenz- und Leitungsband unterscheiden. Diese Elektronenfallen besitzen unterschiedliche Traptiefen, was sich jeweils in Form von mehreren verschiedenen Intensitätsmaxima (engl.: *peaks*) in der Glowkurve erkennen lässt. Die Ausprägung und Größe dieser Peaks kann zusätzlich auch noch von der Art der Dotierung, der Aufheizrate als auch der *Vorgeschichte* des Detektormaterials abhängen.

Die folgende Abbildung (*Abbildung 2.6*) stellt eine aus der Literatur [21] entnommene, ideale Glowkurve für das Detektormaterial  $\text{LiF:Mg,Cu,P}$  dar. Im weiteren Verlauf der vorliegenden Arbeit wird die Struktur dieser Glowkurve als Glowkurven-Normalstruktur bezeichnet.

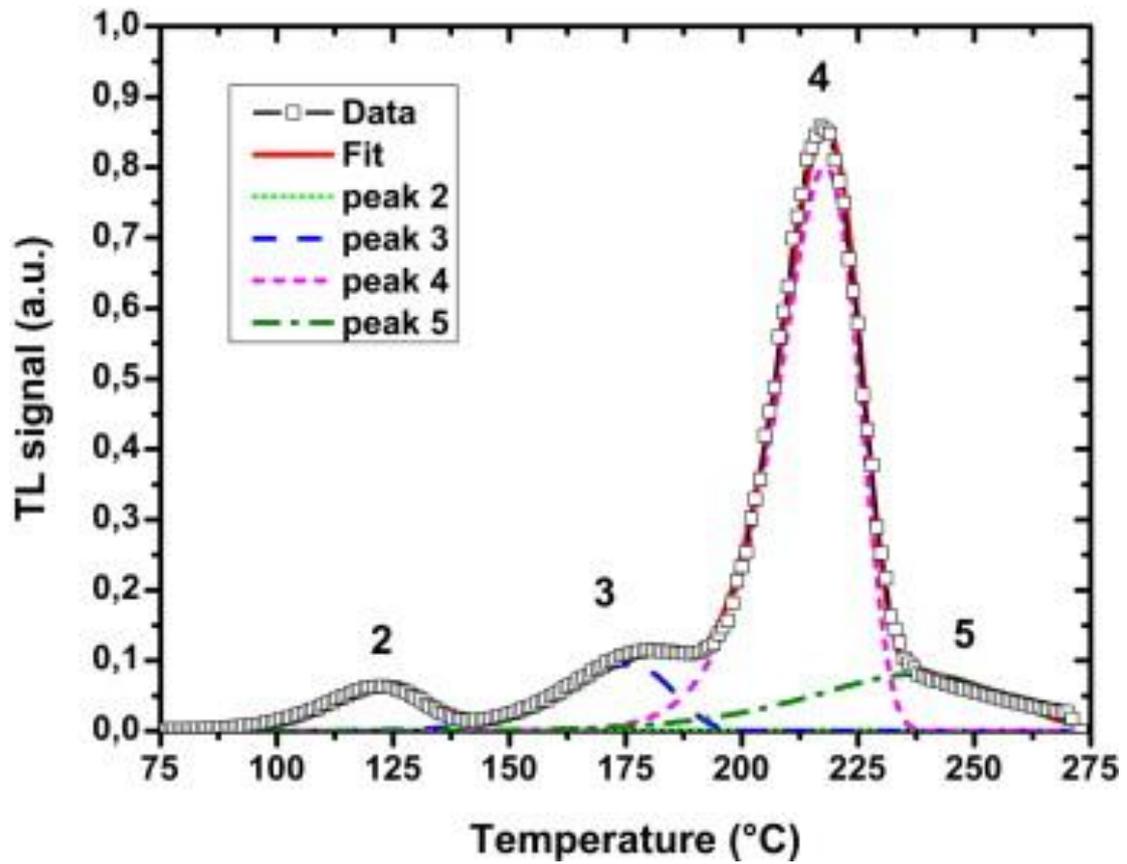


Abb 2.6: Glowkurven-Normalstruktur für Detektormaterial LiF:Mg,Cu,P [21]

Wie ersichtlich ist, setzt sich die Glowkurve aus 5 Peaks zusammen wobei der Hauptpeak 4 (Main Dosimetric Peak) – bei ca. 220 °C – bereits die Nebenpeaks 3 und 5 teilweise überlagert.

# 3 Messvorbereitung – Materialien und Methodik

## 3.1 Referenzmessungen am Atominstitut

### 3.1.1 Standardprocedere

Zu Beginn der vorliegenden Arbeit standen 5 Chargen zu je ca. 100 GR-200A TLD-Chips, welche vom *Zentrum für Medizinische Physik und Biomedizinische Technik der Medizinischen Universität Wien* zur Verfügung gestellt wurden, bereit. Im Laufe der Referenzmessungen wurden drei weitere Chargen – wieder zu je ca. 100 GR-200A TLD-Chips – für ausführlichere Untersuchungen angefordert.

Die erstgenannten fünf Chargen fanden bereits unter dem Vorgänger des Autors der vorliegenden Arbeit Dipl.-Ing. Philipp Raimund Mitterbauer im Rahmen seiner Diplomarbeit – *Bestimmung der Augenlinsenäquivalentdosis an beruflich strahlenexponierten Personen in der interventionellen Radiologie – Verwendung*.

Das geplante, vorrangige Ziel der Referenzmessungen, welche alle ausschließlich am *Atominstitut der Technischen Universität Wien* stattfanden, war es, durch eine stichprobenartige Evaluierung festzustellen, dass die TLD-Chips einwandfreie Ergebnisse lieferten um danach alsbald mit den Messungen am entwickelten Schädelphantom voranschreiten zu können.

Wie im folgenden Unterkapitel *3.1.2 Resultate der Referenzmessungen* diskutiert, traten bei der Evaluierung Abweichungen, welche vor allem die Reproduzierbarkeit der Glowkurvenstruktur betrafen, auf. Bevor mit den Messungen am entwickelten Schädelphantom fortgefahen werden konnte, musste nun zuerst das Verhalten der GR-200A TLD-Chips detailgerechter analysiert werden. Dies bedeutete einen erheblichen Mehraufwand an Mess- und Auswertearbeit, welcher zum Zwecke einwandfreier Messbedingungen bei den anstehenden Messungen am entwickelten Schädelphantom jedoch nicht zur Diskussion stand und somit unerlässlich war.

Nicht nur aufgrund ihrer niedrigen Ansprechschwelle, sowie ihrer hohen Sensitivität sind GR-200A TLD-Chips sehr sensible Detektoren, welche auf Abweichungen vom Standardprocedere

– was Vorbereitung, Bestrahlung und Auswertung betrifft – sehr empfindlich reagieren. Es ist somit von immenser Bedeutung dieses Standardprocedere – welches folgend diskutiert wird – bei jeder einzelnen Testserie mit größter Sorgfalt einzuhalten um bei der Analyse der Messergebnisse zumindest den systematischen Fehler so gering wie möglich zu halten. Das Standardprocedere für *GR-200A* TLD-Chips – welches aus Vorbereitungszyklus, Bestrahlung und Auswertung besteht – ist Gegenstand großer Diskussion in der Literatur. Einzelne Parameter weichen in unterschiedlichen Publikationen oft beträchtlich voneinander ab bzw. sind die durch Variation bestimmter Parameter bedingten Auswirkungen auf das Messergebnis ein viel diskutiertes Thema. Das im Rahmen der vorliegenden Arbeit verwendete Standardprocedere gründet zum einen auf den Angaben des Herstellers (*Solid Dosimetric and Detector and Method Laboratory*, Peking, China) und zum anderen auf Erkenntnissen die am *Atominstitut der Technischen Universität Wien* im Zuge jahrelanger Forschung auf dem Gebiet der Thermolumineszenz, auch in Person von Herrn ADir.Ing. Manfred Fugger, gesammelt wurden.

#### 3.1.1.1 Vorbereitungszyklus – Annealing

Beim Vorbereitungszyklus – auch Annealing – werden die ausgewählten TLD-Chips in ein am Atominstitut eigens für diesen Zweck angeschafftes Ausheizblech (*Abbildung 3.1*) einsortiert. Anschließend werden die TLD-Chips exakt zehn Minuten lang bei 240 °C ausgeheizt, bevor das Ausheizblech unter großer Vorsicht auf einen bereitstehenden Gitterrost zum Abkühlen abgelegt wird. Die Abkühlungsphase unter Normalbedingungen – Raumtemperatur, kein Luftstrom – bis die TLD-Chips wieder auf ca. Raumtemperatur heruntergekühlt sind, dauert zumindest 20 Minuten.

Dieses Annealing dient dazu, alle noch gefüllten metastabilen Zwischenniveaus durch Erhitzung des TL-Materials zu leeren, um bei der anschließenden Bestrahlung und Auswertung keine durch eine mögliche Vorbelastung verfälschten Ergebnisse zu erhalten. Als Vorbelastungen können in diesem Fall zum Beispiel bei der letzten Auswertung nicht vollständig entleerte Lumineszenzzentren oder aber auch bei längerer Lagerung durch den andauernden Strahlungs-Background bereits wieder teilweise gefüllte Traps, verstanden werden.



Abb. 3.1: Ausheizblech des *Atominstytut der Technischen Universität Wien*; 120 Ausfräsungen für TLD-Chips

### 3.1.1.2 Bestrahlung

Sämtliche Bestrahlungen im Rahmen der Referenzmessungen erfolgten – gleich wie der Vorbereitungszyklus und die Auswertung – am *Atominstytut der Technischen Universität Wien*. Eine CS-137-Quelle diente dazu die in Polystyrol-Mappen sortierten TLD-Chips bei einem Abstand von 1,5 m zur Quelle 30 Minuten lang zu bestrahlen. Unter Berücksichtigung der Halbwertszeit der Strahlenquelle entspricht die akkumulierte Dosis somit 199,6  $\mu\text{Gy}$ .

### 3.1.1.3 Auswertung

Unter Auswertung kann die Aufnahme der Glowkurve für jeden einzelnen TLD-Chip im eigens für die Thermolumineszenzdosimetrie am *Atominstytut der Technischen Universität Wien*

entwickelten Messapparat *TL DAT-II* verstanden werden. Dieser Messapparat arbeitet mit der Mess- und Auswertesoftware *MDA* (Hersteller: *WEGS Data AT* – 1120 Wien, Gatterholzgasse 14).

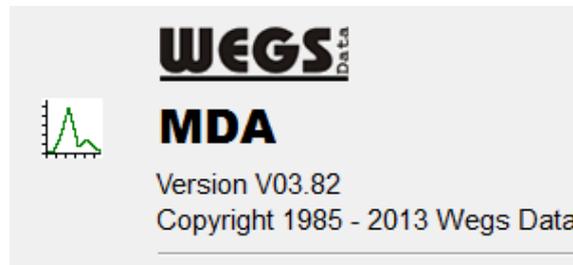


Abb. 3.2: Mess- und Auswertesoftware *MDA*, *WEGS Data*

Die Auswertung kann laut Literatur [19] [22] [23] und Herstellerangaben sofort nach der Bestrahlung erfolgen. Lediglich bei Bilski et al. [24] wird die Auswertung erst am Tag nach der Bestrahlung vorgenommen. Wie folgend im Unterkapitel *3.1.2 Resultate der Referenzmessungen* diskutiert, konnte im Rahmen der vorliegenden Arbeit jedoch eine Auswirkung auf das Messergebnis in Abhängigkeit von der Zeitdauer zwischen Bestrahlung und Auswertung dokumentiert werden. Wie später im Unterkapitel *3.1.2.2 Einfluss der Verweildauer (Bestrahlung – Auswertung) auf Signalintensität* noch im Detail diskutiert, empfiehlt es sich zumindest 20 – 24 Stunden zwischen Bestrahlung und Auswertung vergehen zu lassen.

Zu Beginn der Auswertung wird in der Messkammer nach dem Einlegen eines einzelnen TLD-Chips ein leichtes Vakuum von ca. 1 mbar erzeugt. Anschließend wird die Messkammer dann während des gesamten Messvorgangs mit reinstem Stickstoffgas (Qualität 5.0 = 99,999 % Reinheit) gespült. Dies passiert um jegliche Lichtemission, welche auf Restgase bzw. Luftverschmutzungen zurückzuführen wäre, zu vermeiden und gleichbleibende Messbedingungen zu garantieren. Um eine Erwärmung der gesamten Messapparatur und somit auch des eingebauten Photomultipliers zu verhindern – welche eine Erhöhung des Dunkelstroms (Rauschen) und somit eine Verringerung der Effizienz mit sich bringen würde – wird der ganze Aufbau ständig durch eine Wasserkühlung gekühlt.

Die Aufheizparameter wurden wie folgt gewählt:

*Starttemperatur: 20 °C*

*Aufheizrate: 5 °C / Sekunde*

*Höchsttemperatur: 240 °C*

Die Mess- und Auswertesoftware *MDA* erstellt bereits während der Messung einen Graph der Glowkurve und bietet viele verschiedene Tools um gleich im Anschluss eine genaue Analyse durchzuführen bzw. den eben erstellten Graph mit bereits aufgenommenen Glowkurven zu vergleichen. Neben Funktionen zur Glättung der Glowkurve, zum Ausrichten der Hauptmaxima unterschiedlicher Glowkurven aufeinander sowie zur Gleichskalierung erleichtert vor allem die Auswahlfunktion bezüglich der Integrationsbereiche eine fundierte Analyse der erhaltenen Messkurven.

Die Auswahl des Integrationsintervalls, welches verwendet wurde um eine bestimmte Anzahl an Counts der akkumulierten Dosis zuzuschreiben, ist abhängig vom Hauptmaximum (Peak 4) der Glowkurve. Nach Übereinkunft wurde für dieses Hauptmaximum im Rahmen der vorliegenden Diplomarbeit für alle Kurven der Wert 226 °C definiert und alle Kurven dahingehend ausgerichtet. Danach konnte das Integrationsintervall bestimmt werden, welches schlussendlich zwischen 165 °C und 245 °C festgelegt wurde. Dieses Intervall bildet für alle gemessenen Glowkurven die beste Übereinkunft und verfügt im Vergleich zu anderen Intervallen über die geringste Standardabweichung. In der folgenden Tabelle (*Tabelle 3.1*) und den folgenden Abbildungen (*Abbildung 3.3*, *Abbildung 3.4*, *Abbildung 3.5*) sind drei unterschiedliche Integrationsintervalle (175 °C – 235 °C; 165 °C – 245 °C; 120 °C – 300 °C) und die dazugehörige Statistik ersichtlich. Es handelt sich dabei um Glowkurven von 9 TLD-Chips der Charge *M*.

<b>Integrationsintervall</b>	<b>175 °C – 235 °C</b>	<b>165 °C – 245 °C</b>	<b>120 °C – 300 °C</b>
<b>TLD – Chip Nr.</b>	<b>Impulse [cts]</b>	<b>Impulse [cts]</b>	<b>Impulse [cts]</b>
1	387336	423059	502554
2	384262	424334	503414
3	423508	467929	574777
4	407623	450078	544080
5	346031	384605	447681
6	433488	475455	566631
7	346924	388018	459340
8	368662	407373	502347
9	415405	458411	561665
<i>arithm. Mittel [cts]</i>	390359,89	431029,11	518054,33
<i>Standardabw. [cts]</i>	32118,84	33765,74	46445,50
<b><i>Standardabw. [%]</i></b>	<b>8,23</b>	<b>7,83</b>	<b>8,97</b>

Tab. 3.1: Statistik der Integrationsintervalle 175 °C – 235 °C, 165 °C – 245 °C und 120 °C – 300 °C

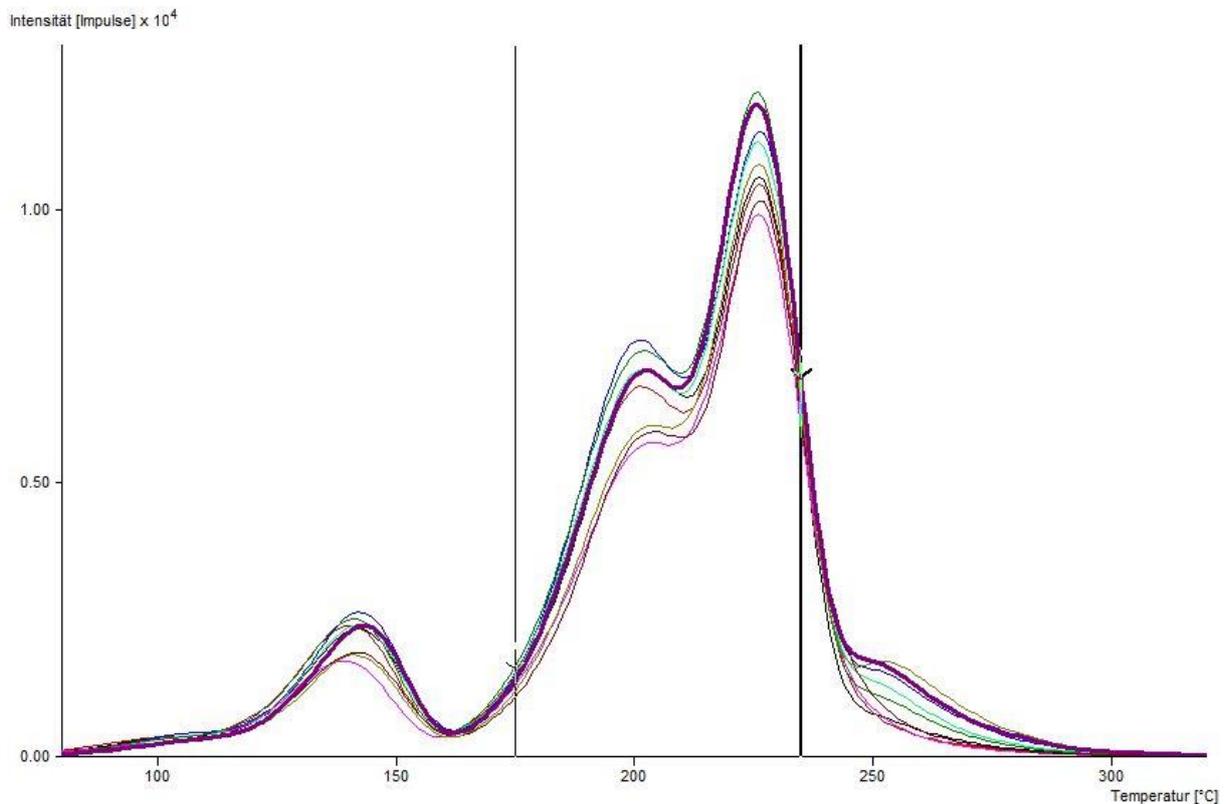


Abb. 3.3: Integrationsintervall 175 °C – 235 °C

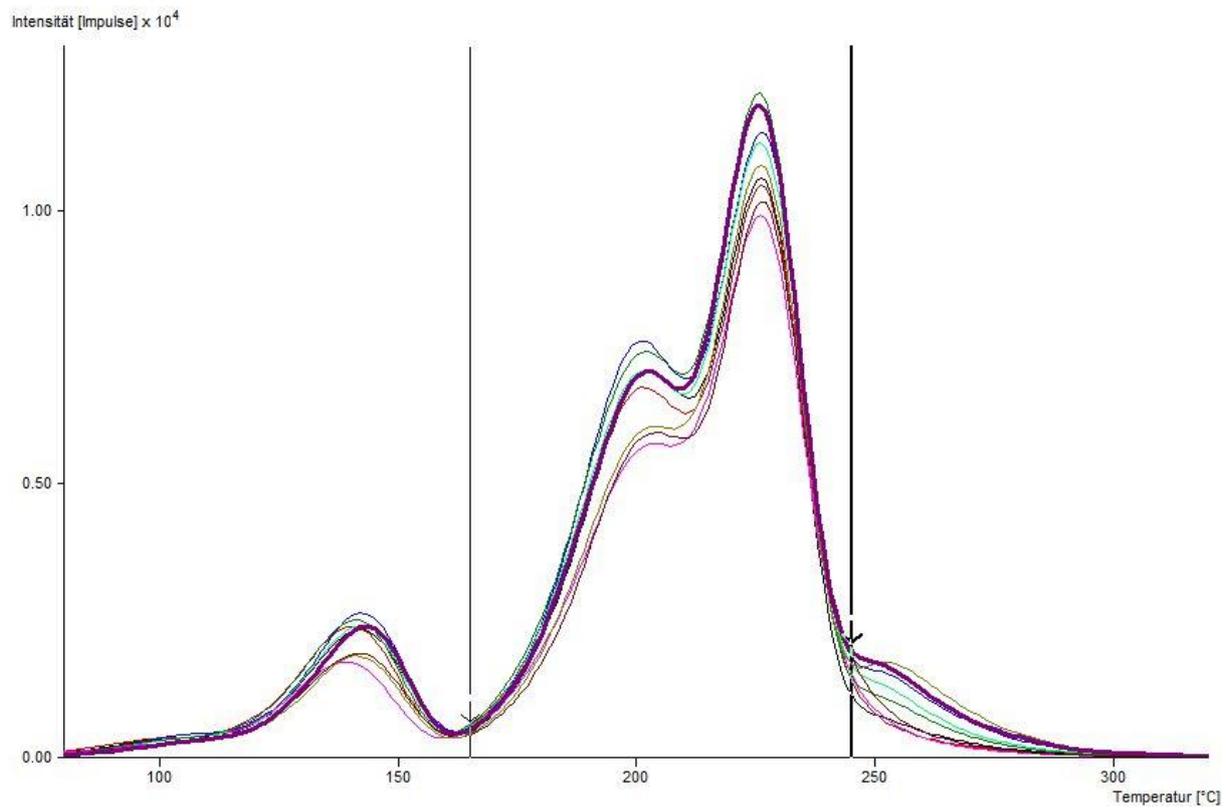


Abb. 3.4: Integrationsintervall 165 °C – 245 °C

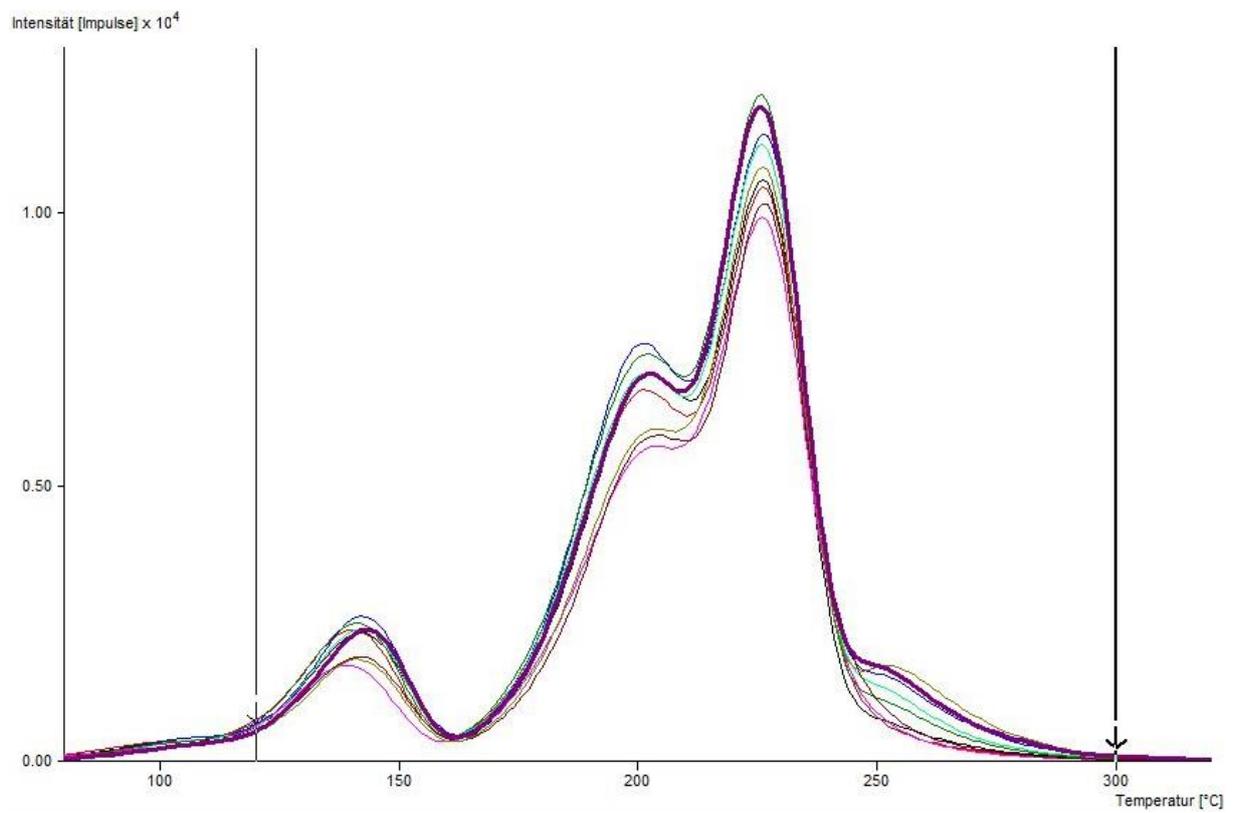


Abb. 3.5: Integrationsintervall 120 °C – 300 °C

### 3.1.2 Resultate der Referenzmessungen

#### 3.1.2.1 Analyse der Glowkurvenstruktur

Die erste Messgruppe – welche ursprünglich zur stichprobenartigen Überprüfung der Reproduzierbarkeit früherer Arbeiten von Dipl.-Ing. Philipp Raimund Mitterbauer, unter Einsatz der gleichen TLD-Chips, angedacht war – bestand aus jeweils 10, durch Zufall ausgewählte TLD-Chips, jeder der 5 zu Beginn vorhandenen Chargen (*F, G, H, I, J*).

Hierbei wurden 4 Messzyklen durchgeführt (à 50 TLD-Chips). In die folgend diskutierte Auswertung wurden vom 1. Messzyklus 49 TLD-Chips (1 TLD-Chip ergab eine Fehlmessung), vom 2. Messzyklus 40 TLD-Chips (10 TLD-Chips wurden in einem anderen System ausgewertet) und vom 3. und 4. Messzyklus alle 50 TLD-Chips miteinbezogen. Als Messzyklus ist hier ein Durchlauf des diskutierten Standardprocedures – Vorbereitungszyklus, Bestrahlung und Auswertung – zu verstehen. In *Abbildung 3.6* ist zum Vergleich der 4 Messzyklen jeweils eine Mittelwertkurve, der pro Zyklus ausgewerteten Einzelkurven der TLD-Chips, dargestellt.

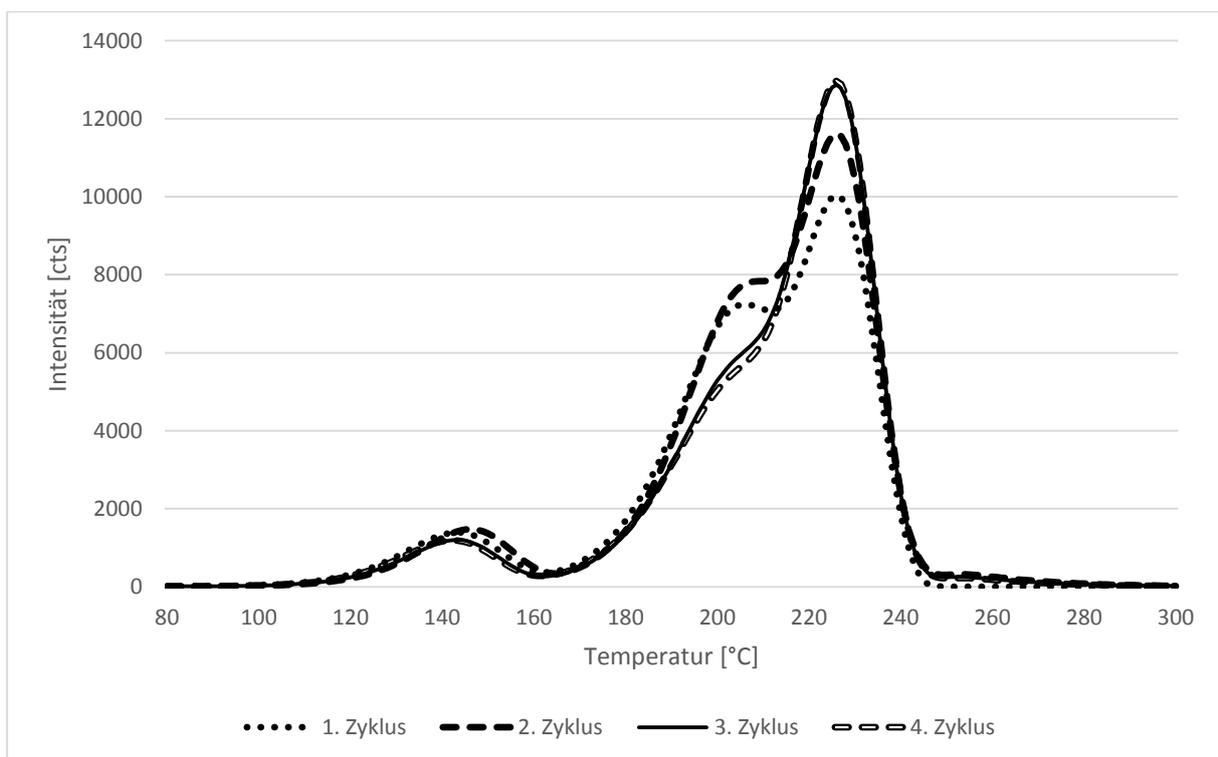


Abb. 3.6: Mittelwertkurven der 4 Messzyklen

Wie ersichtlich (*Abbildung 3.6*) ist, weicht die Glowkurvenstruktur der einzelnen Messzyklen sehr stark untereinander als auch im Vergleich von der im Unterkapitel 2.2.6 *Glowkurve* dargestellten Glowkurven-Normalstruktur (*Abbildung 2.6*) ab. Wobei doch eine deutliche Anpassung der Struktur in Richtung Glowkurven-Normalstruktur mit Fortlaufen der Zyklen erkennbar ist. Es ist das Peak-3-zu-Peak-4-Verhältnis welches die Erscheinung der Glowkurvenstruktur hier von Messzyklus zu Messzyklus unterscheidet.

Zur besseren Analyse der Glowkurvenstruktur sind in *Abbildung 3.7* die Mittelwertkurven auf das Peakmaximum des 1. Zyklus normiert dargestellt.

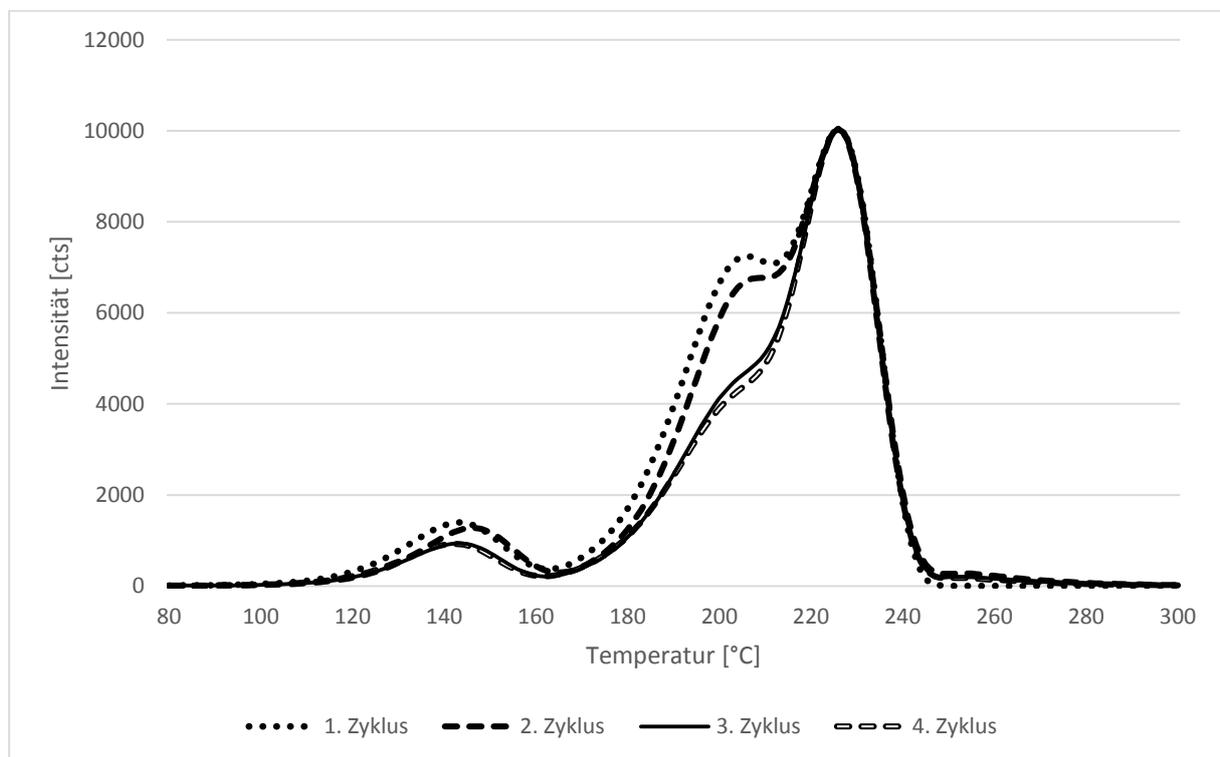


Abb. 3.7: Normierung der Mittelwertkurven der 4 Messzyklen auf das Peakmaximum des 1. Messzyklus

Die Unstimmigkeiten der Glowkurvenstruktur im Hinblick auf deren Reproduzierbarkeit, welche in dieser Weise sehr unerwartet auftraten, artikulierte den Bedarf einer detailgerechteren Betrachtung der ganzen Thematik.

Als mögliche Fehlerquellen wurden zum einen die einzelnen TLD-Chips selbst – sprich Materialschäden des TL-Materials LiF:Mg,Cu,P – als auch die drei Einfluss nehmenden

Standardprocedere-Parameter – Annealing, Bestrahlung und Auswertung – erkannt. Die einzelnen TLD-Chips als Fehlerquellen konnten sofort ausgeschlossen werden, da der beschriebene Effekt ohne Ausnahme für alle untersuchten TLD-Chips auftrat. In *Abbildung 3.8* ist, nach den in *Abbildung 3.6* dargestellten Mittelwertkurven, zum Vergleich der Serienverlauf eines einzelnen Chips (*IA*) der Charge *G* ersichtlich. *Abbildung 3.6* und *Abbildung 3.8* ähneln sich sehr stark.

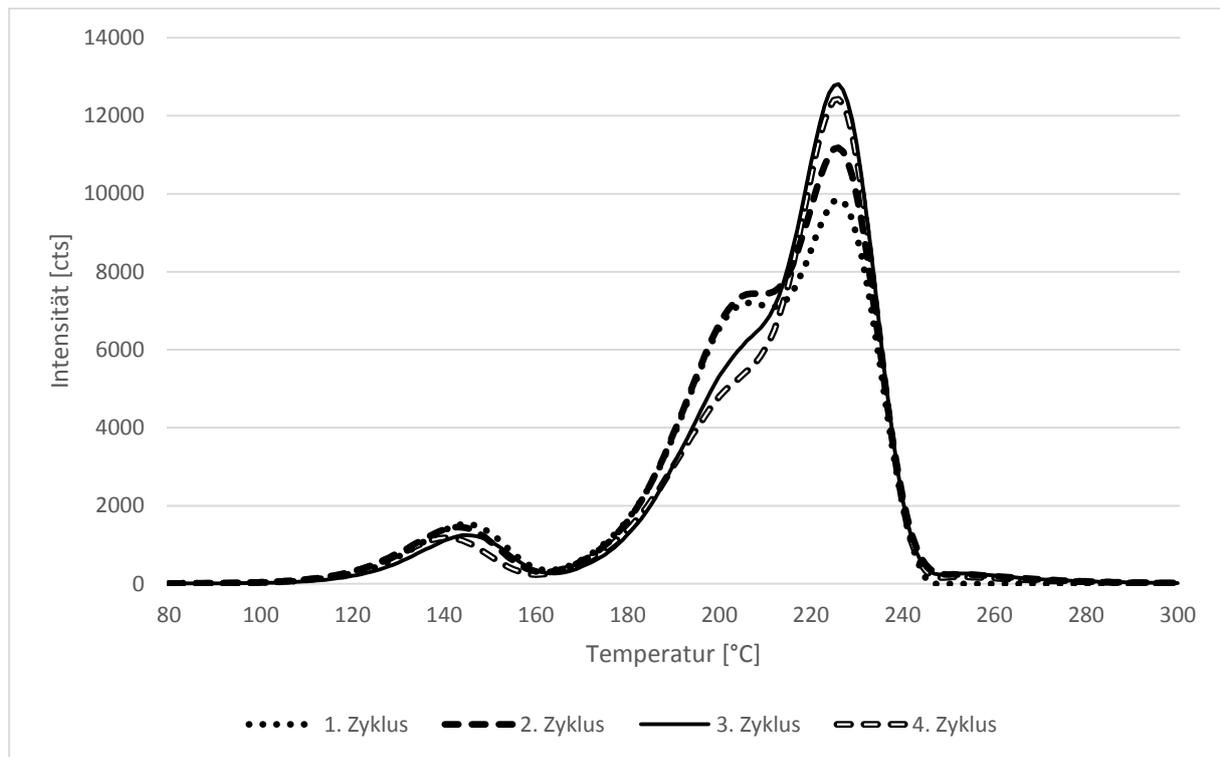


Abb. 3.8: Einzelchip G1A: 4 Messzyklen

Somit war der Schluss zulässig, dass der beschriebene Effekt auf einen der drei bereits erwähnten Standardprocedere-Parameter – Annealing, Bestrahlung und Auswertung – zurückzuführen ist. Um nun eine genauere Vorstellung davon zu erhalten, welcher der drei Parameter einen nicht beabsichtigten Einfluss auf die Glowkurvenstruktur ausübte, wurden 4 Kontrollgruppen gebildet.

Jede Kontrollgruppe war wiederum mit zufällig ausgewählten TLD-Chips aus jeder der 5 einzelnen Chargen bestückt. Es wurden jedoch keine TLD-Chips in den Kontrollgruppen verwendet, von welchen auch schon in den eben diskutierten 4 Messzyklen Gebrauch gemacht wurde. Die geplante Vorgehensweise beabsichtigte wiederum 4 volle Messzyklen für die

Kontrollgruppen durchzuführen, wobei bei 3 der 4 Gruppen folgend erklärte Variation der Standardprocedere-Parameter ablaufen sollte.

Bei Kontrollgruppe 1 (20 TLD-Chips) wurde während der ersten drei Messzyklen der Vorbereitungszyklus (Annealing) ausgesetzt. Bei Kontrollgruppe 2 (20 TLD-Chips) wurde während der ersten drei Messzyklen die Bestrahlung der TLD-Chips ausgesetzt. Bei Kontrollgruppe 3 (30 TLD-Chips) wurde während der ersten drei Messzyklen der dritte Standardprocedere-Parameter, die Auswertung ausgesetzt. Bei Kontrollgruppe 4 (10 TLD-Chips) wurde kein Parameter variiert. Der 4. Messzyklus wurde ganz nach Standardprocedere für alle Kontrollgruppen gleich durchgeführt.

Diese Vorgehensweise sollte nach Auswertung des 4. Messzyklus für die 4 Kontrollgruppen eine deutliche Aussage darüber, welcher Standardprocedere-Parameter für den beschriebenen Effekt verantwortlich ist, ermöglichen.

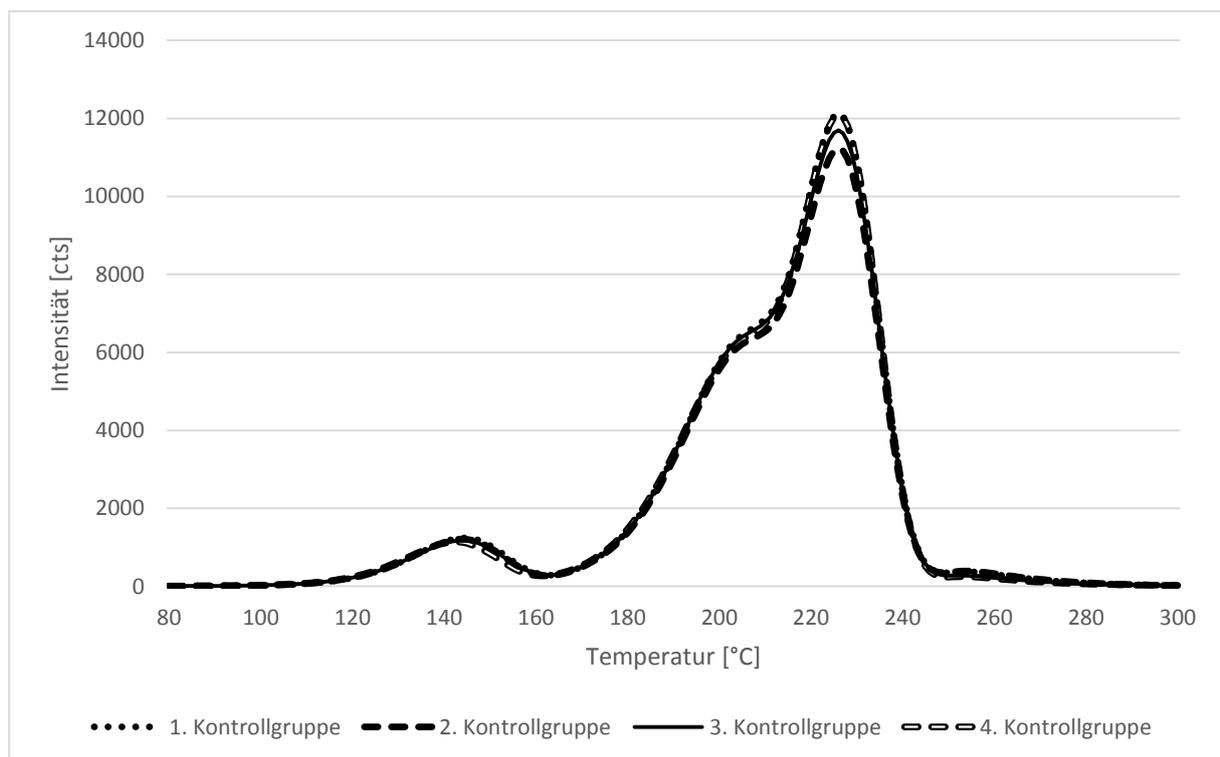


Abb. 3.9: 4. Messzyklus für die 4 Kontrollgruppen

Wie in *Abbildung 3.9* ersichtlich, sehen sich die unterschiedlichen Glowkurvenstrukturen des 4. Messzyklus allesamt sehr ähnlich.

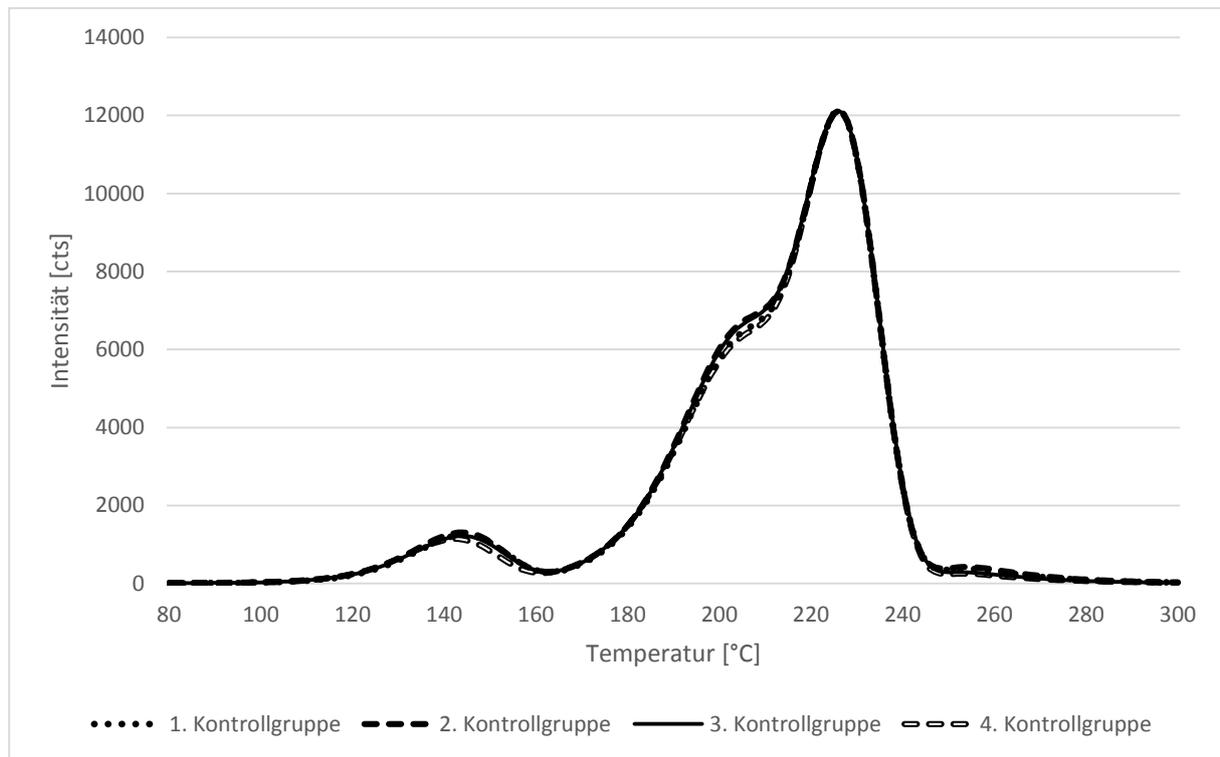


Abb. 3.10: Normierung der Mittelwertkurven des 4. Messzyklus auf das Peakmaximum der Kontrollgruppe 1

Auch nach Normierung der Mittelwertkurven des 4. Messzyklus auf das Peakmaximum der Kontrollgruppe 1 (*Abbildung 3.10*) sind keine nennenswerten Unterschiede in der Struktur zu erkennen. Ein eindeutiger Schluss daraus, ob einer der drei variierten Standardprozedere-Parameter den beschriebenen Effekt hervorruft, kann aus diesem Ergebnis definitiv nicht gezogen werden. Vielmehr ist nun ein sehr konsistentes Verhalten der TLD-Chips auszumachen, welches keine Spuren der in der ersten Messgruppe beobachteten Unstimmigkeiten in Bezug auf die Glowkurvenstruktur erkennen lässt.

Obwohl bereits von einem einmalig aufgetretenem Effekt auszugehen ist, kommt es 14 Tage später zu einem Verhaltensrückfall in Bezug auf die Glowkurvenstruktur, welcher ein sehr ähnliches Strukturverhalten wie bereits in der ersten Messgruppe beobachtet, widerspiegelt. (*Abbildung 3.11*)

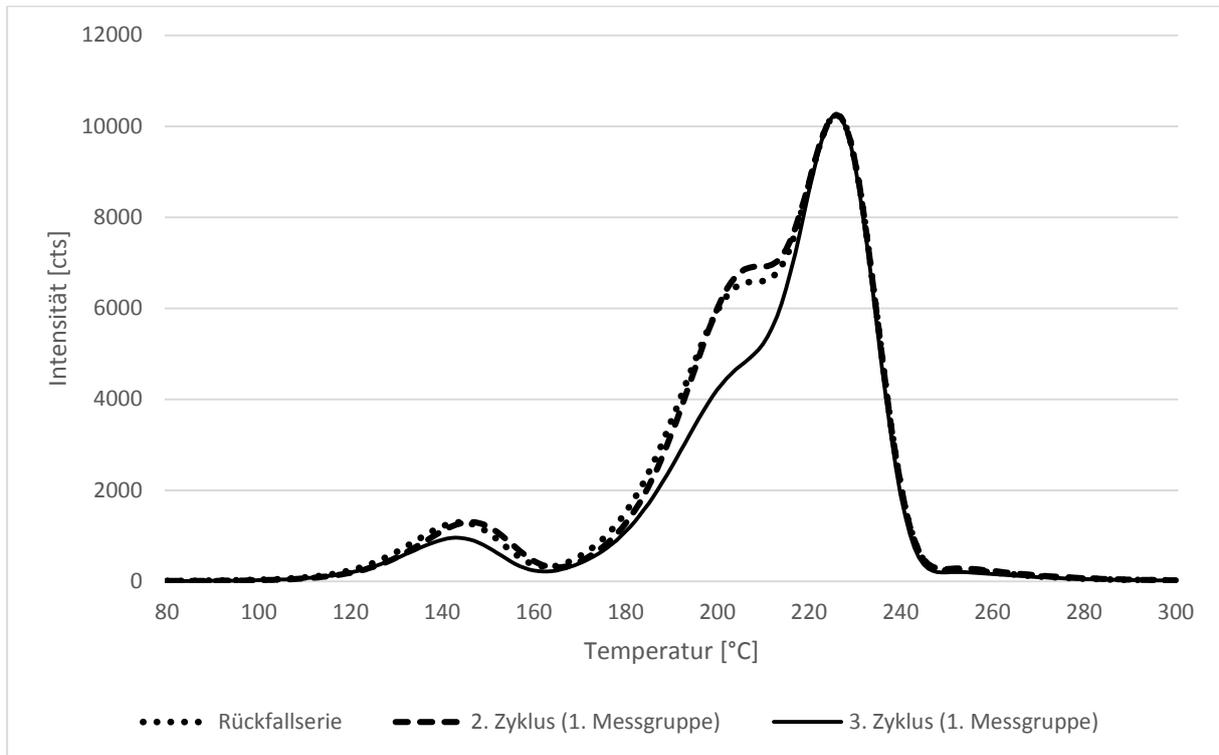


Abb. 3.11: Normierung der Mittelwertkurven auf das Peakmaximum der *Rückfallserie*

Gepunktet ist hier die sogenannte „Rückfallserie“ gekennzeichnet, welche eine Mittelwertkurve aus den Glowkurven von 25 TLD-Chips (5 aus jeder Charge; alle hier verwendeten TLD-Chips wurden auch in der ersten Messgruppe verwendet) repräsentiert. Zum Vergleich sind zwei Kurven der ersten Messgruppe (2. Zyklus – gestrichelt; 3. Zyklus – durchgehende Linie) dargestellt. Hier ist eindeutig zu erkennen, dass das Strukturverhalten der Rückfallserie jenem des 2. Zyklus um einiges näherkommt, als jenem des 3. Zyklus. Das Peak-3-zu-Peak-4-Verhältnis entspricht hier sichtlich keinesfalls jenem der Glowkurven-Normalstruktur (*Abbildung 2.6*).

Eine versuchte Erklärung kann in der Tatsache gründen, dass jene TLD-Chips, aus welchen sich die Rückfallserie zusammensetzte, 14 Tage lang nicht in Messungen eingebunden war. Die TLD-Chips waren somit zwei Wochen lang nicht im Einsatz. Vor der Aufnahme der ersten Messgruppe waren die TLD-Chips sogar einige Monate lang nicht im Einsatz. Es drängt sich somit der Verdacht auf, dass die TLD-Chips des Typs *GR-200A* nach längerer Ruhephase eine gewisse *Anlaufzeit* benötigen, um wiederum ihr gewohntes Verhalten an den Tag zu legen. Nach 2-3 durchlaufenen Messzyklen sollte sich die Struktur der Glowkurve wieder der Glowkurven-Normalstruktur angenähert haben. Es scheint, als ob nach einer längeren

Ruhephase, durch oftmalige Erwärmung der Chips auf 240 °C – egal ob während des Annealings oder des Auswertevorgangs – die Glowkurvenstruktur der Glowkurven-Normalstruktur angenähert werden kann. Anscheinend reichen bereits einige Wochen Ruhephase aus um das Peak-3-zu-Peak-4-Verhältnis und damit die Struktur der Glowkurve stark zu beeinflussen.

Leider war es im Rahmen der vorliegenden Diplomarbeit, aufgrund fehlender zeitlicher Kapazitäten nicht möglich, noch weitere – um diesen Sachverhalt genauer darzustellen – notwendige, jedoch mit Sicherheit sehr zeitaufwändige Untersuchungen mit noch verlängerten Ruhephasen, durchzuführen.

Es ist jedoch wichtig festzuhalten, dass die beobachtete Änderung der Glowkurvenstruktur keine Auswirkungen auf die Signalintensität, sprich die Countanzahl im angegebenen Integrationsintervall, hat. Um dies zu bestätigen, ist in den folgenden Tabellen – *Tabelle 3.2* und *Tabelle 3.3* – die Statistik zu den Signalintensitäten der in *Abbildung 3.6* und *Abbildung 3.8* dargestellten Glowkurven für das Integrationsintervall 165 °C – 245 °C angeführt.

	<b><i>Impulse [cts]</i></b>	<b><i>Stabw. [cts]</i></b>	<b><i>Stabw. [%]</i></b>
1. Messzyklus (49 TLD – Chips)	395944	28099	<b>7,10</b>
2. Messzyklus (40 TLD – Chips)	430276	29861	<b>6,94</b>
3. Messzyklus (50 TLD – Chips)	414840	27825	<b>6,71</b>
4. Messzyklus (50 TLD – Chips)	411311	31562	<b>7,67</b>
<hr/>			
1. – 4. Messzyklus (189 TLD – Chips)	412274	31646	<b>7,68</b>

Tab. 3.2: Signalintensitäten der in *Abbildung 3.6* dargestellten 4 Messzyklen im Integrationsintervall 165 °C – 245 °C

<b><i>Impulse [cts]</i></b>	<b><i>Abw. vom arithm. Mittel [%]</i></b>		
391927	-2,76	<b><i>Arithm. Mittel [cts]</i></b>	403041
419511	4,09	<b><i>Stabw. [cts]</i></b>	13793
409351	1,57	<b><i>Stabw. [%]</i></b>	3,42
391374	-2,89		

Tab. 3.3: Signalintensitäten der in *Abbildung 3.8* dargestellten 4 Messzyklen für den TLD-Chip G1A im Integrationsintervall 165 °C – 245 °C

In *Tabelle 3.2* ist gut erkennbar, dass die Standardabweichung über alle 4 Messzyklen in etwa jenen Standardabweichungen entspricht, welche für die einzelnen Messzyklen berechnet wurden. Dies lässt darauf schließen, dass keine signifikante Änderung der Signalintensität passiert, obwohl die Struktur der Glowkurve stark variiert.

### 3.1.2.2 Einfluss der Verweildauer (Bestrahlung – Auswertung) auf Signalintensität

Ziel der Referenzmessungen war auch genügend, als verlässlich einzustufende TLD-Chips des Typs *GR-200A* für den weiteren Gebrauch bereitzustellen. Zu diesem Zweck wurde die Auswirkung unterschiedlicher Verweildauern zwischen Bestrahlung und Auswertung im Hinblick auf die Signalintensität untersucht. Hier spielt die Analyse der Glowkurvenstruktur selbst nur mehr eine untergeordnete Rolle, vielmehr ist nun die Bestimmung der Impuls- bzw. Countanzahl in einem ausgewählten Integrationsintervall in den Vordergrund gerückt.

Zuerst sollte mittels einer Messgruppe (á 65 TLD-Chips) einer neuen, vom *Zentrum für Medizinische Physik und Biomedizinische Technik der Medizinischen Universität Wien* zur Verfügung gestellten, Charge (*M*) *GR-200A* TLD-Chips das Langzeitverhalten untersucht werden. Die Vorgeschichte der hier verwendeten TLD-Chips konnte nur insoweit zurückverfolgt werden, als dass sie im Jahr vor den nun vorgenommenen Experimenten nicht im Einsatz gewesen waren. Da der Einfluss der Verweildauer (Bestrahlung – Auswertung) auf die Signalintensität parallel zu den Messungen im vorigen Unterkapitel *3.1.2.1 Analyse der Glowkurvenstruktur* untersucht wurde, war der beschriebene Effekt der *Anlaufzeit* noch unbekannt.

Um das Langzeitverhalten zu untersuchen, durchliefen alle 65 TLD-Chips zur gleichen Zeit den Vorbereitungszyklus. Von den 65 TLD-Chips wurden anschließend jedoch nur 50 bestrahlt um die restlichen 15 für die Backgroundkorrektur verwenden zu können. Im Laufe der nächsten 60 Tage wurden nun an 5 gewählten Auswertzeitpunkten jeweils 10 der bestrahlten sowie 3 der für die Backgroundkorrektur gedachten TLD-Chips ausgewertet.

Die 5 Zeitpunkte der Auswertung wurden wie folgt gewählt:

*Auswertzeitpunkt 1: sofort nach Bestrahlung*

*Auswertzeitpunkt 2: 1 Tag nach Bestrahlung*

*Auswertzeitpunkt 3: 7 Tage nach Bestrahlung*

*Auswertzeitpunkt 4: 21 Tage nach Bestrahlung*

*Auswertzeitpunkt 5: 60 Tage nach Bestrahlung*

In *Abbildung 3.12* ist die Glowkurvenstruktur der Mittelwertkurven der einzelnen Auswertzeitpunkte abzüglich der Backgroundkorrektur ersichtlich.

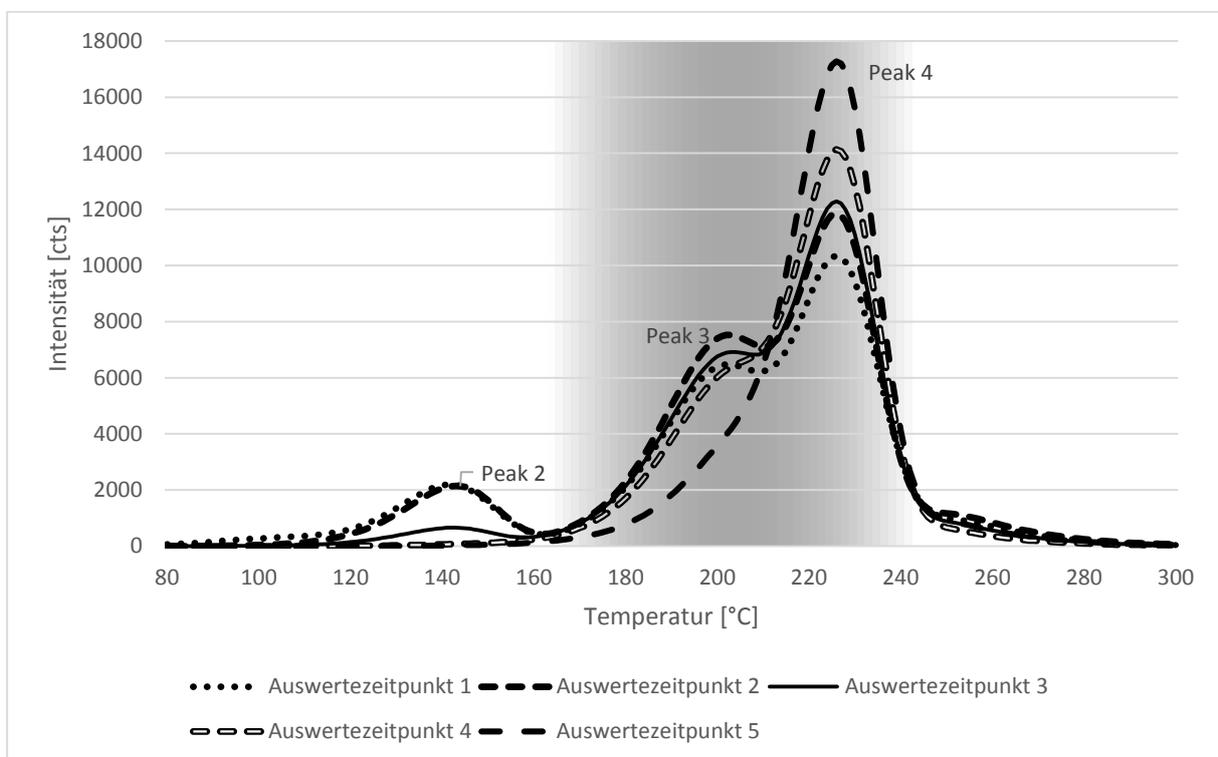


Abb. 3.12: Mittelwertkurven: *Auswertzeitpunkt 1* (sofort); *Auswertzeitpunkt 2* (nach 1 Tag); *Auswertzeitpunkt 3* (nach 7 Tagen); *Auswertzeitpunkt 4* (nach 21 Tagen); *Auswertzeitpunkt 5* (nach 60 Tagen)

Die Glowkurvenstrukturen der ersten 3 Auswertzeitpunkte ähneln in diesem Fall wiederum jener der ersten Messgruppe bzw. jener der *Rückfallserie*, was wiederum für den Effekt der *Anlaufzeit* spricht, da die hier verwendeten TLD-Chips einer neuen Charge (*M*) entstammen und somit eine monatelange Ruhephase hinter sich haben.

Zusätzlich ist in der *Abbildung 3.12* sehr schön das Langzeitverhalten der Glowkurvenstruktur für LiF:Mg,Cu,P-TLD-Chips, welches auch in [25], [26] und [27] diskutiert wird, zu erkennen. Die Niedrig-Temperatur-Peaks (Peak 2 und Peak 3) fallen zum Großteil dem Fadingeffekt zum Opfer. Beim Peak-3-zu-Peak-4-Verhältnis kommt es des Weiteren im Laufe der Zeit durch Umlagerungseffekte zu einer kontinuierlichen Abnahme des überlagerten Peaks 3 wodurch sich das Hauptmaximum (Peak 4) immer stärker ausprägt.

Viel interessanter als die Struktur der Glowkurve ist in diesem Fall jedoch die Gesamtausbeute, sprich die Countanzahl der einzelnen Kurven im Integrationsbereich von 165 °C – 245 °C (in *Abbildung 3.12* bereits angedeutet – gräulich unterlegter Bereich), welche in *Tabelle 3.4* festgehalten und in *Abbildung 3.13* dargestellt sind.

<b><i>Verweildauer [Tage]</i></b>	<b><i>Impulse [cts]</i></b>	<b><i>Stabw. [cts]</i></b>	<b><i>Stabw. [%]</i></b>
0	413745	31835	7,69
1	465314	31665	6,81
7	457991	34106	7,45
21	474006	30817	6,50
60	468244	29893	6,38

Tab. 3.4: Gesamtausbeute (in Counts) der verschiedenen Auswertezeitpunkte im Integrationsintervall 165 °C – 245 °C

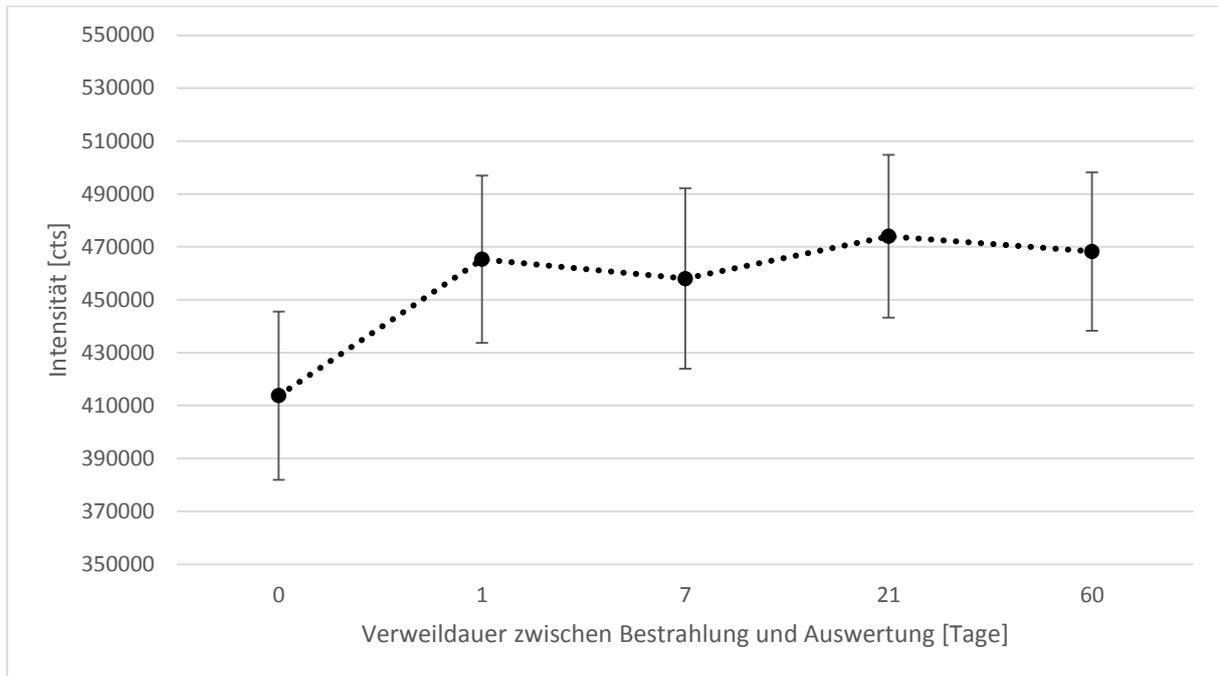


Abb. 3.13: Liniendiagramm der Gesamtausbeute (in Counts) der verschiedenen Auswertzeitpunkte im Integrationsintervall 165 °C – 245 °C (die ersichtlichen Fehlerbalken beziehen sich, wenn nicht anders angegeben auch in allen folgenden Diagrammen der vorliegenden Arbeit, auf die jeweilige einfache Standardabweichung)

Die in *Tabelle 3.4* aufgelisteten Daten wurden wie folgend diskutiert einer statistischen Analyse unterzogen. Um herauszufinden ob die Verweildauer zwischen Bestrahlung und Auswertung einen signifikanten Einfluss auf die gemessene Countanzahl hat, mussten 10 Zweistichproben-t-Tests durchgeführt werden. Die Grundvoraussetzung für einen Zweistichproben-t-Test ist die Normalverteilung der Stichproben, welche mit einem Kolmogorov-Smirnov-Test überprüft wurde. Die Nullhypothese – *Die Stichprobe entstammt einer Normalverteilung* – konnte in keinem der 5 Fälle abgewiesen werden. Es darf somit nicht angenommen werden, dass die Verteilungen keine Normalverteilungen sind.

Bei den folgenden Zweistichproben-t-Tests wird jeweils der Mittelwert einer Verteilung mit dem Mittelwert einer weiteren Verteilung verglichen und entschieden ob es einen signifikanten Unterschied gibt. Die Nullhypothese lautet in allen Fällen, dass die Mittelwerte der Grundgesamtheiten gleich sind. Die Nullhypothese ist abzulehnen falls  $|t| > t_{\alpha/2}$ , wobei  $\alpha$  das Signifikanzniveau beschreibt.

$\alpha$	$t_\alpha$	$t_{\alpha/2}$
0,001	3,6105	1,8053
0,002	3,2979	1,6490
0,005	2,8784	1,4392
0,01	2,5524	1,2762
0,02	2,2137	1,1069

Tab. 3.5:  $t_\alpha$  – Werte zu verschiedenen Signifikanzniveaus  $\alpha$  für die vorliegenden Normalverteilungen

<b>1. Verteilung [Tage]</b>	<b>2. Verteilung [Tage]</b>	<b>  t  </b>
0	1	3,6319
0	7	2,9990
0	21	4,3009
0	60	3,9465
1	7	0,4976
1	21	0,6221
1	60	0,2128
7	21	1,1017
7	60	0,7149
21	60	0,4244

Tab. 3.6: Ermittelte  $t$ -Werte für jeweils zwei verglichene Verteilungen

In *Tabelle 3.5* und *Tabelle 3.6* ist sehr deutlich zu erkennen, dass eine lange Verweildauer zwischen Bestrahlung und Auswertung nur teilweise einen signifikanten Einfluss auf die gemessene Countanzahl hat. Die Nullhypothese ist nur für jene Zweistichproben-t-Tests abzulehnen, bei denen die Verteilung des Auswertezeitpunktes *1* beteiligt ist. Die Auswertezeitpunkte *2*, *3*, *4* und *5* weichen untereinander, was die aufintegrierte Intensitätsverteilung für die dargestellten Signifikanzniveaus betrifft, nicht signifikant voneinander ab. Die gespeicherte Gesamtausbeute der Lichtimpulse bleibt somit über Wochen hinweg stabil. Lediglich Auswertezeitpunkt *1* weicht signifikant von allen anderen Auswertezeitpunkten ab.

In der Literatur – [19] [22] [23] – als auch in der Angabe des Herstellers heißt es mehrmals, dass eine umgehende Auswertung gleich nach der Bestrahlung erfolgen kann und keinen Einfluss auf die Gesamtausbeute der Impulse hat. Dennoch liegt in diesem Fall die Gesamtausbeute bei sofortiger Auswertung signifikant unter jener Countanzahl, welche bei nachfolgenden Auswertungen (ab 24 Stunden nach der Bestrahlung) gemessen wird.

Eben dieser Effekt ist am *Atominstitut der Technischen Universität Wien* bereits bekannt und war bereits Thema in früheren Abhandlungen, weshalb auch beim angeratenen Standardprocedere typischerweise eine Verweildauer zwischen Bestrahlung und Auswertung von zumindest 20 – 24 Stunden empfohlen wird. Auch Bilski et al. handelt nach diesem Schema [24]. In der Zeit knapp nach der Bestrahlung kann es zu Umschichtungen kommen, welche teils thermisch oder durch Lichteinfluss verursacht sind. Erst nach 20 – 24 Stunden haben sich diese Umschichtungseffekte soweit beruhigt, dass es zu keiner signifikanten Änderung, was die Gesamtausbeute an Counts betrifft, mehr kommt.

Es lässt sich festhalten, dass zwischen Bestrahlung und Auswertung der TLD-Chips jedenfalls 20 – 24 Stunden vergehen sollten um keine Intensitätseinbußen, was die Countanzahl im ausgewählten Integrationsintervall betrifft, hinnehmen zu müssen.

### 3.1.2.3 Gruppen-Kalibrierfaktor für Bestrahlung mit CS-137-Quelle

Zuletzt wurden nun genügend als verlässlich einzustufende TLD-Chips zusammengefasst und für den weiteren Gebrauch bereitgestellt. Um zu überprüfen ob eine Einzelchip-Kalibrierung Sinn macht, oder ob ein Gruppen-Kalibrierfaktor ausreichend ist, wurden 30 ausgewählte Test-TLD-Chips zumindest viermal (10 der 30 TLD-Chips sogar fünfmal) hintereinander bestrahlt und ausgewertet. Nach Analyse der 130 Einzelmessungen – welche im *Anhang A* gelistet sind – konnte eine durchschnittliche prozentuelle Abweichung von 3,85 % bei den Einzelchip-Messungen erfasst werden. Dieser steht eine 5,26 % Standardabweichung bei der Auswertung über alle 130 TLD-Chips gegenüber. Eine als weitaus aufwändiger zu betrachtende Einzelchip-Kalibrierung, welche aufgrund der vorliegenden Messproblematik mit den entwickelten Augeneinsätzen des Schädelphantoms Schwierigkeiten verursacht hätte, ist somit nicht zu rechtfertigen. Die Messproblematik bezieht sich darauf, dass innerhalb jeder 3-er-Gruppe an TLD-Chips – sowohl für die Augeneinsätze, als auch für die später besprochenen Dosimeterbatches – eine Unterscheidung zwischen den TLD-Chips nicht mehr möglich ist. Obwohl eine wesentlich praktikablere Gruppenkalibrierung, wie angegeben, eine geringfügig

größere prozentuelle Abweichung mit sich bringt, hat dieser zu vernachlässigende Unterschied in beiden Abweichungen keine signifikanten Auswirkungen auf spätere Messergebnisse.

## 3.2 Röntgenkalibrierung der TLD-Chips

Die LiF:Mg,Cu,P-TLD-Chips wurden während der im vorigen Unterkapitel 3.1 *Referenzmessungen am Atominstitut* diskutierten Messungen immer jeweils durch die bereits erwähnte CS-137-Quelle bestrahlt. Um die TLD-Chips für die später besprochenen Messungen am entwickelten Schädelphantom heranziehen zu können, musste eine Kalibrierung im Röntgenfeld erfolgen.

### 3.2.1 Messaufbau und Parameter

Für die Röntgenkalibrierung, welche am AKH Wien am *Zentrum für Medizinische Physik und Biomedizinische Technik der Medizinischen Universität Wien* durchgeführt wurde, wurden in der klinischen Routine klassisch angewandte Strahlenqualitäten herangezogen – 60 kV, 70 kV, 81 kV und 90 kV Röhrenspannung ohne Zusatzfilterung (bei einer Vorfilterung von 2,8 mm Al), sowie Zusatzfilterungen von 0,1 mm Cu und 0,3 mm Cu.

Der Messaufbau zur Röntgenkalibrierung der TLD-Chips ist in *Abbildung 3.14* ersichtlich. Zur Bestimmung der Dosis wurde eine Ionisationskammer, genauer eine SFD-Kammer (schattenfreie Diagnostik-Kammer) des Typs 34060 (Hersteller *PTW-Freiburg*, Freiburg, Deutschland), im Abstand von 130 cm zur Röntgenquelle freiluft angebracht. Als Feldgröße wurden 15 cm x 15 cm gewählt und ein Beamstop wurde im Abstand von 20 cm zur Ionisationskammer positioniert.



Abb. 3.14: Messaufbau zur Röntgenkalibrierung der TLD-Chips, Abstand Röntgenquelle – SFD-Kammer: 130 cm; Abstand SFD-Kammer – Beamstop: 20 cm

Um zu den am Atominstytut durchgeführten Referenzmessungen einfach vergleichbare Dosiswerte (ca. 200  $\mu\text{Gy}$ ) zu erhalten, stand zu Beginn der Röntgenkalibrierung eine Ermittlung der erforderlichen mAs-Werte an. In *Tabelle 3.7* sind die zu den festgelegten Strahlenqualitäten ermittelten mAs-Werte zu finden.

[kV]	mAs bei 0 mm Cu	mAs bei 0,1 mm Cu	mAs bei 0,3 mm Cu
60	11,0	22	71
70	7,1	14	36
81	5,6	10	22
90	4,5	8	16

Tab. 3.7: Ermittelte mAs-Werte zu unterschiedlichen Röhrenspannungen und Zusatzfilterungen

Um die TLD-Chips nun passend im Röntgenfeld zu positionieren wurden verschiedenste Konstruktionen erdacht und wieder verworfen um schlussendlich die simpelste Variante auszuwählen. Wie in *Abbildung 3.15* ersichtlich ist, wurden pro Bestrahlung jeweils fünf TLD-Chips direkt auf der strahlzugewandten Oberseite der SFD-Kammer positioniert.



Abb. 3.15: Positionierung von 5 TLD-Chips direkt auf der strahlzugewandten Oberseite der SFD-Kammer (Typ 34060, PTW-Freiburg, Freiburg, Deutschland)

Die von den TLD-Chips verursachte Röntgenabschattung wurde wie folgt rechnerisch ermittelt. Das Lambert-Beersche Gesetz, welches die exponentielle Abnahme der einfallenden Strahlungsintensität  $I_0$  beim Durchlaufen eines Absorbers der Dicke  $d$  beschreibt, kann wie folgt angeschrieben werden.

$$I(d) = I_0 \cdot e^{(-\frac{\mu}{\rho} \rho \cdot d)}$$

$\mu$  bezeichnet hier den linearen Schwächungskoeffizienten und  $\rho$  die Dichte des Absorbers (hier 2,64 g/cm<sup>3</sup> für LiF) wobei  $\mu/\rho$  als sogenannter Massenschwächungskoeffizient in der Literatur bekannt ist. Die Massenschwächungskoeffizienten für LiF für unterschiedliche Energien wurden bereits im Kapitel 2 *Theoretische Grundlagen* in *Tabelle 2.5* festgehalten. *Tabelle 3.8* listet diese – im für die Berechnung interessanten Energiebereich von 50 keV – 100 keV – noch einmal auf und gibt gleichzeitig die geschwächte Strahlungsintensität  $I(d)$  für LiF-TLD-Chips der Dicke 0,80 mm an.

<i>Energie [keV]</i>	$\frac{\mu}{\rho}$ [cm <sup>2</sup> /g]	$I(d)$ [ $\frac{W}{m^2}$ ]	$I_0 - I(d)$ [ $\frac{W}{m^2}$ ]
50	0,2020	0,958 * $I_0$	0,042 * $I_0$
60	0,1791	0,963 * $I_0$	0,037 * $I_0$
80	0,1563	0,968 * $I_0$	0,032 * $I_0$
100	0,1441	0,970 * $I_0$	0,030 * $I_0$

Tab. 3.8: Massenschwächungskoeffizienten  $\mu/\rho$  für LiF sowie geschwächte Strahlungsintensität  $I(d)$  für LiF-TLD-Chips der Dicke 0,80 mm

Die effektive Fläche der SFD-Kammer beträgt 65,61 cm<sup>2</sup> wobei ein TLD-Chip eine flächige Ausdehnung von 0,16 cm<sup>2</sup> besitzt. Für 5 auf der Oberseite der SFD-Kammer platzierte TLD-Chips beträgt die flächenmäßige Abschattung pro Bestrahlung somit insgesamt nur 1,2 %.

Die berechnete Röntgenabschattung der TLD-Chips im Energiebereich zwischen 50 keV und 100 keV liegt somit zwischen 0,051 % und 0,036 % und kann deshalb für den gegebenen Messaufbau und die gewählten Strahlenqualitäten vernachlässigt werden.

### 3.2.2 Messauswertung der Röntgenkalibrierung

In zwei Messserien wurden insgesamt 120 TLD-Chips bestrahlt. Jeweils 5 pro Bestrahlung bei variierender Röhrenspannung und Zusatzfilterung. Mit Hilfe der erwähnten SFD-Kammer konnte für jede einzelne Bestrahlung auch ein Dosiswert registriert werden. Die Daten der

Messauswertung der Röntgenkalibrierung sind im *Anhang B* gelistet. Zur Ermittlung der Kalibrierfaktoren wurden für jede Röhrenspannung und jede Zusatzfilterung die Ergebnisse der beiden Messserien verglichen, wodurch sich strahlenqualitäts-spezifische Kalibrierfaktoren ergaben. Auch diese sind in *Anhang B* zu finden.

### 3.2.3 Untersuchung der Halbwertsschichtdicke (HVL)

Die Halbwertsschichtdicke oder HVL (half-value layer) bezeichnet jene Dicke eines gegebenen durchstrahlten Materials, welche die einfallende Strahlungsintensität um 50 % abschwächt. Definitionsgemäß wird somit die Dosisleistung einer Strahlung auf die Hälfte reduziert. Die Halbwertsschichtdicke  $d_{1/2}$  ist sowohl abhängig von den Materialeigenschaften als auch von der Photonenenergie und verhält sich wie folgt zum linearen Schwächungskoeffizienten  $\mu$ .

$$d_{\frac{1}{2}} = \frac{\ln 2}{\mu}$$

Da im Konzept der Halbwertsschichtdicke einige physikalische Phänomene, wie zum Beispiel Streuprozesse oder der Dosisaufbaueffekt, keine Berücksichtigung finden, dient seine Anwendung meist zur ungefähren Abschätzung bei Abschirmungs-Kalkulationen.

Folgend werden nun die Halbwertsschichtdicken für die verschiedenen bei der Röntgenkalibrierung angewandten Strahlenqualitäten bestimmt. Zuerst wurden mit Hilfe eines *All-in-One-X-Ray-Multimeters* namens *Barracuda* (*RIT Electronics*, Mölndal, Schweden) die Halbwertsschichtdicken direkt durch die vom Hersteller mitgelieferte Software *Ocean* rechnerisch ermittelt. Im *Anhang C* sind die Ergebnisse in tabellarischer Form festgehalten.

Um die von der Software *Ocean* berechneten HVL-Werte zu überprüfen wurde ein manueller Abgleich mit Aluminiumplättchen durchgeführt. Der Messaufbau wurde im Vergleich zu jenem im Unterkapitel *3.2.1 Messaufbau und Parameter* beschriebenen und in *Abbildung 3.14* ersichtlichen, nicht verändert. Zur Bestimmung der Dosis wurde die SFD-Kammer des Typs 34060 wiederum im Abstand von 130 cm zur Röntgenquelle angebracht. Als Feldgröße wurden abermals 15 cm x 15 cm gewählt und der Beamstop im Abstand von 20 cm zur SFD-Kammer positioniert. Nun wurden pro Strahlenqualität vier Bestrahlungen vorgenommen, bei welchen jeweils die Zusatzfilterung in folgendem Maße durch Aluminiumplättchen (Reinheit der einzelnen Aluminiumplättchen zwischen 99,5 % und 99,9999 %) erhöht wurde, dass die zu

erwartenden Halbwertsschichtdicken durch Interpolation der vier erhaltenen Messpunkte bestimmt werden konnte. Bei der Interpolation wurden Polynom-Funktionen dritten Grades angewandt, welche ebenso wie die berechneten Halbwertsschichtdicken für die unterschiedlichen Strahlenqualitäten in *Anhang C* ersichtlich sind.

In *Tabelle 3.9* werden die durch das Messgerät *Barracuda* (BAR) berechneten Halbwertsschichtdicken jenen gegenübergestellt, welche durch eigenständige Messungen mit der SFD-Kammer (SFD) bestimmt werden konnten.

[kV]	[mAs]	[mm Cu]	HVL SFD [mm Al]	HVL BAR [mm Al]	$\frac{HVL\ BAR}{HVL\ SFD}$
60	11	0	2,38	2,31	0,97
70	7,1	0	2,73	2,54	0,93
81	5,6	0	3,10	3,03	0,98
90	4,5	0	3,38	3,30	0,98
60	22	0,1	3,60	3,41	0,95
70	14	0,1	4,03	3,94	0,98
81	10	0,1	4,61	4,51	0,98
90	8	0,1	5,03	5,04	1,00
60	71	0,3	4,98	4,81	0,97
70	36	0,3	5,66	5,53	0,98
81	22	0,3	6,49	6,30	0,97
90	16	0,3	7,04	6,90	0,98

Tab. 3.9: Gegenüberstellung der berechneten Halbwertsschichtdicken durch SFD-Kammer (SFD) und *Barracuda* (BAR)

Nachfolgend ist in den Graphen in *Abbildung 3.16*, *Abbildung 3.17* und *Abbildung 3.18* der Vergleich zwischen den Ergebnissen der Messungen mit *Barracuda* und mit der SFD-Kammer für jede der drei gewählten Zusatzfilterungen dargestellt.

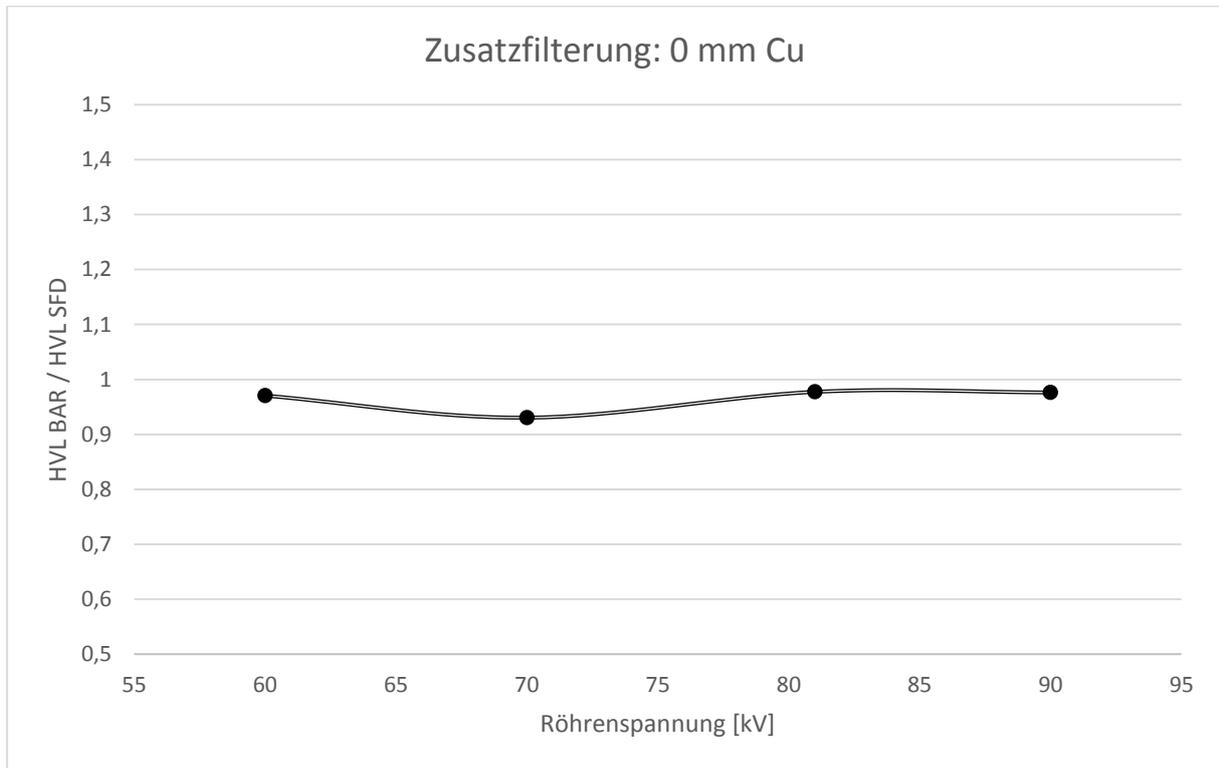


Abb. 3.16: Graphische Darstellung der in *Tabelle 3.9* angeführten Daten – Zusatzfilterung: 0 mm Cu

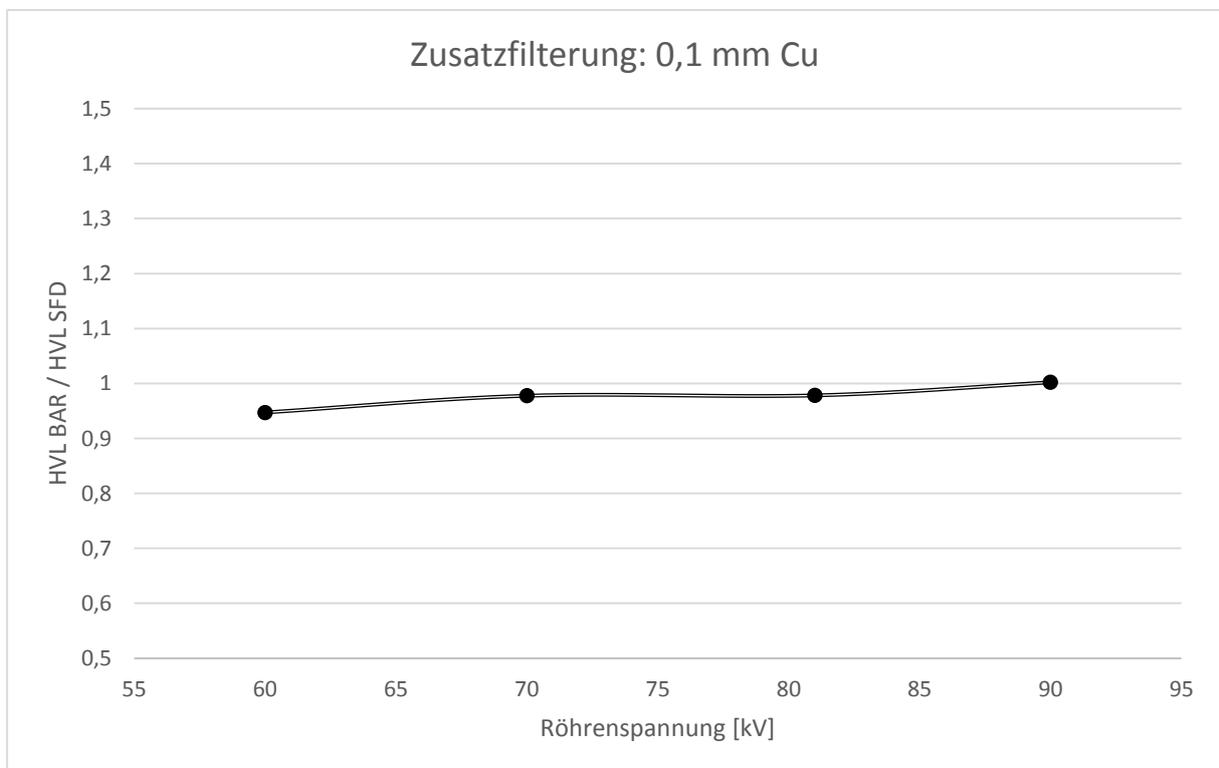


Abb. 3.17: Graphische Darstellung der in *Tabelle 3.9* angeführten Daten – Zusatzfilterung: 0,1 mm Cu

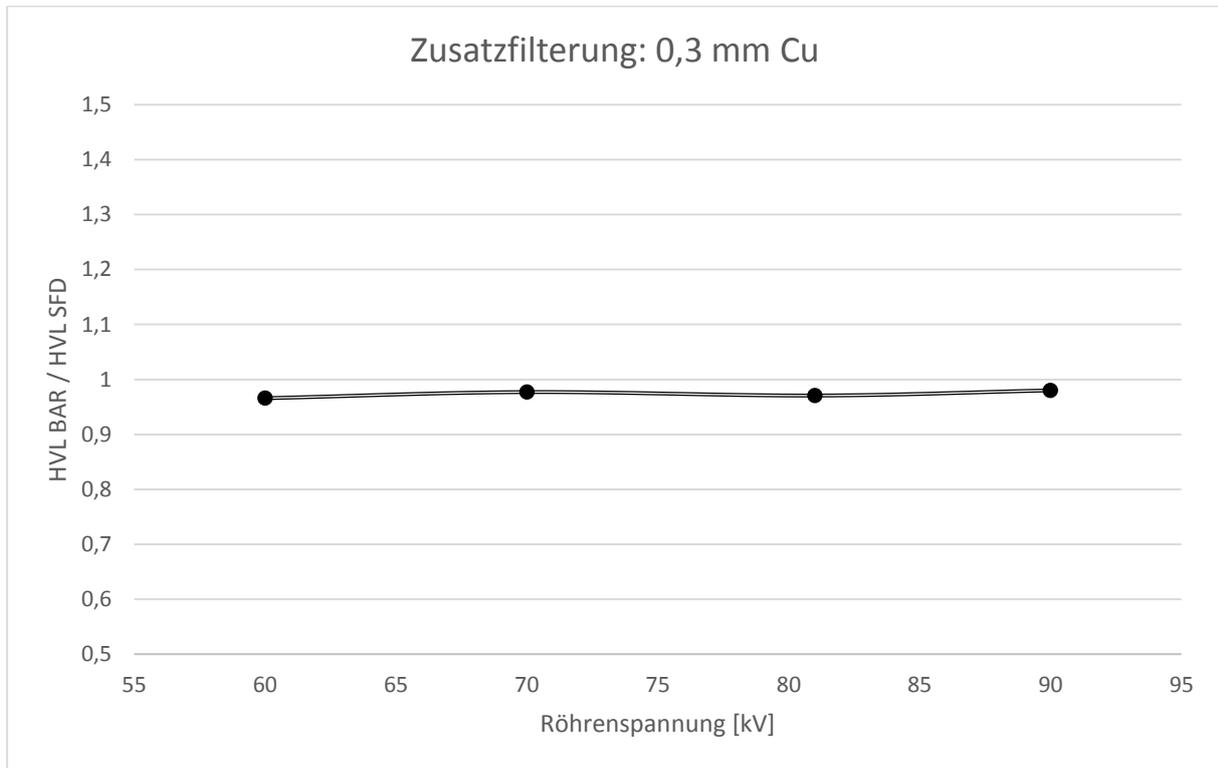


Abb. 3.18: Graphische Darstellung der in *Tabelle 3.9* angeführten Daten – Zusatzfilterung: 0,3 mm Cu

Wie ersichtlich ist, gibt es keine großen Abweichungen zwischen den Ergebnissen beider Messmethoden. Zu beobachten ist jedoch, dass die vom Messgerät *Barracuda* berechneten Halbwertsschichtdicken nahezu ausnahmslos etwas kleiner sind als jene, welche mit Hilfe der SFD-Kammer bestimmt werden konnten.

Im folgenden Graphen – *Abbildung 3.19* – sind nun die Halbwertsschichtdicken der beiden Messmethoden getrennt voneinander, inklusive Fehlerabschätzung, über der Röhrenspannung aufgetragen. Nun ist klar erkennbar, dass der eben diskutierte kleine Unterschied in den Messergebnissen innerhalb der Schwankungsbreite der beiden Messsysteme liegt. Allein der Hersteller des *Barracuda* Messgeräts – *RTI Electronics* – gibt eine Messabweichung von  $\pm 10\%$  oder  $\pm 0,2$  mm bei Ergebnissen im Bereich zwischen 1,2 mm und 14 mm Al HVL an. Unter Berücksichtigung der miteinzubeziehenden Fehlerquellen – wie zum Beispiel Dicke und Reinheit der Zusatzfilterungen, Energieabhängigkeiten der SFD-Kammer, usw. – bei den mit Hilfe der SFD-Kammer berechneten Halbwertsschichtdicken, konnte eine Fehlerabschätzung auf eine Messabweichung von im ungünstigsten Fall  $\pm 5\%$  errechnet werden.

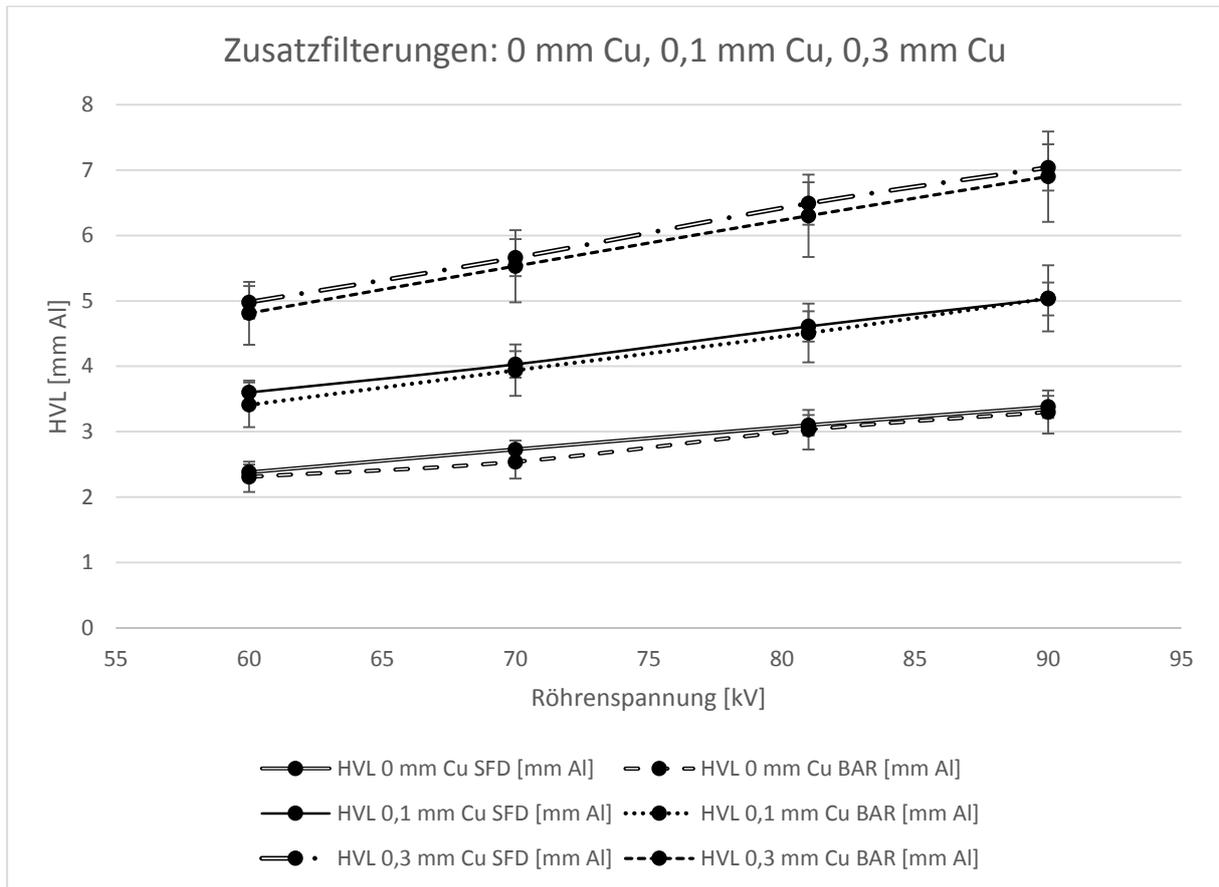


Abb. 3.19: Graphische Darstellung der gemessenen Halbwertsschichtdicken durch SFD-Kammer (SFD) und *Barracuda* (BAR) – Zusatzfilterungen: 0 mm Cu, 0,1 mm Cu, 0,3 mm Cu

Zuletzt wird noch ein Vergleich zwischen den strahlenqualitäts-spezifischen Kalibrierfaktoren (SFD) und dem festgelegten Gruppenkalibrierfaktor für die CS-137-Bestrahlungen (CS-137) als Funktion der eigenständig berechneten Halbwertsschichtdicken gezogen. Der Graph in *Abbildung 3.20* stellt diesen Sachverhalt anschaulich dar.

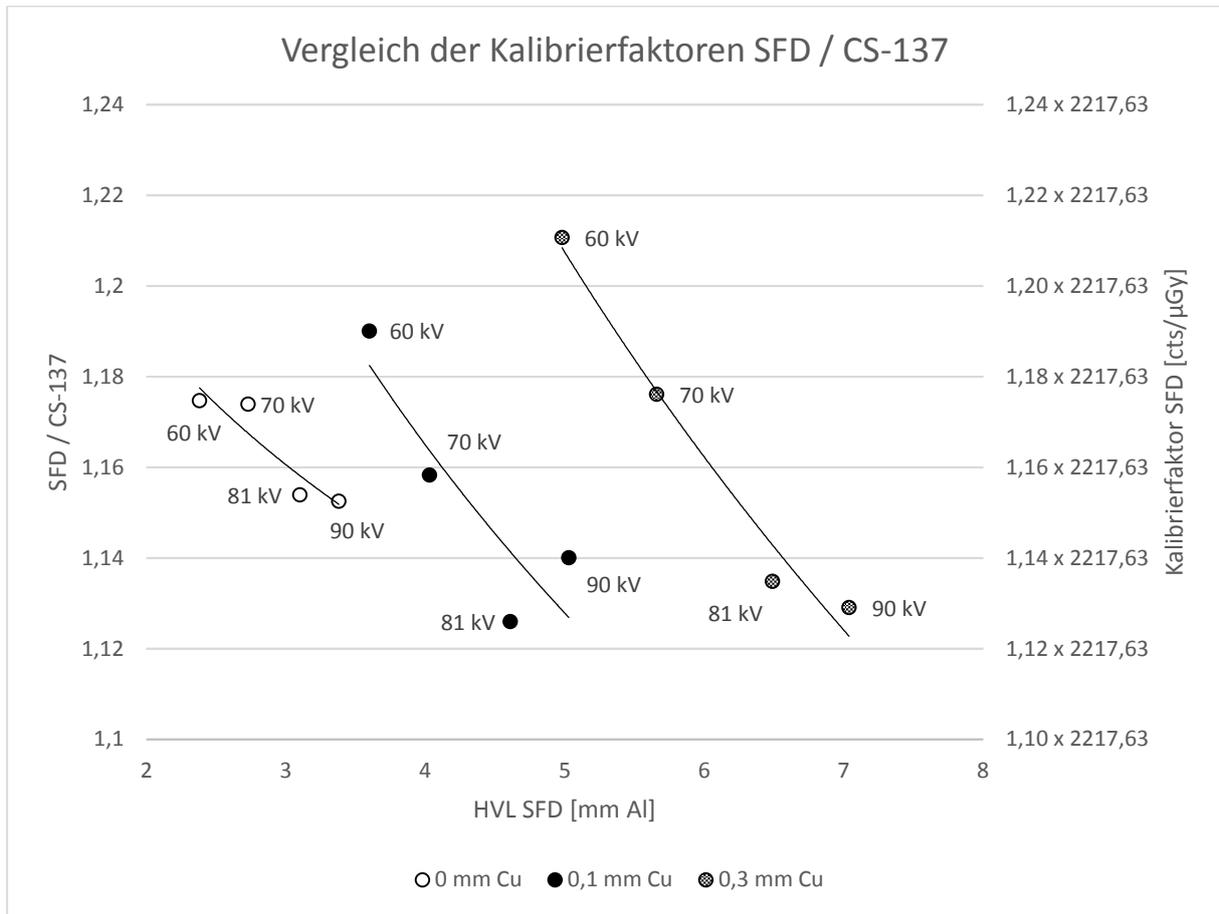


Abb. 3.20: Graphischer Vergleich zwischen strahlenqualitäts-spezifischen Kalibrierfaktoren (SFD) und festgelegtem Gruppenkalibrierfaktor (CS-137)

# 4 Entwicklung des Schädelphantoms

## 4.1 Zielsetzung und Planung

Bereits der Vorgänger des Autors der vorliegenden Diplomarbeit, Dipl.-Ing. Philipp Raimund Mitterbauer, widmete sich in seiner Diplomarbeit *Bestimmung der Augenlinsenäquivalentdosis an beruflich strahlenexponierten Personen in der interventionellen Radiologie* der Entwicklung eines Schädelphantoms zur Verwendung für Messungen im Bereich der Augenlinsendosimetrie. Die geleistete Vorarbeit bzw. dargelegten Empfehlungen, welche sich zum Großteil auf eine Analyse der möglichen zu Verwendung stehenden elektronischen Datensätze bezog, wurden aufgegriffen, adaptiert und weiterentwickelt.

Die grundlegenden Argumente auf welchen die Entscheidung ein Schädelphantom zu entwickeln basierte, wurden bereits in der Einleitung der vorliegenden Arbeit dargelegt.

Die ausgegebene Zielsetzung artikuliert die Entwicklung eines anthropomorphen, anatomisch korrekten menschlichen Schädelphantoms samt herausnehmbarer Augeneinsätze, welches im Strahlenfeld zur Messung der Augenlinsendosis herangezogen werden sollte. Vorgesehen war es, das Schädelphantom am Rechner zu entwerfen bzw. zur Verfügung stehende Datensätze zu adaptieren und weiterzuentwickeln, um das fertige Modell schlussendlich mit dem am *Zentrum für Medizinische Physik und Biomedizinische Technik der Medizinischen Universität Wien* zur Verfügung stehenden 3D-Drucker *Object Eden350V (Stratasys, Edina, Minnesota, USA)* – welcher im Unterkapitel *4.6 Printvorgang* noch ausführlicher besprochen wird – zu printen. Die Augeneinsätze sollten mit Hilfe einer CAD-Software selbst designt werden und die Möglichkeit bieten, pro Einsatz drei LiF:Mg,Cu,P-TLD-Chips in einer Gewebetiefe von 3 mm – entspricht der Gewebetiefe der menschlichen Augenlinse [2] – in sich aufzunehmen. Des Weiteren sollte durch Entwicklung einer Halterung und Ankauf eines passenden Stativkopfes eine Montage des fertigen Schädelphantoms auf ein ebenfalls zur Verfügung stehendes *Linhof* (München, Deutschland) Doppel-Profil-Stativ erfolgen.

Die Rahmenbedingungen wurden vor allem durch den Kostenfaktor definiert. Angestrebt wurde, möglichst mit den zu Verfügung stehenden Methoden – was Software bzw. elektronische Datensätze betrifft – und ohne Zukauf kommerzieller Mittel das Schädelphantom zu fertigen. Auch für den Print des Phantoms galt es ein Minimum an Druckmaterialaufwand

zu gewährleisten, um das Budget durch das kostenintensive Druckmaterial nicht überzustrapazieren. Wie im Unterkapitel *4.4 Bearbeitung des Schädelmodells* diskutiert, hatte dies natürlich direkte Auswirkungen auf die Gestaltung des Schädelphantoms.

## 4.2 Modellselektion – Analyse der elektronischen Datensätzen

Folgend werden die Kriterien nach denen die Modellselektion von statten ging, diskutiert.

Ohne Zweifel spielte die anatomische Korrektheit bzw. Realitätsnähe eine entscheidende Rolle. Da die Schädelgröße und -form allerdings auch in der Praxis einer sehr großen Streuung unterworfen ist, wurde die Übereinkunft getroffen, sich an den von der ICRP in ihrer Publikation *110 Adult Reference Computational Phantoms* (2009) [28] herausgegebenen Proportionen zu orientieren.

Einen der wichtigsten Parameter stellte auch die Auflösung bzw. Schichtdicke der vorhandenen Datensätze dar. Eine zu grobe Auflösung bzw. Schichtdicke hätte bei den später in Unterkapitel *4.4 Bearbeitung des Schädelmodells* diskutierten Segmentierungen und Ausschnitten keine hinreichend glatten Oberflächen ergeben.

Ein weiteres wichtiges Kriterium war, dass sich die Schädelhöhlräume wie zum Beispiel Stirnhöhlen, Kieferhöhlen, Keilbeinhöhle, Nasenhöhlen oder Luftröhre gut vom umliegenden Gewebe abhoben, um eine Segmentierung zu ermöglichen.

### 4.2.1 ICRP-Referenz-Phantome

Die naheliegendste Option bei der Modellselektion wäre ohne Zweifel die Verwendung der in der ICRP Publikation *110 Adult Reference Computational Phantoms* (2009) [28] vorgestellten digitalen Referenzphantome gewesen. Diese digitalen Referenzphantome (*Reference Female* und *Reference Male*) basieren auf medizinischen Bilddaten realer menschlicher Individuen. Trotzdem sind die Daten konsistent mit jenen der ICRP Publikation *89 Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values* (2002) [29]. Die Körpergröße, sowie das Körpergewicht der realen Individuen entsprach ziemlich exakt den Referenzdaten. Es war somit möglich die Organgrößen und Organmassen anzupassen ohne die korrekte menschliche Anatomie zu verletzen.

Sobald man jedoch das in *Abbildung 4.1* dargestellte ICRP-Phantom *Reference Female* betrachtet, ist gut zu erkennen warum die Wahl bei der Modellselektion nicht auf die ICRP-Daten fiel.

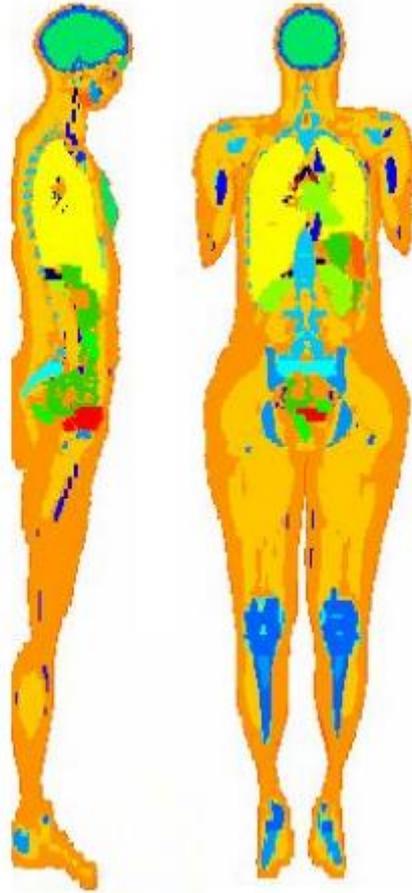


Abb. 4.1: Sagittalschnitt (links) und Coronalschnitt (rechts) des ICRP-Phantoms *Reference Female*

Die Daten liegen leider in einer für die vorliegende Arbeit viel zu groben Auflösung vor. Für *Reference Female* liegt die Schichtdicke bei 4,84 mm und die Auflösung in jeder Schicht bei 1,775 mm zu 1,775 mm. Das *Reference Male* Phantom liefert bei einer Schichtdicke von 8 mm und einer Auflösung in jeder Schicht von 2,137 mm zu 2,137 mm noch unbrauchbarere Voraussetzungen.

Selbst eine Interpolation der vorliegenden Daten konnte bei Schichtdicken von bis zu 8 mm keine Erfolge verzeichnen.

#### 4.2.2 *Visible Human Project*<sup>®</sup>

Die *U.S. National Library of Medicine* hat mit dem *Visible Human Project*<sup>®</sup> 1986 ein Projekt gestartet, welches zum Ziel hatte, eine anatomisch detaillierte, korrekte, dreidimensionale Repräsentation des normalen weiblichen bzw. männlichen menschlichen Körpers zu schaffen. Zwei leblose menschliche Körper wurden eingefroren, in dünne Schichten geschnitten und digitalisiert. Bei dieser Digitalisierung wurden sowohl transversale MR- als auch transversale CT-Datensätze gewonnen, welche im Netz zum Download zur Verfügung stehen (<http://www.nlm.nih.gov/research/visible/>; [2013 11 25]). In *Abbildung 4.2* und *Abbildung 4.3* sind sowohl ein transversaler CT-Scan als auch ein Surface-Rendering des Kopfes des männlichen Datensatzes dargestellt.

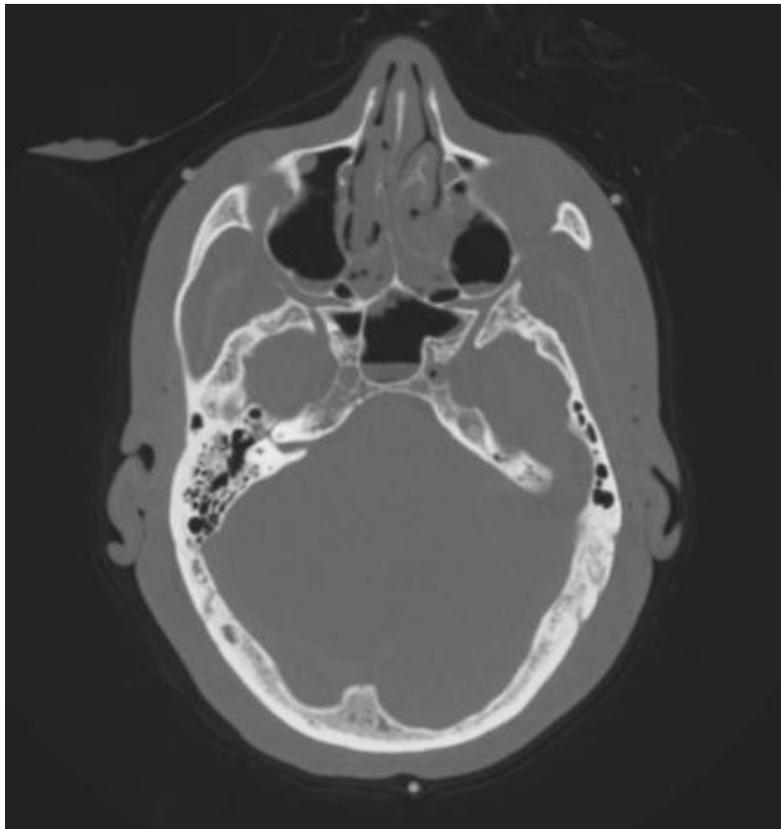


Abb. 4.2: Transversaler CT-Scan des männlichen Kopfes des *Visible Human Projects*<sup>®</sup>

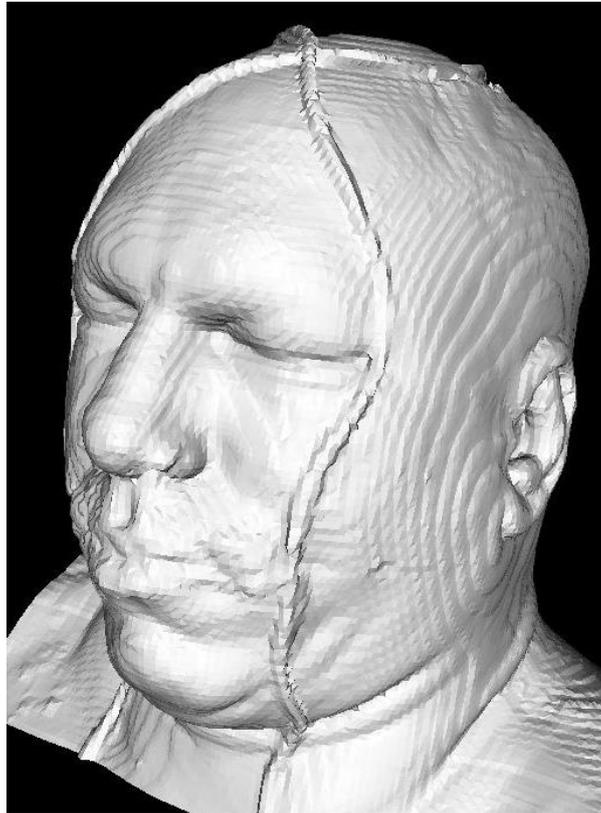


Abb. 4.3: Surface-Rendering des männlichen Kopfes des *Visible Human Projects*<sup>®</sup>

Die Auflösung stellt anders als bei den ICRP-Referenz-Phantomen kein Problem dar. Die Schichtdicke des weiblichen Datensatzes beträgt 0,33 mm und verfügt über eine Auflösung in jeder Schicht von ebenfalls 0,33 mm zu 0,33 mm. Die männliche Repräsentation verfügt über die gleiche innerschichtliche Auflösung, allerdings beträgt die Schichtdicke genau 1 mm.

Das Problem der *Visible Human Project*<sup>®</sup> Datensätze war, dass die Schädelformen leider zu stark von jenen in den ICRP-Referenz-Phantomen vorgestellten, abwichen. Wie in *Abbildung 4.3* erkennbar, war dies vor allem beim männlichen Datensatz aufgrund sehr ausgeprägter Adipositas der Fall. Selbst eine komplexe Nachbearbeitung durch Morphing brachte nicht den erwünschten Erfolg.

### 4.2.3 3M-Phantom

Nach einigen Rückschlägen, was die Modellselektion betrifft, konnte mit dem Schädelphantom des Herstellers 3M (*St. Paul*, Minnesota, USA) endlich eine vielversprechende Option ausfindig gemacht werden. Dieses Schädelphantom, welches am AKH Wien zur Verfügung steht, besteht aus einem realen menschlichen knöchernen Schädel, welcher in Kunststoff (PMMA) eingegossen wurde. Die Schädelform weist große Ähnlichkeiten mit jener Schädelform des IRCP-Phantoms *Reference Female* auf. Zur Akquisition der Daten wurde am AKH Wien ein CT-Scan bei einer Schichtauflösung von 0,6 mm durchgeführt. Allerdings musste festgestellt werden, dass durch das Eingießen in Kunststoff, anatomische Hohlräume, wie zum Beispiel Stirn- oder Kieferhöhlen, durch Füllung mit PMMA im CT-Datensatz keine Unterscheidung zu umliegendem Weichteilgewebe mehr zuließen. Eine aufwendige nachträgliche Segmentierung war somit nicht zu umgehen. In *Abbildung 4.4* ist ein Surface-Rendering des 3M-Phantoms dargestellt, welches gleichzeitig den Ausgangspunkt für die in *Unterkapitel 4.4 Bearbeitung des Schädelmodells* diskutierte Modellanpassung markiert.

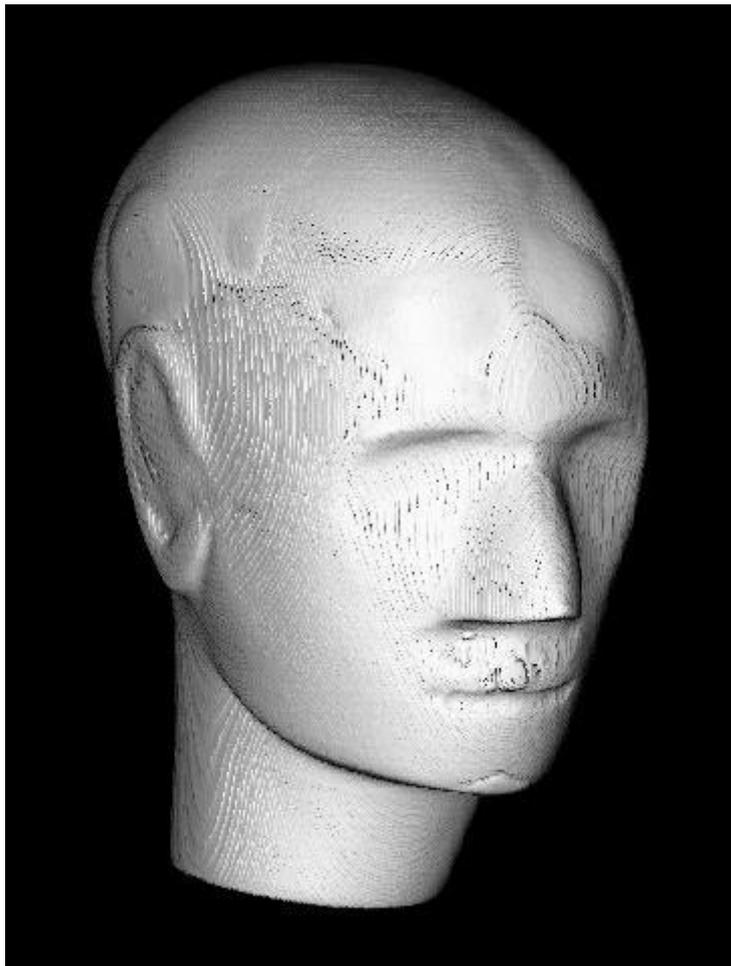


Abb. 4.4: Surface-Rendering des 3M-Phantoms

## 4.3 Methoden der Bearbeitung

Um die vorliegenden elektronischen Datensätze zu bearbeiten, wurde auf eine Vielzahl von kommerzieller und nicht kommerzieller Software zurückgegriffen. Es wird hier ein kurzer Überblick über die zur Bearbeitung des Schädelmodells wesentlichsten Computer-Programme gewährt.

### 4.3.1 *Analyze 11.0*

*Analyze 11.0* wurde von *Biomedical Imaging Resource* (BIR, Mayo Clinic, Rochester, Minnesota, USA – <http://www.analyzedirect.com/Analyze/>) entwickelt und ist ein kommerzielles Software-Paket, welches zur Einlesung, Darstellung, Vermessung und Bearbeitung multidimensionaler und multimodaler Image-Datensätze dient. Das Software-Paket ermöglicht eine Vielzahl von Funktionen, wie zum Beispiel *Object-* und *Surface-Extractions*, *Surface-* und *Volume-Renderings*, *Image-Calculator*, *Image-* und *Volume-Edits* sowie *Image Fusions*, *Region of Interests* und *Spatial Filters* auf vorhandene Daten anzuwenden. Aufgrund seiner vielfältigen Bearbeitungsmöglichkeiten voxelbasierter Volumendatensätze wurde *Analyze 11.0* zum Haupt-Tool am Weg zur Erstellung des finalen Schädelphantoms. In *Abbildung 4.5* ist die Benutzeroberfläche von *Analyze 11.0* dargestellt.

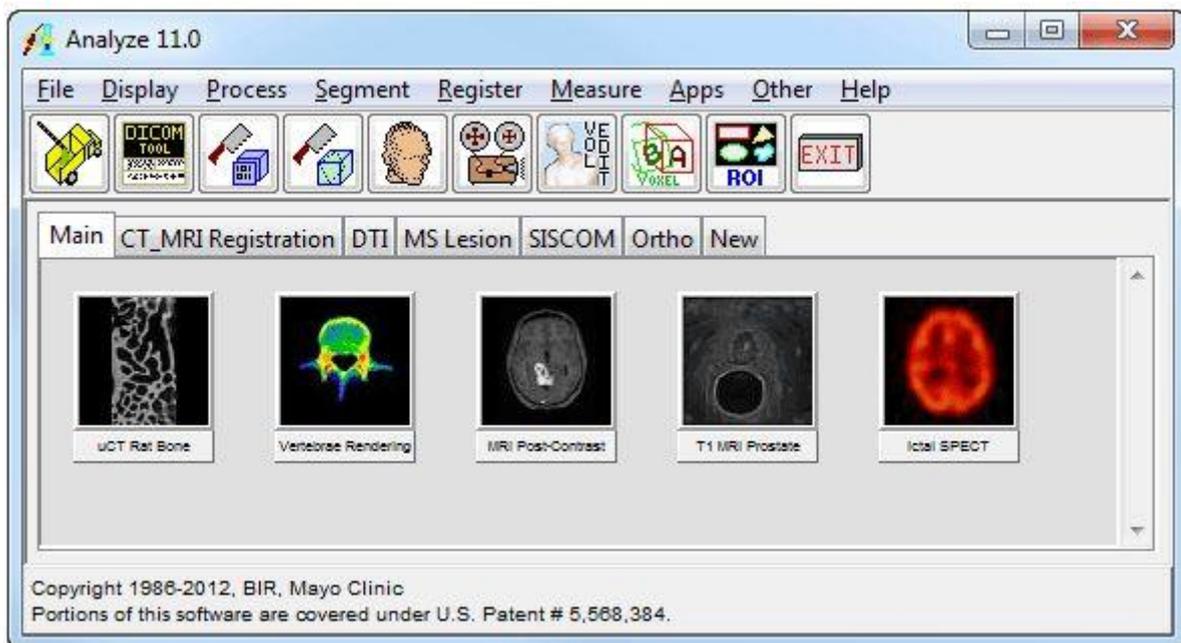


Abb. 4.5: Benutzeroberfläche von *Analyze 11.0* (*Biomedical Imaging Resource*, Mayo Clinic, Rochester, Minnesota, USA)

### 4.3.2 Solid Edge ST5

*Solid Edge ST5* ist ein vom Hersteller *Siemens PLM Software* (Plano, Texas, USA – [http://www.plm.automation.siemens.com/de\\_at/](http://www.plm.automation.siemens.com/de_at/)) entwickeltes – in der *Academic Copy* nicht-kommerzielles – 2D/3D-CAD-System. Das CAD-System (computer-aided design), welches direkt für *Microsoft Windows* entwickelt wurde, bietet eine Vielzahl an Basis-Funktionen und Modulen zur Erstellung und Bearbeitung von 3D-Werkstücken. Das weitverbreitete Mechanik-Konstruktions-Programm wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit vor allem im Bereich der Konstruktion der Augeneinsätze angewandt. Wiederum ist in *Abbildung 4.6* die Benutzeroberfläche samt eigens designtem Augeneinsatz abgebildet.

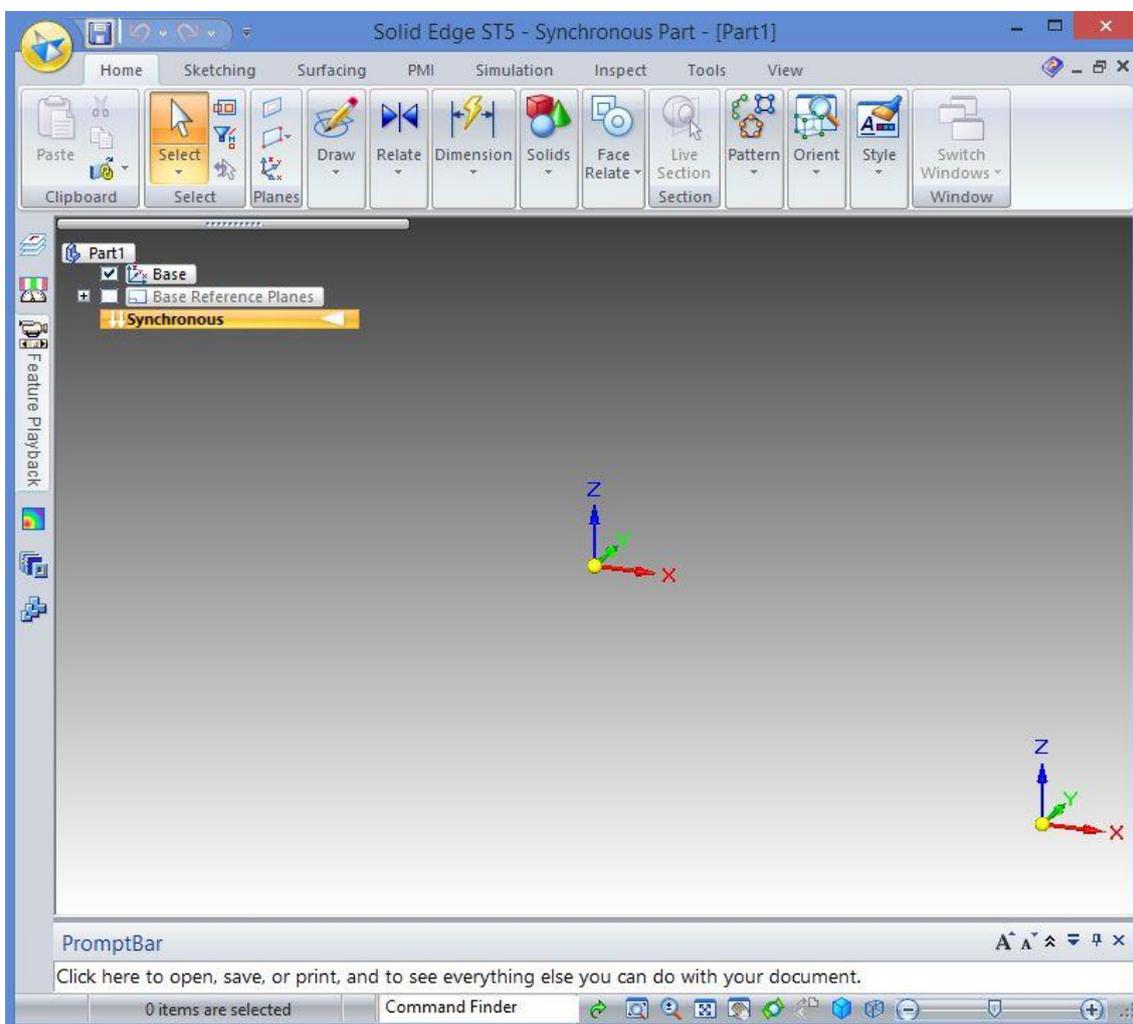


Abb. 4.6: Benutzeroberfläche von *Solid Edge ST5* (*Siemens PLM Software*, Plano, Texas, USA)

### 4.3.3 Meshlab V1.3.2

*Meshlab V1.3.2* ist eine nicht-kommerzielle Open-Source-Software zur Bearbeitung von 3D-Meshes, welche am *Visual Computing Lab* des *ISTI – CNR* Forschungszentrum (Pisa, Italien – <http://meshlab.sourceforge.net/>) entwickelt wurde. *Meshlab V1.3.2* stellt viele Tools und Algorithmen zum Untersuchen, Editieren, Säubern, Rendern und Konvertieren von großen unstrukturierten Geometrie-Datensätzen zur Verfügung. Nach Umwandlung der Volumsdaten beim Export aus *Analyze 11.0* in das für den 3D-Druck notwendige Dateiformat *.stl* wurden in *Meshlab V1.3.2* Nachbearbeitungen vorgenommen, welche sich vor allem auf die Oberflächenglättung sowie die Entfernung unerwünschter Meshcluster bezogen. Neben einigen anderen Freeware-Abbildungsprogrammen wie zum Beispiel *EasyViewStl* (<http://www.gcad3d.org/EasyViewStl.htm>), *ImageVis3D* (<http://www.sci.utah.edu/software/imagevis3d.html>), *Blender* (<http://www.blender.org/>) oder *Mango* (<http://ric.uthscsa.edu/mango/download.html>) wurde *Meshlab V1.3.2* auch als Viewer bei der Modellauswahl herangezogen. In *Abbildung 4.7* ist die Benutzeroberfläche samt eines Teils des finalen Schädelmodells ersichtlich.

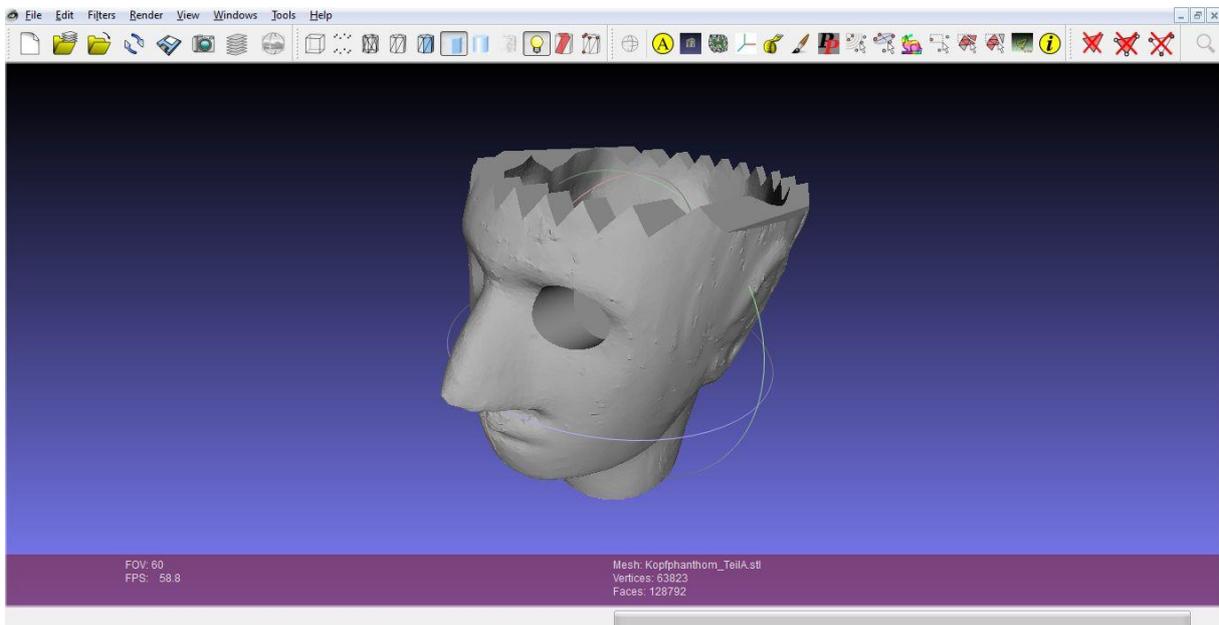


Abb. 4.7: Benutzeroberfläche von *Meshlab V1.3.2* (*Visual Computing Lab*, *ISTI - CNR*, Pisa, Italien)

## 4.4 Bearbeitung des Schädelmodells

Bei der Modellselektion wurde der Datensatz eines CT-Scans des am AKH Wien verfügbaren Schädelphantoms der Firma 3M als bestgeeignetster Ausgangspunkt bei der Entwicklung des angedachten Schädelmodells ausgewählt.

Als erste Bearbeitung der CT-Scan-Daten wurde die Auflösung für das fertige Schädelmodell festgelegt. Hier galt es einen Kompromiss zwischen bestmöglicher, feinsten Auflösung und damit rapide steigender Datenmenge zu finden. Schlussendlich wurde eine Auflösung von 0,25 mm zu 0,25 mm zu 0,25 mm in alle Raumrichtungen festgelegt, was einer Datenmenge von ca. 1 Gigabyte für das gesamte Schädelmodell entsprach.

Für das zum Print fertige Schädelmodell wäre es ausreichend gewesen ein Binärmodell des CT-Datensatzes zu erstellen, da jegliche Art von Gewebe durch dasselbe Druckmaterial umgesetzt wird. Alle Hohlräume werden, wie im Unterkapitel 4.6 *Printvorgang* genauer erläutert, vom sogenannten Support-Material ausgefüllt. Wie bereits besprochen, mussten allerdings sämtliche anatomischen Hohlräume zuerst durch Segmentierung neu geschaffen werden, da eben jene, durch das Eingießen in Kunststoff nicht mehr vorhanden waren. Zum Zweck der Segmentierung war es jedoch unbedingt notwendig die anatomischen Strukturen als Orientierungshilfen zu erhalten und erst nach Abschluss der Modellbearbeitung ein Binärmodell zu erstellen.

Um die Stirn- und Kieferhöhlen sowie die Keilbeinhöhle freizubekommen, wurden die CT-Daten schichtweise mit der Auto-Trace-Funktion von *Analyze 11.0* bearbeitet.

Für die Nasenhöhlen und Atemwege bis hin zur Luftröhre musste jedoch eine andere Lösung gefunden werden, da durch die Anwesenheit unterschiedlich dicker Schleimhäute ein Vorgehen entlang der knöchernen Strukturen nicht erfolgsversprechend war. Deshalb war es notwendig aufgrund anatomischer Vorlagen anderer CT-Scans jede Schicht für sich händisch nachzubearbeiten, um die entsprechenden Atemwege freizulegen. Mithilfe des Edit-Image-Moduls von *Analyze 11.0* konnte dies noch vom Vorgänger des Autors der vorliegenden Arbeit, Dipl.-Ing. Philipp Raimund Mitterbauer, unter Aufsicht des Experten Dr. Michael Gruber vom AKH Wien, realisiert werden. Wie in *Abbildung 4.8* dargestellt, wurde diese Nachbearbeitung in der coronalen Schnittebene vorgenommen.



Abb. 4.8: Schnitt in Coronalebene (segmentierte Atemwege im Bereich der Nase ersichtilch)

Um kostenintensives Druckmaterial, welches bereits im Unterkapitel *4.1 Zielsetzung und Planung* thematisiert wurde, zu sparen, wurde der Entschluss gefasst, neben den nun erschaffenen anatomisch realen Hohlräumen, im Hinterkopfbereich einen weiteren großen künstlichen Hohlraum zu generieren. Es war vorgesehen, diesen künstlichen Hohlraum später für anfallende Messungen mit Wasser zu füllen, welches im Strahlenfeld ein sehr ähnliches Verhalten zeigt wie das verwendete Druckmaterial. Ein weiterer angenehmer Nebeneffekt dieser Materialreduktion war die daraus folgende Eigengewichtsreduktion des fertigen Schädelphantoms. Ohne große Rücksicht auf anatomische Strukturen wurde nun ein künstlicher Hohlraum erschaffen, welcher das Schädelmodell, wie in *Abbildung 4.9* ersichtlich, aushöhlt, jedoch immer noch eine klare Abgrenzung zu den natürlichen Hohlräumen erkennen lässt.



Abb. 4.9: Schnitt in Sagittalebene (erschaffener Hohlraum und zylindrische Bohrung für Halterung im Halsbereich erkennbar)

Um diesen künstlichen Hohlraum zu generieren, musste ein Objekt geschaffen werden, welches nachher als invertierter Datensatz auf die Originaldaten aufmultipliziert werden würde. Da es in *Analyze 11.0* jedoch nicht ohne weiteres möglich ist ein beliebiges Objekt zu generieren, musste hier ein Workaround gefunden werden. In aufwendiger Kleinstarbeit und unter zu Hilfenahme verschiedenster rechenintensiver Filter- und Morphologie-Algorithmen konnte schlussendlich ein passendes Objekt geschaffen werden (*Abbildung 4.10*).

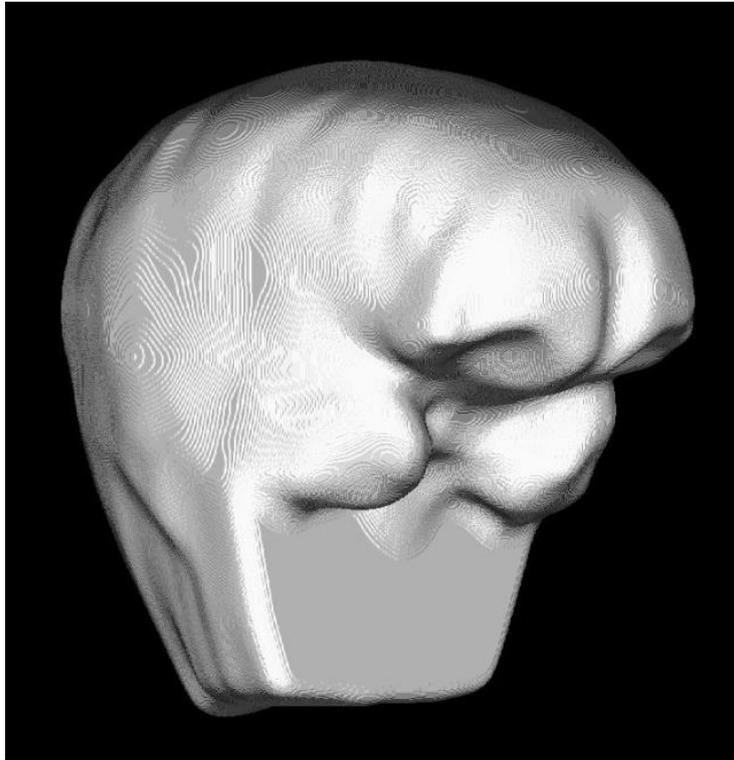


Abb. 4.10: Surface-Rendering von Abzugsobjekt

Der von der 3D-Drucker-Software geschätzte Materialverbrauch konnte somit von ca. 6 kg auf ca. 4 kg erheblich reduziert werden. Dies entspricht einer Kostenreduktion von 33,3 %.

Um das fertige Schädelphantom für anfallende Messungen auf dem vorgesehenen Stativ befestigen zu können, musste eine Halterung entwickelt werden, welche in Unterkapitel 4.7 *Zubehör für Messaufbau* detaillierter diskutiert wird. Diese Halterung sollte über eine zylindrische Bohrung im Halsbereich des Schädelphantoms befestigt werden. In *Abbildung 4.9* ist diese bereits zu erkennen. Die 67 mm tiefe zylindrische Bohrung hat einen Durchmesser von 62 mm und verfügt zusätzlich über den angenehmen Nebeneffekt einer weiteren Reduktion des Druckmaterialverbrauchs.

Zwei weitere zylindrische Bohrungen mussten dort am Modell vorgenommen werden, wo eigentlich die Augen sitzen. Um die in Unterkapitel 4.5 *Entwicklung der Augeneinsätze* besprochenen Augeneinsätze einpassen zu können, wurden zwei zylindrische Bohrungen mit einem Durchmesser von 28,7 mm benötigt. Der Augenabstand wurde für das Modell mit 62 mm definiert. Laut N.A. Dodgson [30] beträgt der durchschnittliche Augenabstand beim Menschen für Frauen 62 mm bzw. für Männer 65 mm. Allerdings variiert er je nach

Konstitution und Körpergröße zwischen 55 mm und 75 mm. Da die Schädelform des *3M-Phantoms* mehr jener des *Reference Female Phantom* als jenem des *Reference Male Phantom* entsprach, wurde hier entschieden den weiblichen Durchschnittswert umzusetzen.

Bevor das Schädelmodell nach Glättung und Reinigung von Vertexclustern in *Meshlab V1.3.2* zum Print freigegeben werden konnte, musste noch ein Weg gefunden werden das Support-Material aus allen geschlossenen Hohlräumen extrahieren zu können. Um den künstlichen Hohlraum vom Support-Material zu befreien, blieb keine andere Wahl als einen transversalen Schnitt auf Höhe der Stirn vorzunehmen. Das Schädelmodell bestand von nun an aus zwei Teilen: *Schädelphantom Teil A* bezeichnet ab hier den Teil des Modells unterhalb der Schnittlinie, während *Schädelphantom Teil B* die restliche Schädelkalotte oberhalb der Schnittlinie benennt.

Nach Extraktion des Support-Materials, Nachbearbeitung und Reinigung war geplant die beiden Teile wieder zu verkleben. Um eine genauere Übereinstimmung der beiden zu verklebenden Flächen zu erreichen wurde anstatt einer geraden Schnittlinie eine gezackte Schnittlinie bevorzugt. In *Abbildung 4.11* und *Abbildung 4.12* sind die fertigen Schädelmodell-Teile dargestellt. Hierbei handelt es sich bereits um für den 3D-Druck benötigte umgewandelte *.stl*-Datenfiles.

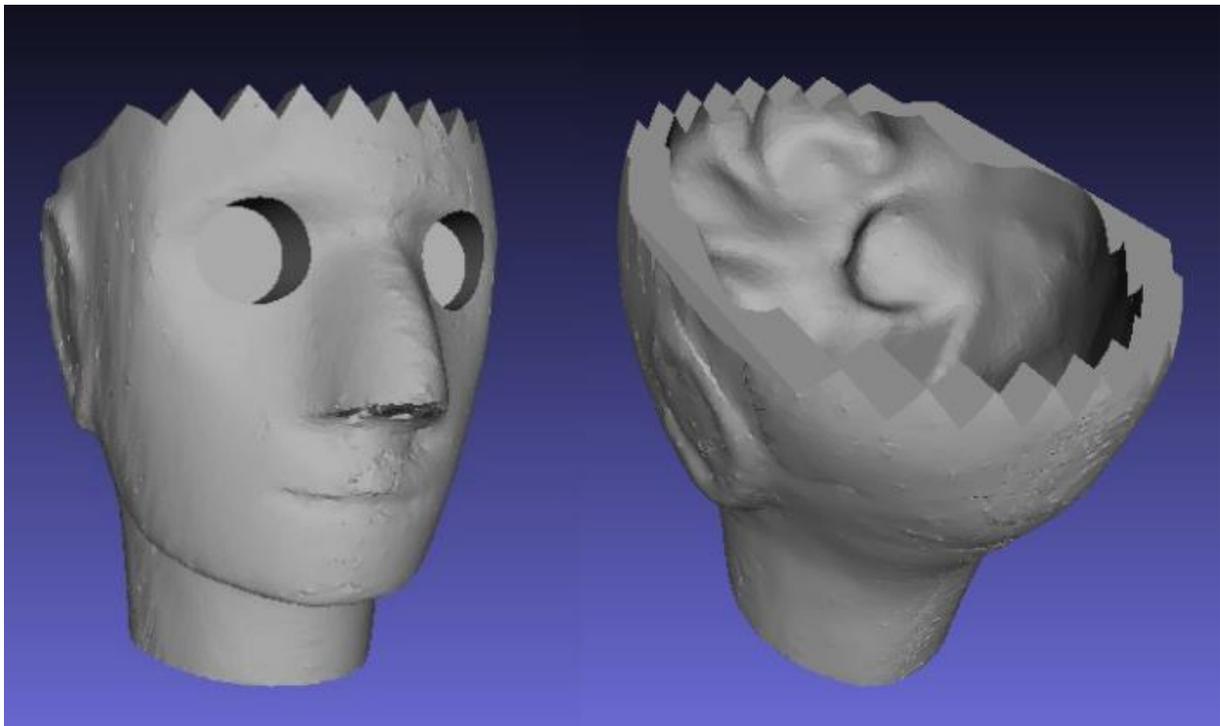


Abb. 4.11: Druckfertiges Werkstück: *Schädelphantom Teil A* (zwei Ansichten)

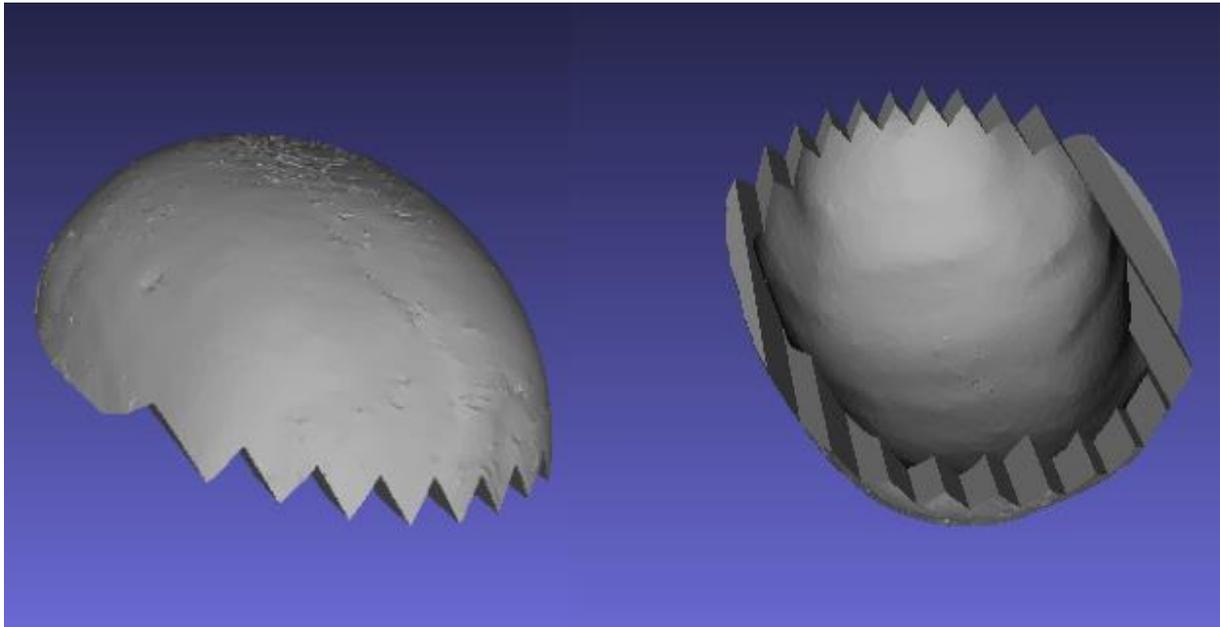


Abb. 4.12: Druckfertiges Werkstück: *Schädelphantom Teil B* (zwei Ansichten)

Um das Support-Material aus den anderen geschlossenen Hohlräumen zu extrahieren, wurden unterschiedliche Methoden gewählt. Für die zwei Kieferhöhlen und die Keilbeinhöhle wurde beschlossen, diese nach dem Print anzubohren, auszuhöhlen und danach wieder luftdicht zu verschließen. Die Nasenhöhlen und Atemwege waren zwar durch die Nasenlöcher zugänglich, allerdings sehr stark verwinkelt, weshalb ein zweiter Zugang durch eine Bohrung auf Seiten der Luftröhre angedacht war. Die Stirnhöhle war praktischerweise durch die Teilung des Schädelphantoms ebenfalls bereits angeschnitten, was eine weitere Bohrung obsolet machte.

Die *.stl*-Dateien der beiden Teile des Schädelphantoms – *Schädelphantom Teil A* und *Schädelphantom Teil B* – sind ebenso wie die *.stl*-Dateien der Einzelteile der Augeneinsätze, der vorliegenden Arbeit in Form einer CD-ROM beigelegt.

## 4.5 Entwicklung der Augeneinsätze

Eine der in der Einleitung festgehaltenen Zielsetzungen der vorliegenden Diplomarbeit war die Entwicklung spezieller Augeneinsätze für das erwähnte Schädelphantom. Diese Augeneinsätze sollten pro Einsatz Platz für drei LiF:Mg,Cu,P-TLD-Chips des Typs *GR-200A (Solid Dosimetric Detector and Method Laboratory, Peking, China)* in einer Gewebetiefe von exakt 3 mm bieten. Die Gewebetiefe von exakt 3 mm (immer auf den Mittelpunkt eines TLD-Chips gerechnet) wird von der ICRP in ihrer Publikation 103 [2] zur Überwachung der Augenlinse vorgeschlagen und deshalb für die Entwicklung der Augeneinsätze berücksichtigt.

Neben der anatomischen Korrektheit der Augeneinsätze, war vor allem eine einfache Handhabung in Bezug auf das Auswechseln der TLD-Chips zwischen zwei Messungen das entscheidende Kriterium. Auf der einen Seite musste das Einsetzen der vollständigen Augeneinsätze in das Schädelphantom so einfach wie möglich gemacht werden und auf der anderen Seite musste garantiert werden, dass die gegenüber Oberflächen-Kontamination empfindlichen TLD-Chips beim Auswechseln nicht herausfallen konnten. Wie im Anschluss besprochen, konnte dies durch den dreiteiligen Aufbau eines Augeneinsatzes verhindert werden.

Bei der Modellsuche für die Augeneinsätze wurde zu Beginn primär den im Themengebiet der Augenlinsendosimetrie verwandten Publikationen der letzten Zeit Augenmerk geschenkt. Behrens et al. [31] stellen in Ihrer Publikation *Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens* ein Augengeometriemodell vor, welches sich an einer von Charles und Brown [32] publizierten Geometrie orientiert und von der ICRP in ihrer Publikation 89 [29] adaptiert wurde.

In *Abbildung 4.13* ist eben jenes von Behrens et al. [31] vorgestellte Augengeometriemodell ersichtlich.



Lidwinkel um 0,6 cm abgesenkt, wodurch ein schräg nach hinten verlaufende Lidspalte geschaffen wurde. Dies ist in *Abbildung 4.14* (rechts) im Vergleich zum nachkonstruierten Modell nach Behrens et al. [31] (links) dargestellt.

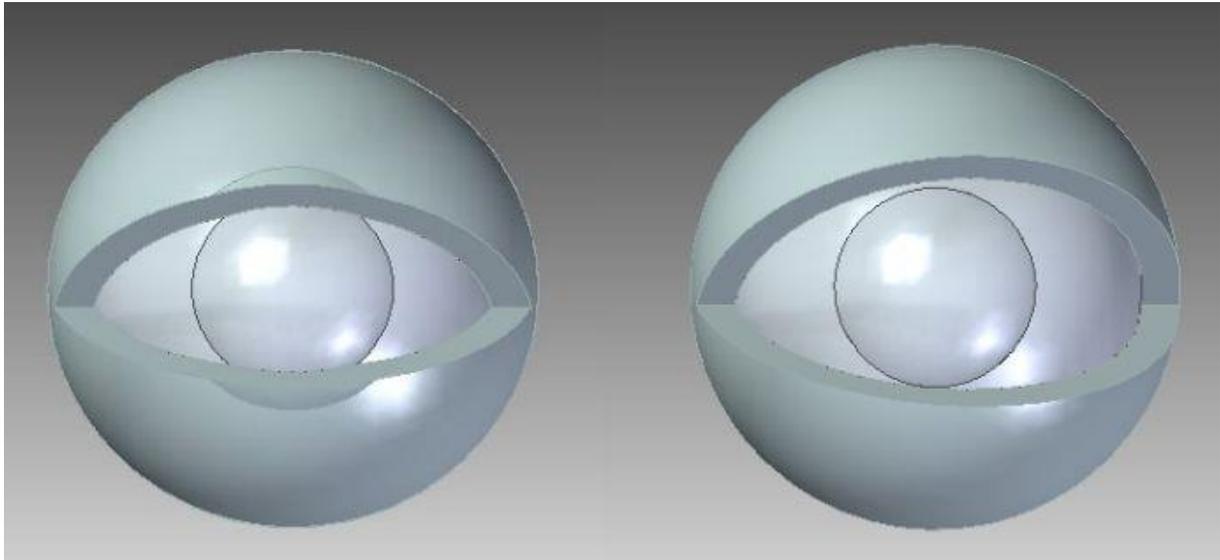


Abb.: 4.14: *Solid Edge ST5*: links: nachkonstruiertes Modell nach Behrens et al. [31]; rechts: Anpassung des äußeren Lidwinkels

Neben den später besprochenen Anpassungen der Augeneinsätze an das Oberflächenprofil des Schädelmodells, stellt die Korrektur des äußeren Lidwinkels die einzige Abweichung der Oberfläche des *Außenteils* zum Modell von Behrens et al. [31] dar.

Folgend werden die drei Einzelteile eines Augeneinsatzes getrennt voneinander diskutiert und mit Skizzen und Abbildungen veranschaulicht.

Der *Innenteil* ist jener Teil des Augeneinsatzes welcher die drei TLD-Chips in den dafür vorgesehenen Bohrungen beherbergt. In *Abbildung 4.15* und *Abbildung 4.16* ist der Innenteil sowohl im Aufriss als auch im Grundriss abgebildet. In *Abbildung 4.17* ist zusätzlich noch eine 3D-Darstellung hinzugefügt. Seitlich ist ein Außengewinde erkennbar, welches wichtig für den Zusammenhalt zwischen *Innenteil* und *Außenteil* ist.

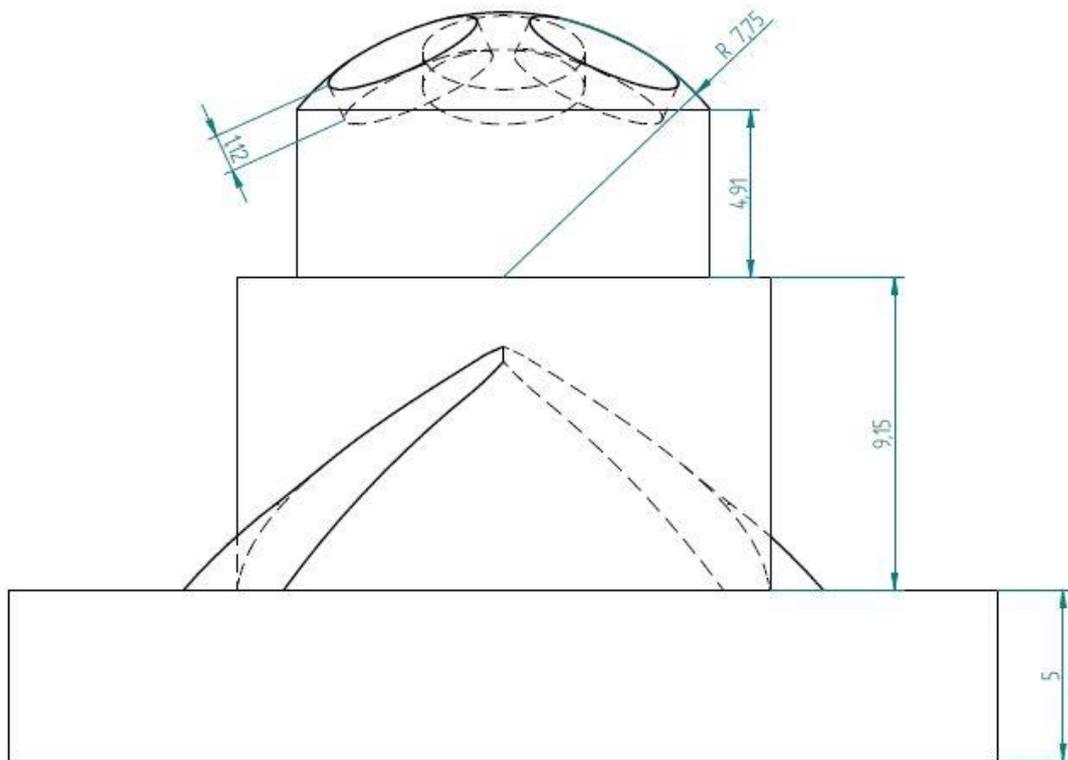


Abb. 4.15: Aufriss-Skizze des *Innenteils* eines Augeneinsatzes (Maße in mm)

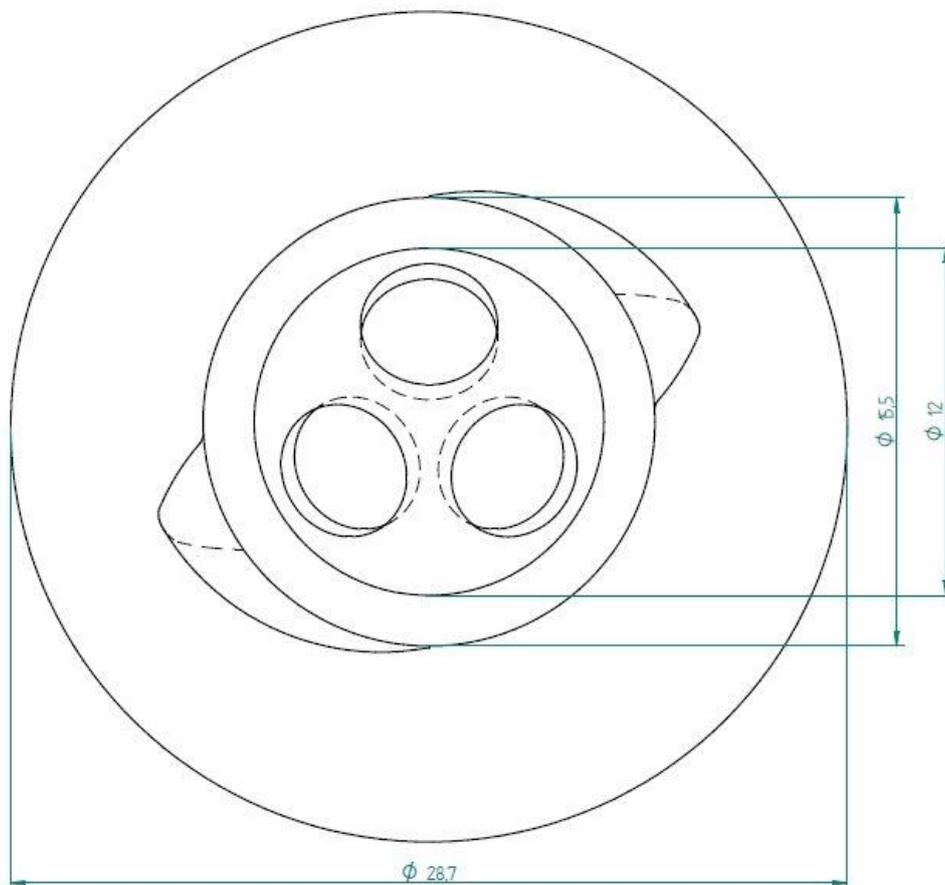


Abb. 4.16: Grundriss-Skizze des *Innenteils* eines Augeneinsatzes (Maße in mm)

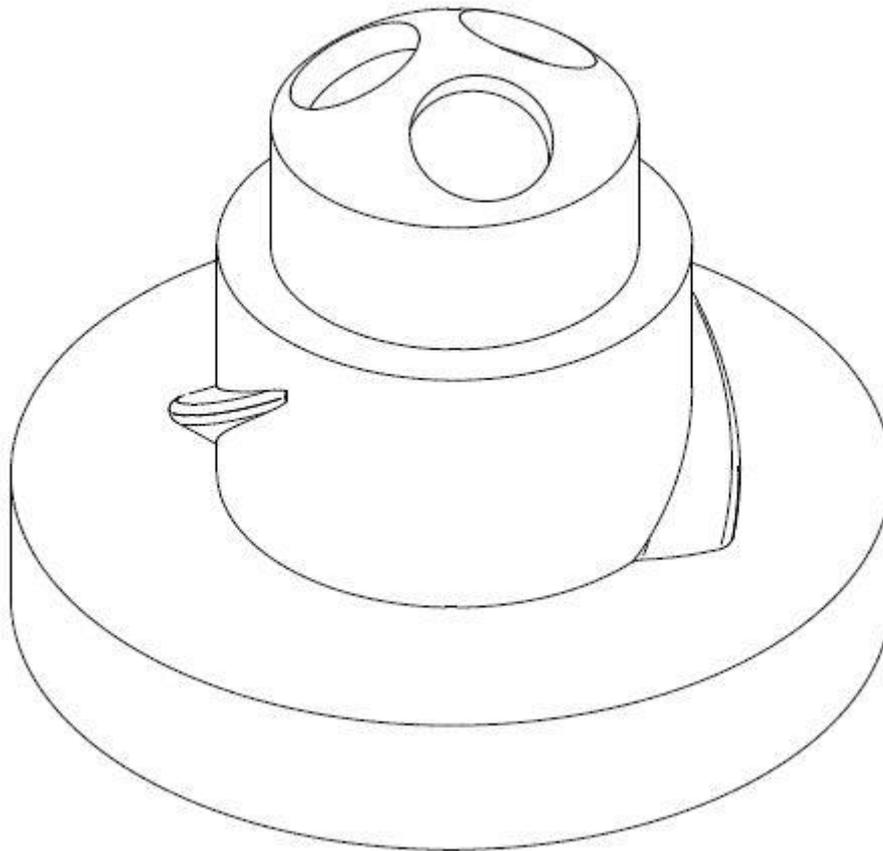


Abb. 4.17: 3D-Darstellung des *Innenteils* eines Augeneinsatzes

Der Mittelteil, die sogenannte *Kappe* des Augeneinsatzes, ist dazu da, die TLD-Chips beim Öffnen der Augeneinsätze am herausfallen zu hindern und somit einer möglichen Kontamination vorzubeugen. Nach Einsetzen der TLD-Chips in den *Innenteil* wird die *Kappe* einfach über den Kopf des Innenteils gesteckt. In *Abbildung 4.18* und *Abbildung 4.19* sind wiederum sowohl Aufriss als auch Grundriss der *Kappe* abgebildet.

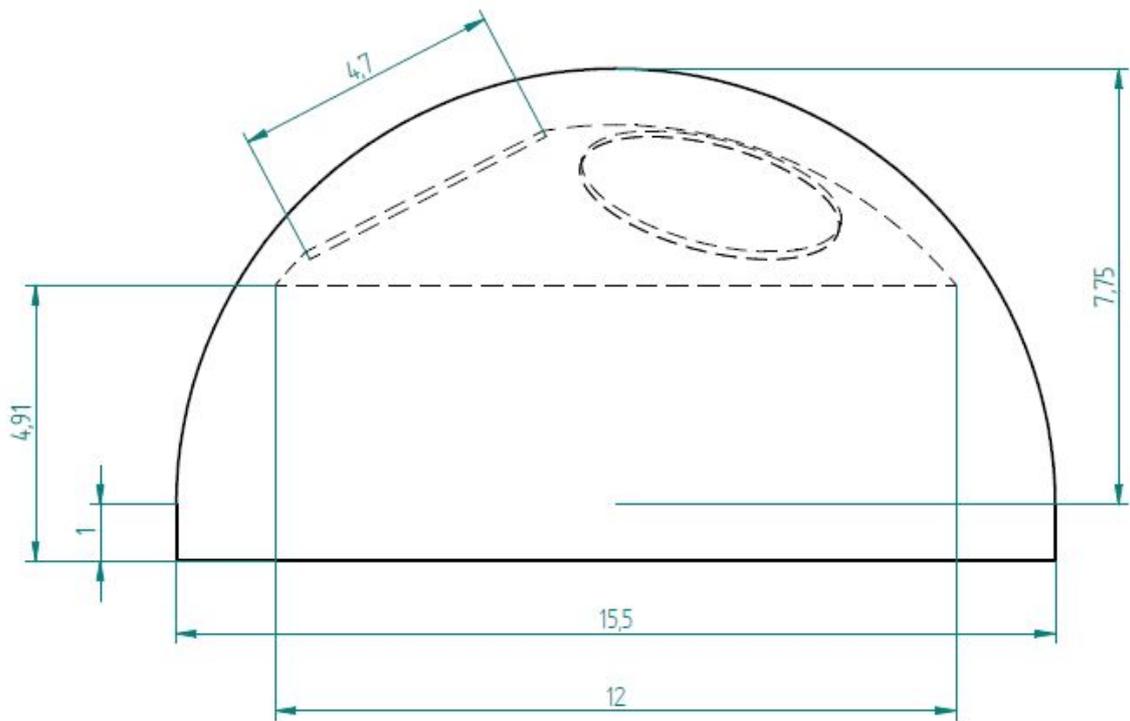


Abb. 4.18: Aufriss-Skizze der *Kappe* eines Augeneinsatzes (Maße in mm)

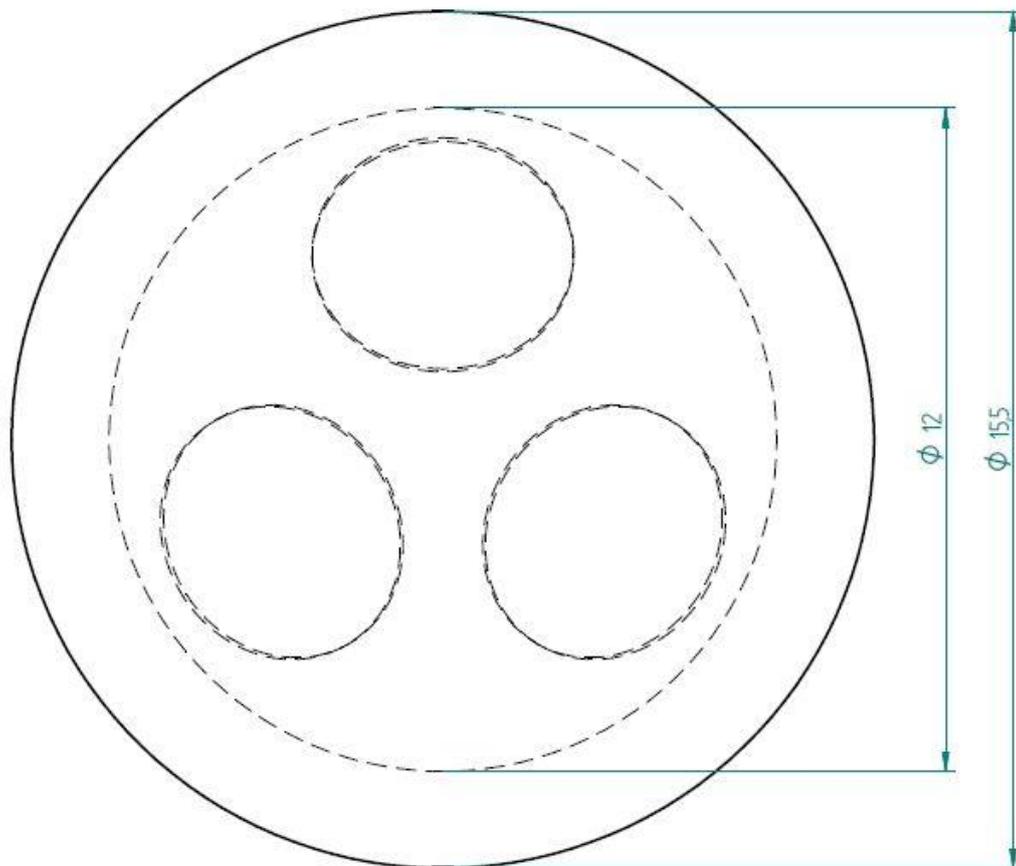


Abb. 4.19: Grundriss-Skizze der *Kappe* eines Augeneinsatzes (Maße in mm)

Der *Außenteil*, dessen Oberflächenprofil bereits diskutiert wurde, wurde durch Anwendung Boolescher Operatoren ausgehöhlt. Durch die Reduktion durch *Innenteil* und *Kappe* erhielt der *Außenteil* somit sein in den *Abbildungen 4.20 – 4.22* erkennbares Innengewinde.

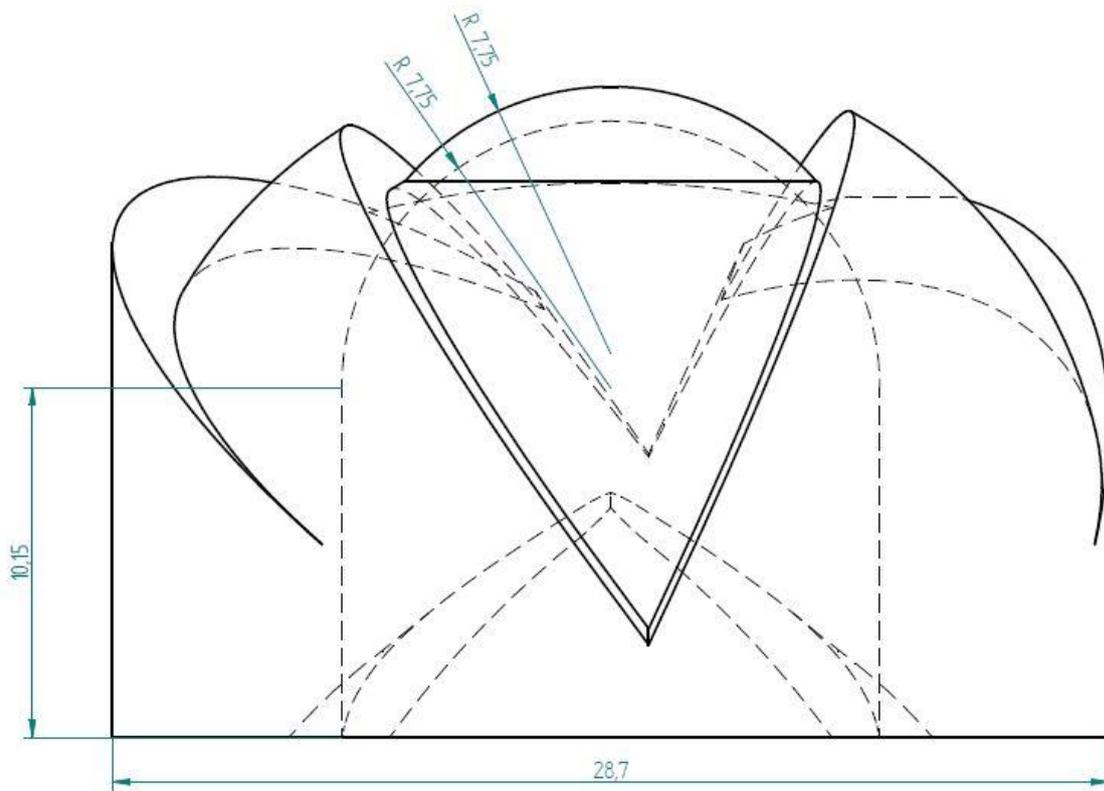


Abb. 4.20: Aufriss-Skizze des *Außenteils* eines Augeneinsatzes (Maße in mm)

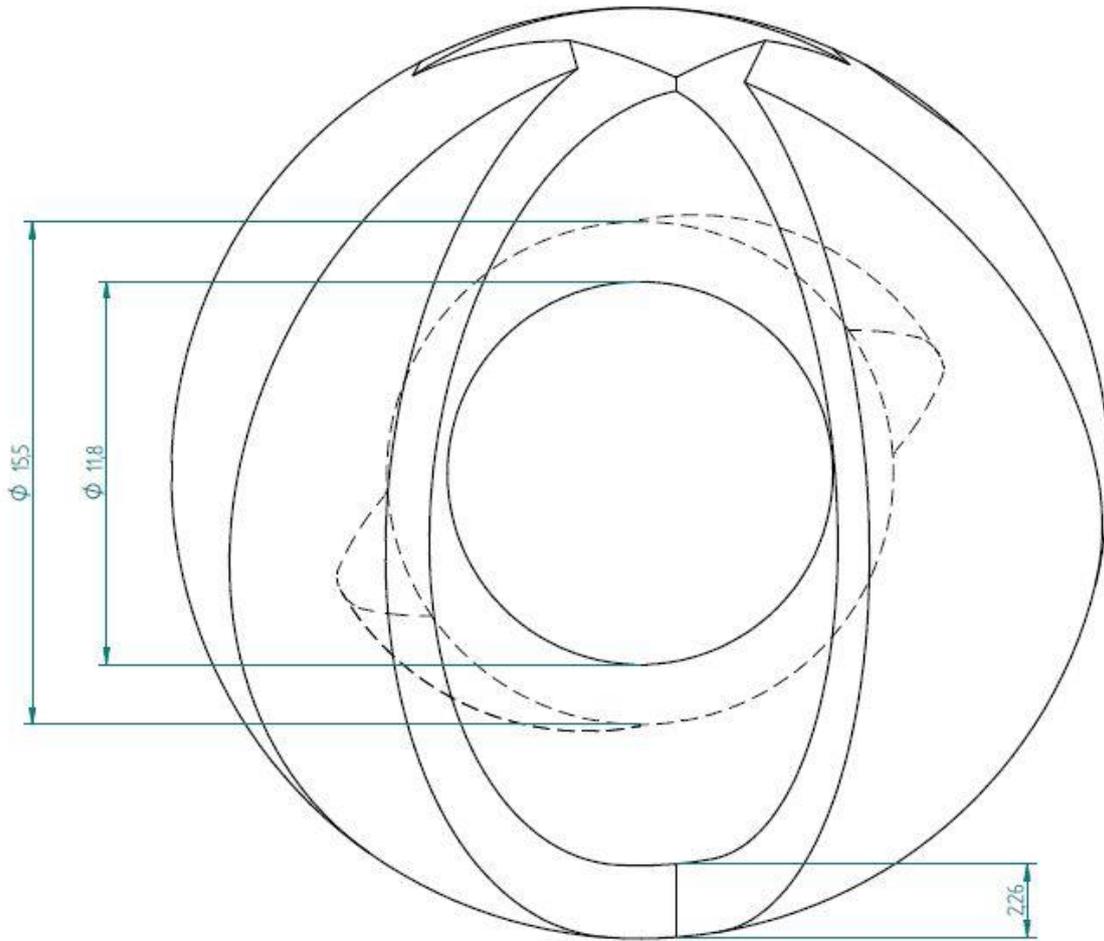


Abb. 4.21: Grundriss-Skizze des *Außenteils* eines Augeneinsatzes (Maße in mm)

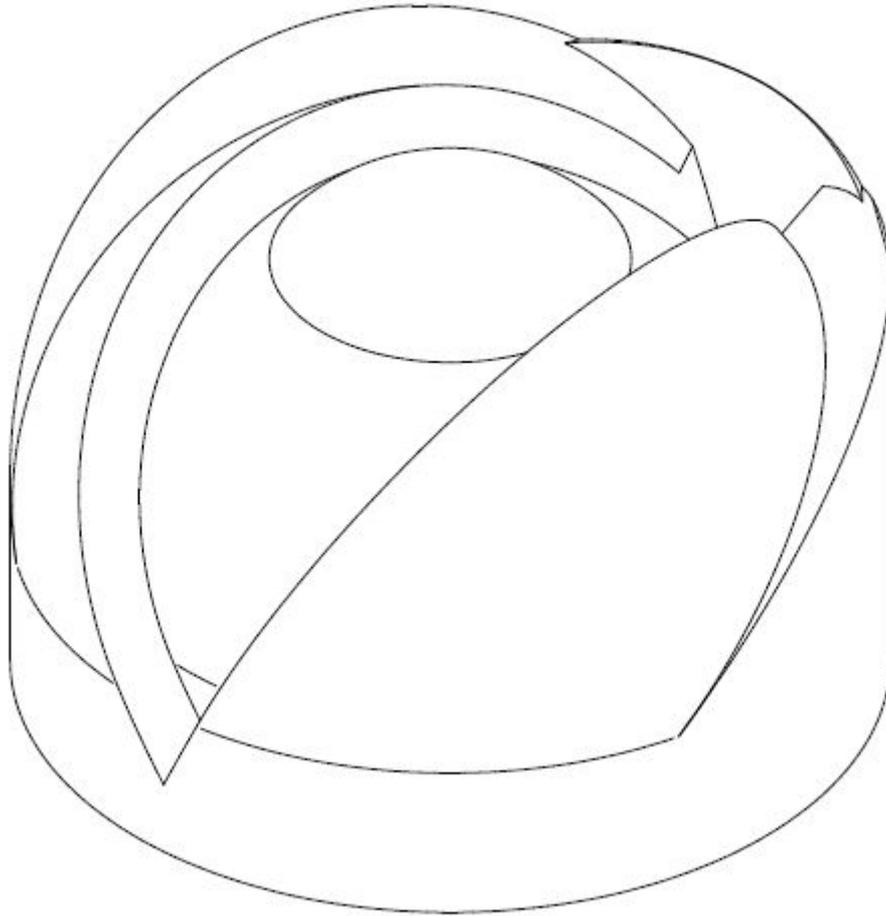


Abb. 4.22: 3D-Darstellung des *Außenteils* eines Augeneinsatzes

Die, nach der in Behrens et al. [31] vorgestellten Geometrie, gefertigten Augeneinsätze, mussten schlussendlich noch an das entwickelte Schädelphantom angepasst werden. Hierzu wurden iterative Anpassungen an der oberen und unteren Lidfalte sowie am inneren Lidwinkel vorgenommen, um die Augeneinsätze mehr und mehr an die Oberfläche des Schädelphantoms anzugleichen. Diese Anpassungen am *Außenteil* wurden für jede der beiden Seiten – rechts und links – individuell vorgenommen, da das Schädelphantom leichte Unterschiede im Oberflächenprofil aufwies.

Nach erfolgter Anpassung der Außenteile, konnten die je 3 fertigen Einzelteile beider Augeneinsätze im 2D/3D-CAD-System *Solid Edge ST5* in *stl.*-Dateien umgewandelt und exportiert werden. In *Abbildung 4.23* sind die bereits druckfertigen Einzelteile des rechten Augeneinsatzes – *Innenteil*, *Außenteil* und *Kappe* – dargestellt (*stl.*-Dateien).

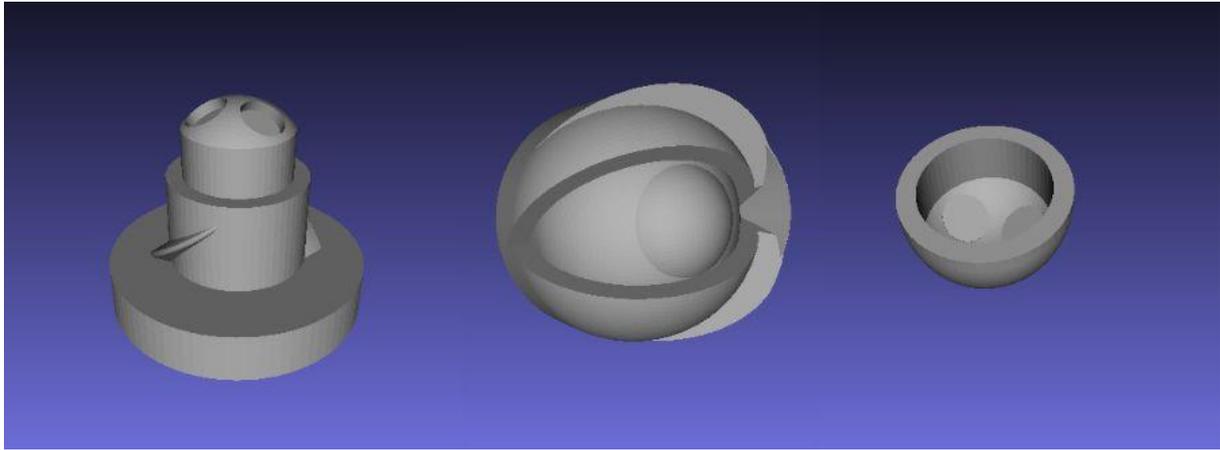


Abb. 4.23: Druckfertige Einzelteile des rechten Augeneinsatzes – *Innenteil*, *Außenteil* und *Kappe*

Wie bereits im vorigen Unterkapitel *4.4 Bearbeitung des Schädelmodells* erwähnt, sind sowohl die *stl.*-Dateien der Einzelteile der Augeneinsätze, als auch jene zwei des Schädelphantoms – *Schädelphantom Teil A* und *Schädelphantom Teil B* – der vorliegenden Arbeit in Form einer CD-ROM beigelegt.

## 4.6 Printvorgang

Wie schon im Unterkapitel 4.1 *Zielsetzung und Planung* erwähnt, steht am Zentrum für Medizinische Physik und Biomedizinische Technik der Medizinischen Universität Wien zur der 3D-Drucker *Object Eden350V* zur Verfügung. Dieser 3D-Drucker der Firma *Stratasys* (Edina, Minnesota, USA) ist ein auf der Photopolymer-Jetting-Technologie (Polyjet) basierender Kunststoffdrucker.

Das Polyjet-Modelling bezeichnet ein Verfahren des 3D-Druckes, welches ähnlich zur Stereolithografie einen lichtempfindlichen verflüssigten Kunststoff – in diesem Fall Epoxidharz – schichtweise aufträgt und mittels UV-Licht polymerisiert bzw. aushärtet. Es wird hier jedoch ähnlich wie beim Druckkopf eines Tintenstrahldruckers das Material schichtweise aufgebracht. Allerdings werden die Stützstrukturen, im Gegensatz zu Stereolithografie, nicht aus dem gleichen Material geprintet sondern durch ein sogenanntes Support-Material gewährleistet, bei welchem es sich meist um ein nach dem Druck leicht zu entfernendes Wachsmaterial handelt. Das verwendete Druckmaterial wird von *Stratasys* unter der Bezeichnung *FullCure<sup>®</sup>720* und das verwendete Supportmaterial unter der Bezeichnung *FullCure<sup>®</sup>705 Support* vertrieben.

Der *Object Eden350V* hat eine Auflösung von 600 dpi zu 600 dpi und kann horizontale Schichten von bis zu 16 µm realisieren. Die minimal produzierbare Wandstärke liegt aus Gründen der Standhaftigkeit bei 0,6 mm.



Abb. 4.24: *Object Eden350V* – Hersteller: *Stratasys*, Edina, Minnesota, USA

Die vom Hersteller mitgelieferte Drucker-Software kann verschiedenste Dateiformate in sogenannte *3D Modeling Slices* umwandeln. So auch die *.stl*-Dateien des entwickelten Schädelphantoms und der Augeneinsätze. Der Printvorgang an sich dauert für große Werkstücke dementsprechend lange. Um die zwei Teilstücke des Schädelphantoms zu printen, musste der *Object Eden350V* ein ganzes Wochenende lang durchgängig arbeiten.

## 4.7 Reinigung und Nachbearbeitung

Jedes Werkstück musste nach dem Print zuerst vom Support-Material gesäubert werden. Der Reinigungsprozess konnte zu Beginn händisch durchgeführt werden. Nach dem Abschaben der größten Verunreinigungen konnte mit einer Bürste fortgefahren werden. Der Hersteller des 3D-Druckers verspricht zwar, dass eine Nachbehandlung nicht erforderlich wäre, in der Praxis zeigte sich jedoch ein anderes Bild. Um auch die letzten Verunreinigungen zu beseitigen wurden die geprinteten Werkstücke in sehr stark verdünnte Natronlauge – in Wasser gelöstes Natriumhydroxid (NaOH) – eingelegt. Die Natronlauge zersetzt mit der Zeit das Support-Material und greift das Druckmaterial nicht an, solange sie nicht zu konzentriert angewendet wird. Für die Augeneinsätze und *Schädelphantom Teil B* war diese Art des Reinigungsprozesses ausreichend. Lediglich für *Schädelphantom Teil A* mussten aufgrund der teils unzugänglichen Hohlräume weitere Schritte gesetzt werden.

Zuerst wurden die Kieferhöhlen, die Keilbeinhöhle sowie die Luftröhre angebohrt. Um folgend das Support-Material aus den Atemwegen und Hohlräumen herauszubekommen, wurde eine am AKH Wien verfügbare, von Ing. Ewald Unger entwickelte, Waterjet-Anlage benutzt. Diese bemüht das Funktionsprinzip eines Hochdruckreinigers um in einer wasserdichten Kammer Werkstücke zu reinigen. Leider konnten bei der ersten Anwendung noch keine großen Erfolge erzielt werden. Erst nach und nach konnten in zahlreichen Reinigungszyklen, welche jeweils aus einem Natronlauge-Bad sowie einer Behandlung mit der Waterjet-Anlage bestanden, die Reste des Support-Materials aus allen Hohlräumen entfernt werden.

In *Abbildung 4.25* bis *Abbildung 4.30* sind die gereinigten Werkstücke *Schädelphantom Teil A* und *Schädelphantom Teil B* abgebildet.



Abb. 4.25: Gereinigtes Werkstück: *Schädelphantom Teil A* – Seitenansicht



Abb. 4.26: Gereinigtes Werkstück: *Schädelphantom Teil A* – Frontalansicht



Abb. 4.27: Gereinigtes Werkstück: *Schädelphantom Teil A* – Draufsicht



Abb. 4.28: Gereinigtes Werkstück: *Schädelphantom Teil B* – Frontalansicht



Abb. 4.29: Gereinigtes Werkstück: *Schädelphantom Teil B* – Frontalansicht



Abb. 4.30: Gereinigtes Werkstück: *Schädelphantom Teil A* und *Schädelphantom Teil B* –  
Seitenansicht

Die geprinteten Oberflächen aller Werkstücke waren keinesfalls als glatt zu bezeichnen. Um die Einzelteile der Augeneinsätze jedoch ineinander stecken, sowie die Augeneinsätze als Ganzes in die vorgesehenen Bohrungen am Schädelphantom einpassen zu können, bedurfte es einer mechanischen Nachbearbeitung durch Schleifen. Um die teils filigranen Werkstücke nicht zu beschädigen sowie um nicht zu viel Material abzuschleifen, musste mit größter Vorsicht vorgegangen werden. Um einen versenkten Augeneinsatz wieder aus seiner Bohrung am Schädelphantom heraus zu bekommen, wurde mit Kevlarfäden, welche im engen Spalt zwischen Innenwand der Bohrung und Augeneinsatz Platz fanden, nachgeholfen.

In *Abbildung 4.31* ist der linke gereinigte und geschliffene Augeneinsatz in allen seinen 3 Einzelteilen sowie der rechte gereinigte, geschliffene und zusammengesetzte Augeneinsatz dargestellt.

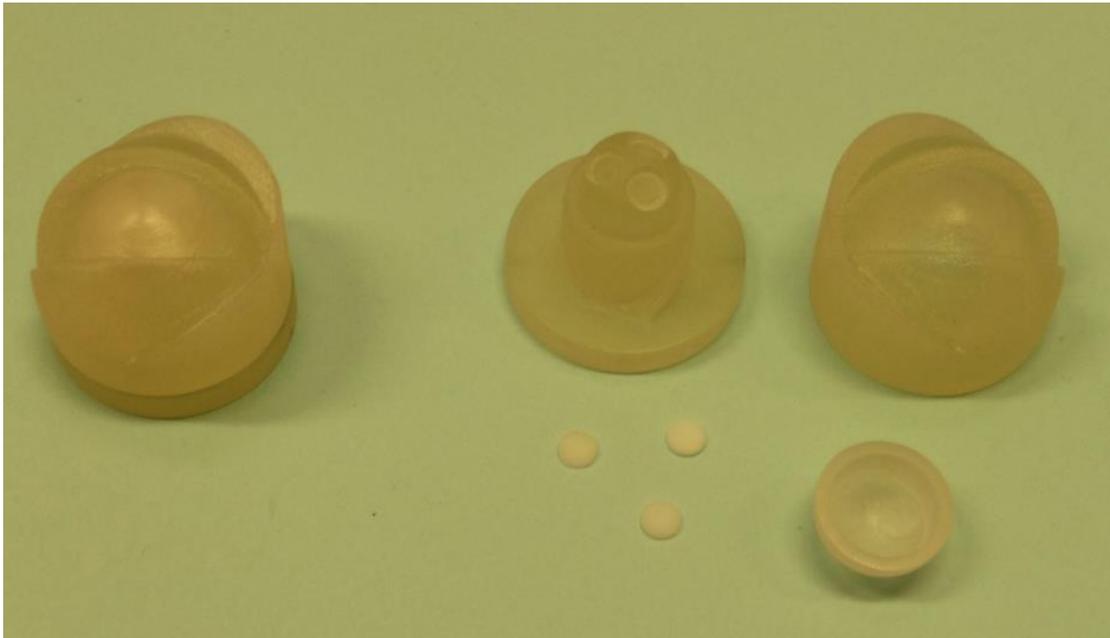


Abb. 4.31: Zusammengesetzter rechter Augeneinsatz; Einzelteile des linken Augeneinsatzes

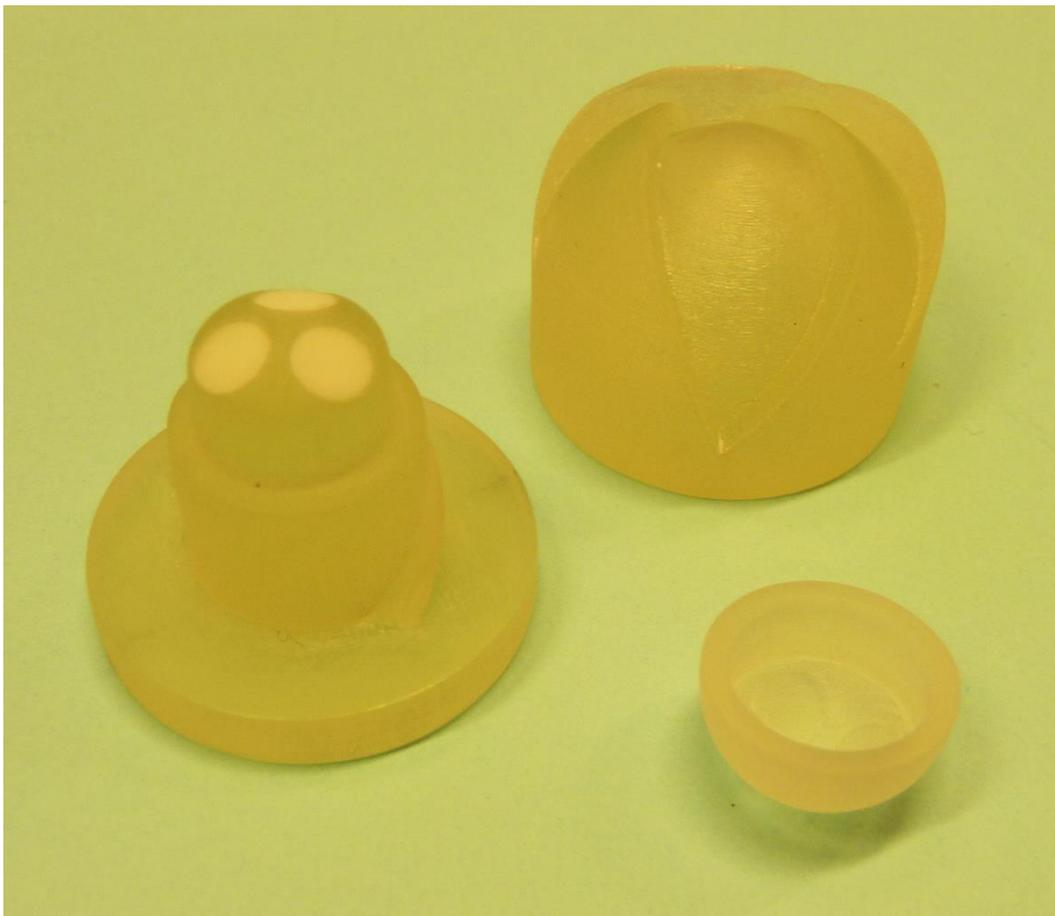


Abb. 4.32: Mit TLD-Chips bestückte Einzelteile des linken Augeneinsatzes

Bevor die zwei Teile des Schädelphantoms wieder verklebt werden konnten, musste noch eine Öffnung zum Befüllen des künstlichen Hohlraumes im Bereich des Gehirns in *Schädelphantom Teil B* geschaffen werden. Zu diesem Zweck wurde ein Loch am höchsten Punkt der Kalotte gebohrt und ein Gewinde der Größe *M10* hineingeschnitten. Um die Öffnung wasserdicht zu verschließen wurde eine passende Schraube aus Polyoxymethylen (POM) gedreht, welche mit einem kleinen Dichtungsring versehen wurde (*Abbildung 4.33*).



Abb. 4.33: POM-Schraube mit Dichtungsring neben *M10*-Gewinde Öffnung

Zu allerletzt wurden beide Teile des Schädelphantoms unter zu Hilfenahmen des Zweikomponentenkleber *Rodsmith Glue* des Herstellers *Pacific Bay International* (Sequim, Washington, USA) verklebt. Davor wurden noch die zur Entfernung des Support-Materials gesetzten Bohrungen mit dünnen Zylindern des Druckmaterials und Verwendung des bereits erwähnten Klebers verschlossen. In *Abbildung 4.34* und *Abbildung 4.35* ist das fertige Schädelphantom dargestellt.



Abb. 4.34: Fertiges Schädelphantom samt Augeneinsätzen



Abb. 4.35: Fertiges Schädelphantom samt Augeneinsätzen (Kevlarfäden sichtbar)

## 4.8 Zubehör für Messaufbau

Für den Messaufbau der in Kapitel 5 *Messungen am Schädelphantom* besprochenen Messungen stand am *Zentrum für Medizinische Physik und Biomedizinische Technik der Medizinischen Universität Wien* ein Doppel-Profil-Stativ der deutschen Firma *Linhof* (München, Deutschland) zur Verfügung. Um das fertige Schädelphantom auf dem Stativ befestigen zu können, musste ein Stativkopf angekauft werden. Zu achten war dabei darauf, dass der Stativkopf größeren Belastungen stand hielt und auch angegebene Winkelskalierungen für Neigungen und Rotationen aller Art besaß. Schlussendlich fiel die Wahl auf einen Stativkopf des italienischen Herstellers *Manfrotto* (Casola, Italien) – *3-Wege-Kopf Super Pro mit 030-14* – welcher einer ausreichenden Maximalbelastung von 12 kg stand hält (*Abbildung 4.36*).



Abb. 4.36: Stativkopf: 3-Wege-Kopf Super Pro mit 030-14; Hersteller: Manfrotto, Casola, Italien

Um nun ein Bindeglied zwischen Schnellwechselplatte des gekauften Stativkopfes und dem Schädelphantom zu schaffen, musste eine simple Halterung entwickelt werden. Diese Halterung sollte lediglich aus einem an der Schnellwechselplatte befestigten Zylinder bestehen, welcher in die dafür vorgesehene Bohrung im Halsbereich (Durchmesser: 62 mm; Tiefe: 67 mm) des Schädelphantoms eingepasst werden konnte. Da ein in Bezug auf einfallende Strahlung gewebeähnliches Material benötigt wurde, fiel die Wahl auf Polymethylmethacrylat (PMMA; auch Plexiglas). Der an der Schnellwechselplatte befestigte PMMA-Zylinder ist in *Abbildung 4.37* ersichtlich.



Abb. 4.37: Halterung: Schnellwechselplatte mit befestigtem PMMA-Zylinder

In *Abbildung 4.38* ist der komplette Messaufbau – Stativ, Stativkopf, Halterung, Schädelphantom, Augeneinsätze – wie er im Kapitel 5 *Messungen am Schädelphantom* verwendet wurde, abgebildet.



Abb. 4.38: Kompletter Messaufbau – Stativ, Stativkopf, Halterung, Schädelphantom, Augeneinsätze

# 5 Messungen am Schädelphantom

## 5.1 Messaufbau und Bestrahlungsgeometrie

Die Messungen am Schädelphantom fanden in der Radiologie der *Bernhard Gottlieb Universitätszahnklinik der Medizinischen Universität Wien* statt. Bei den Messungen sollten nicht nur die bereits im Detail diskutierten TLD-Chips zum Einsatz kommen sondern auch ein vom *Zentrum für Medizinische Physik und Biomedizinische Technik der Medizinischen Universität Wien* bereitgestelltes Halbleiterdosimeter des Typs *Unfors EDD-30* (Educational Direct Dosimeter; Hersteller: *Unfors*, Billdal, Schweden) überprüft werden. Das Halbleiterdosimeter – *Abbildung 5.1* – besitzt einen 6 mm x 8 mm x 25 mm großen Sensor, welcher über ein 1,5 m langes Sensorkabel mit der Display-Einheit verbunden ist. Das Messgerät kann sowohl die Dosisleistung (Messbereich laut Hersteller: 10 nGy/s – 0,6 mGy/s) als auch die akkumulierte Dosis feststellen. Zusätzlich sind unterschiedliche zur Überwachung bestimmter Körperteile bzw. -regionen, wie zum Beispiel der Hände, Füße oder auch Augen, geeignete Vorinstallationen auf dem Gerät verfügbar. Vom Hersteller wird eine Messunsicherheit von  $\pm 6\%$  am Kalibrierpunkt angegeben.



Abb. 5.1: *Unfors EDD-30* (Hersteller: *Unfors*, Billdal, Schweden)

Geplant war, neben den 3 TLD-Chips, welche sich in jedem Augeneinsatz befinden, pro Bestrahlung zusätzlich jeweils 3 Dosimeterbatches an aussagekräftigen Oberflächenpositionen am Schädelphantom zu platzieren. Die Dosimeterbatches zu je 3 TLD-Chips wurden am Atominstitut nach Durchlaufen des Vorbereitungszyklus durch Einschweißen der TLD-Chips in Folie hergestellt. Da die vorliegende Arbeit die Bestimmung der Korrelation der Stirndosis mit der Augenlinsendosis zum Ziel hat, wurden die aussagekräftigen Oberflächenpositionen wie folgt gewählt. Wie in *Abbildung 5.2* ersichtlich, wurden zwei der drei Oberflächenpositionen direkt über den Augen in einem Abstand von exakt 3,9 cm über dem Zentrum der Augeneinsätze markiert. Diese beiden Oberflächenpositionen entsprechen exakt jenen Positionen, welche in der von Dipl.-Ing. Philipp Raimund Mitterbauer verfassten Diplomarbeit *Bestimmung der Augenlinsenäquivalentdosis an beruflich strahlenexponierten Personen in der interventionellen Radiologie* zur Messung der Stirndosis an Operationspersonal der interventionellen Radiologie am Krankenhaus Hietzing herangezogen wurden. Die dritte Markierung wurde dann auf gleicher Höhe auf genau halber Strecke zwischen den ersten beiden Positionen gesetzt. Um eine Unterscheidung sicherzustellen, werden diese Oberflächenexpositions-Positionen (OEP) im weiteren Verlauf der vorliegenden Arbeit wie folgt bezeichnet. Die Position über dem linken Augeneinsatz wird von nun an als *LI Stirn*, die Position über dem rechten Augeneinsatz als *RE Stirn* und die Position in der Mitte als *MI Stirn* bezeichnet.

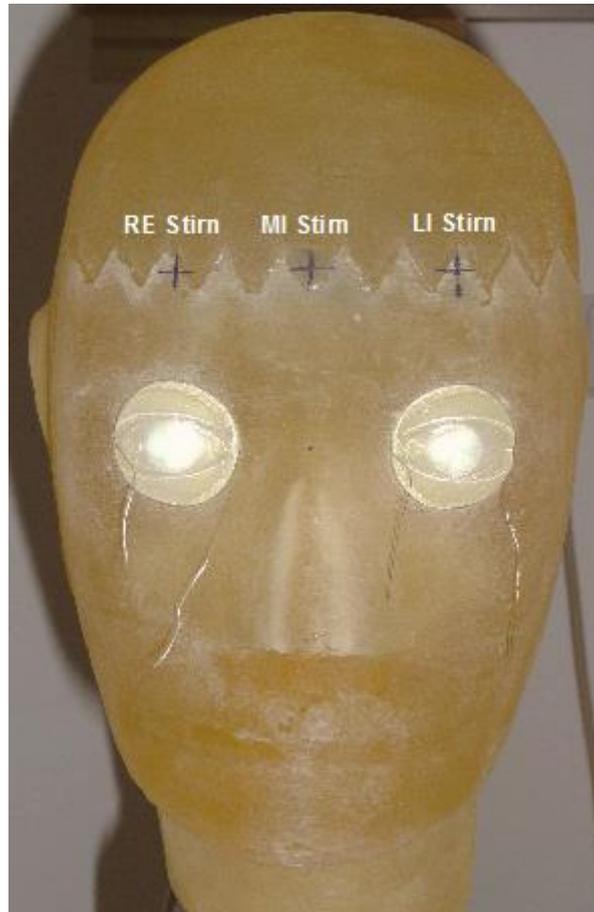


Abb. 5.2: Schädelphantom – Oberflächenexpositions-Positionen (OEP) mit Markierungskreuzen gekennzeichnet

Diese drei in *Abbildung 5.2* markierten Oberflächenexpositions-Positionen wurden sowohl für die Messungen mit TLD-Chips als auch für den Einsatz des *Unfors EDD-30* benutzt – *Abbildung 5.3*.

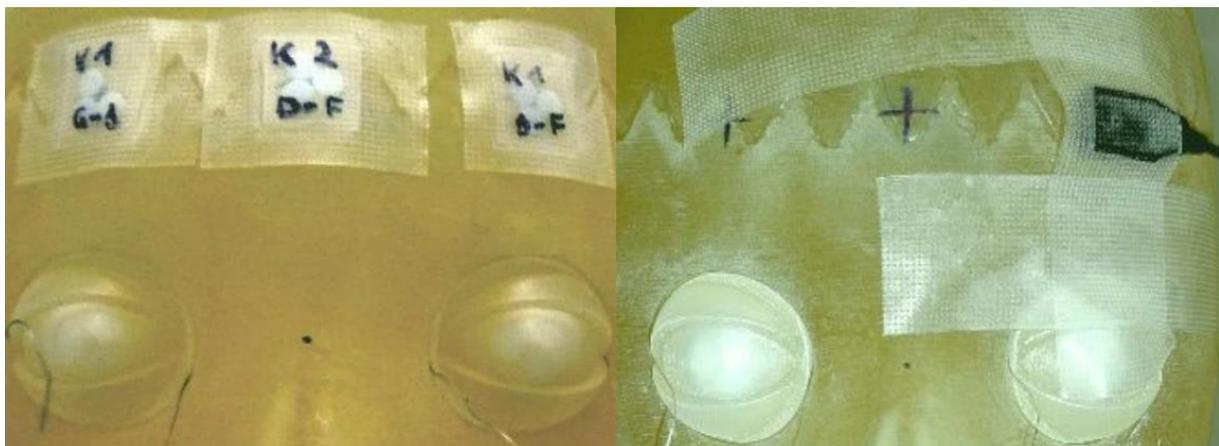


Abb. 5.3: Oberflächenexpositions-Positionen: Einsatz von TLD-Chips (links) – Einsatz von *Unfors EDD-30* (rechts)

Der Messaufbau in der Radiologieeinheit der Universitätszahnklinik kann insofern als simpel erachtet werden, als der Abstand zwischen Strahlenquelle und dem auf dem Stativ montierten Schädelphantom auf 3 m definiert wurde, um zum einen eine parallele Strahlengeometrie zu gewährleisten und zum anderen die benötigten niedrigen Dosisleistungen zu garantieren. Als Bezugspunkt galten hier die Augeneinsätze bzw. für die unterschiedlichen Bestrahlungsgeometrien eben jener Augeneinsatz, welcher näher an der Strahlenquelle positioniert war.

Die angesprochenen Bestrahlungsgeometrien, welche in *Abbildung 5.4* dargestellt sind, beziehen sich auf die Kopfausrichtung des Operationspersonals in interventionell radiologischen Einheiten während der Strahlenexposition. Im Rahmen dieser Messungen wurde das im OP an sich anzutreffende Streufeld durch eine im Strahlenqualitäts-Bereich angepasste Direktstrahlung simuliert.

Die vier festgelegten Bestrahlungsgeometrien beziehen sich auf die/den Operateurin/Operateur bzw. die/den Chirurgen/Chirurgen, welcher seitlich direkt neben dem liegend positionierten Patienten den Eingriff vornimmt. Die erste der vier Bestrahlungsgeometrien (BG-1) sieht vor, dass die/der Operateurin/Operateur direkt auf den Patienten blickt – sprich direkt ins eigentliche Streustrahlenfeld – was einer vertikalen Kopfneigung von  $45^\circ$  nach vorne in der Sagittalebene entspricht.

Die zweite Bestrahlungsgeometrie (BG-2) verlangt zusätzlich zu BG-1 noch eine horizontale Kopffrotation um  $45^\circ$  in der Transversalebene. Diese  $45^\circ$ -Rotation wurde in den in der vorliegenden Arbeit beschriebenen Messungen immer nach links, also so durchgeführt, dass sich der linke Augeneinsatz im Vergleich zum rechten Augeneinsatz von der Strahlenquelle entfernte. BG-2 entspricht in der Realität in etwa der Kopfausrichtung der/des Operateurin/Operateurs bei Blick auf häufig verwendete Katheterzugänge im Bereich der *Vena femoralis* (Oberschenkelvene) oder *Vena jugularis externa/interna* (Halsvenen).

Bei der dritten Bestrahlungsgeometrie (BG-3) passiert keine Neigung oder Rotation. Hier wird der Blick der/des Operateurin/Operateurs auf einen abbildenden Monitor, welcher sich in geringer Entfernung vor bzw. leicht über ihr/ihm befindet, imitiert. Das Streustrahlenfeld fällt bei BG-3 somit im Winkel von  $45^\circ$  von unten in der Sagittalebene ein.

Die vierte Bestrahlungsgeometrie (BG-4) verlangt wieder zusätzlich zu BG-3 noch eine horizontale Kopffrotation um  $45^\circ$  in der Transversalebene. Die  $45^\circ$ -Rotation ist, wie schon bei BG-2 erwähnt, als Rotation nach links zu verstehen. Hier richtet sich der Blick der/des Operateurin/Operateurs zum Beispiel auf einen abbildenden Monitor, welcher im Winkel von  $45^\circ$  seitlich angebracht ist.

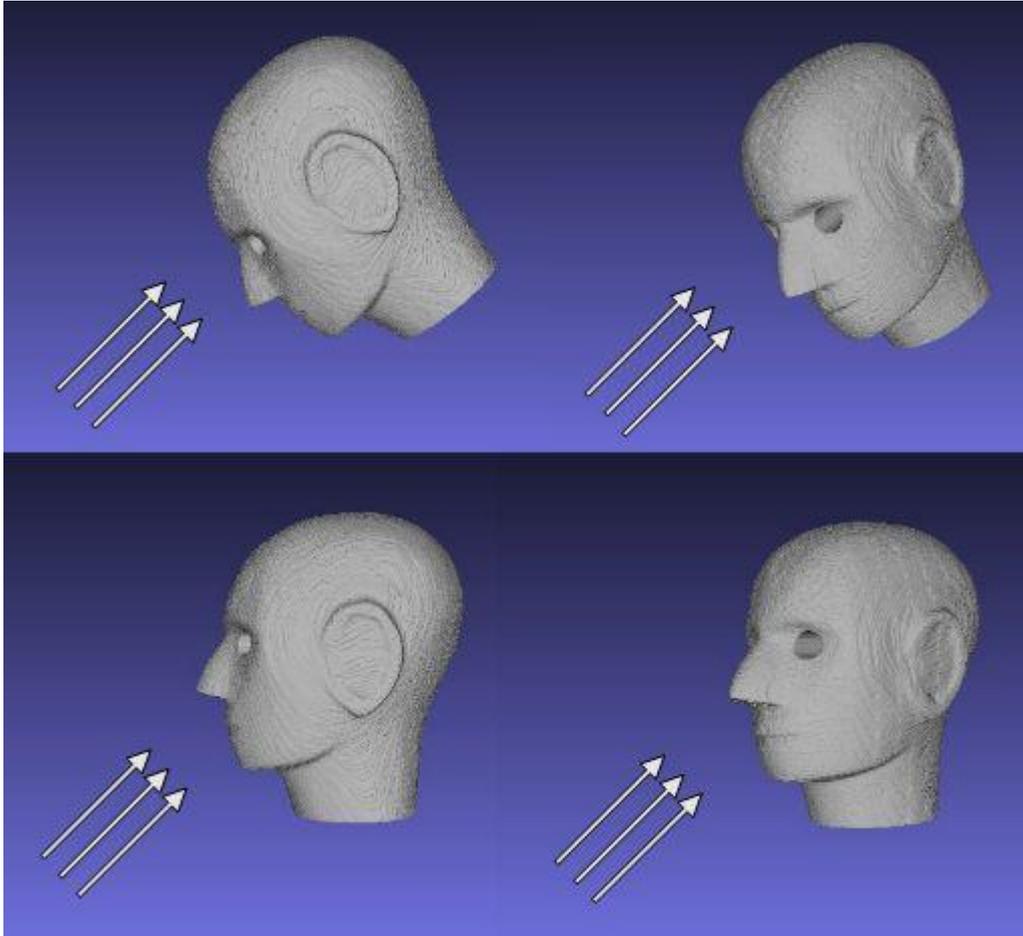


Abb. 5.4: Gewählte Bestrahlungsgeometrien: BG-1 (links oben) – BG-2 (rechts oben) – BG-3 (links unten) – BG-4 (rechts unten)

## 5.2 Messungen und Ergebnisse

Für die nun folgend diskutierten Bestrahlungsvorgänge muss jeweils zwischen dem Einsatz des Halbleiterdosimeters *Unfors EDD-30* und dem Einsatz der TLD-Chips unterschieden werden. Für das Messgerät *Unfors EDD-30* wurde bei allen vier vorgestellten Bestrahlungsgeometrien von sämtlichen in *Tabelle 5.1* gelisteten Strahlenqualitäten Gebrauch gemacht.

<b>Bestrahlungsgeometrien</b>	<b>[kV]</b>	<b>[mAs]</b>	<b>Zusatzfilterung [mm Cu]</b>
BG-1, BG-2, BG-3, BG-4	60	10	0
BG-1, BG-2, BG-3, BG-4	70	10	0
BG-1, BG-2, BG-3, BG-4	81	10	0
BG-1, BG-2, BG-3, BG-4	60	100	0,3
BG-1, BG-2, BG-3, BG-4	70	52	0,3
BG-1, BG-2, BG-3, BG-4	81	32	0,3

Tab. 5.1: Gewählte Strahlenqualitäten für Messungen mit *Unfors EDD-30*

Für den Einsatz der TLD-Chips wurden für BG-1 und BG-3 sowie für BG-2 und BG-4 jeweils die gleichen Strahlenqualitäten verwendet, siehe *Tabelle 5.2*.

<b>Bestrahlungsgeometrien</b>	<b>[kV]</b>	<b>[mAs]</b>	<b>Zusatzfilterung [mm Cu]</b>
BG-2, BG-4	60	50	0
BG-1, BG-2, BG-3, BG-4	70	32	0
BG-2, BG-4	81	25	0
BG-2, BG-4	60	250	0,3
BG-1, BG-2, BG-3, BG-4	70	125	0,3
BG-2, BG-4	81	80	0,3

Tab. 5.2: Gewählte Strahlenqualitäten für Messungen mit TLD-Chips

Sowohl die Messergebnisse für die Messungen mit *Unfors EDD-30*, als auch jene mit den TLD-Chips sind im *Anhang D* zusammengefasst. Zusätzlich ist auch bereits eine erste Gegenüberstellung der beiden Datensätze, was die gemessenen Dosiswerte betrifft, in *Anhang D* dargelegt. Eine weiterführende Analyse der gesammelten Daten wird im nun folgenden Unterkapitel *5.3 Analyse der Messergebnisse* vorgenommen.

## 5.3 Analyse der Messergebnisse

### 5.3.1 Messdaten *Unfors EDD-30*

Die im *Anhang D* zusammengefassten Messergebnisse für die Messungen mit *Unfors EDD-30* sind in den drei Graphen in *Abbildung 5.5*, *Abbildung 5.6* und *Abbildung 5.7* dargestellt. Vom Hersteller wird eine Messunsicherheit von  $\pm 6\%$  am Kalibrierpunkt angegeben. Aus allen drei Graphen ist unmissverständlich herauszulesen, welchen Einfluss die unterschiedlichen Bestrahlungsgeometrien auf die einzelnen Oberflächenexpositions-Positionen haben. Die Position *MI Stirn* lässt ein zu erwartendes strahlenqualitätunabhängiges Abschwächen der akkumulierten Dosis von BG-1 bis BG-4 erkennen. Für die Position *LI Stirn* zeigt sich allerdings, dass BG-2 und BG-3 nahezu exakt gleiche Ergebnisse liefern. Auch für BG-1 und BG-2 ist dies für die Position *RE Stirn* der Fall, wobei dies großteils durch die  $45^\circ$ -Rotation nach links in der Transversalebene zu erklären ist. Laut Hersteller *Unfors* liegt beim Messgerät *EDD-30* eine vernachlässigbar kleine Winkelabhängigkeit der Sensoren vor, welche hier erstmals, wenn auch nur in geringem Ausmaß, angezweifelt werden darf.

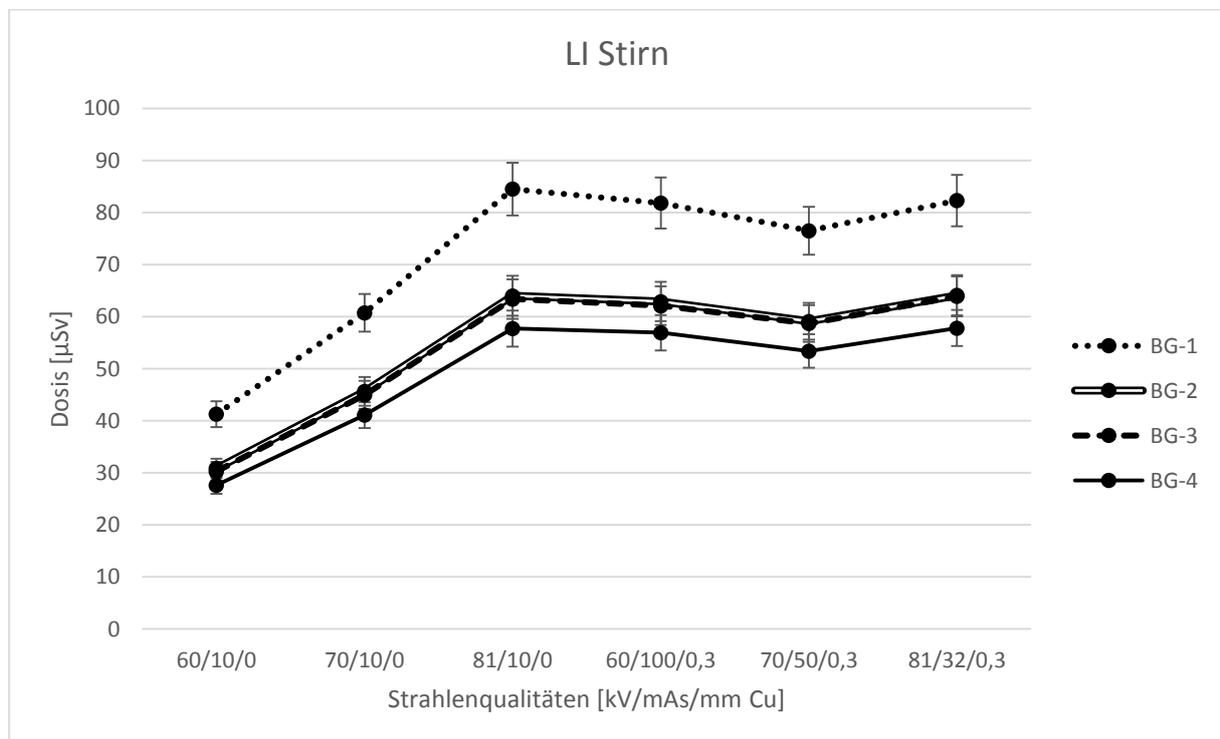


Abb. 5.5: *Unfors EDD-30*: OEP *LI Stirn* – für alle vier Bestrahlungsgeometrien

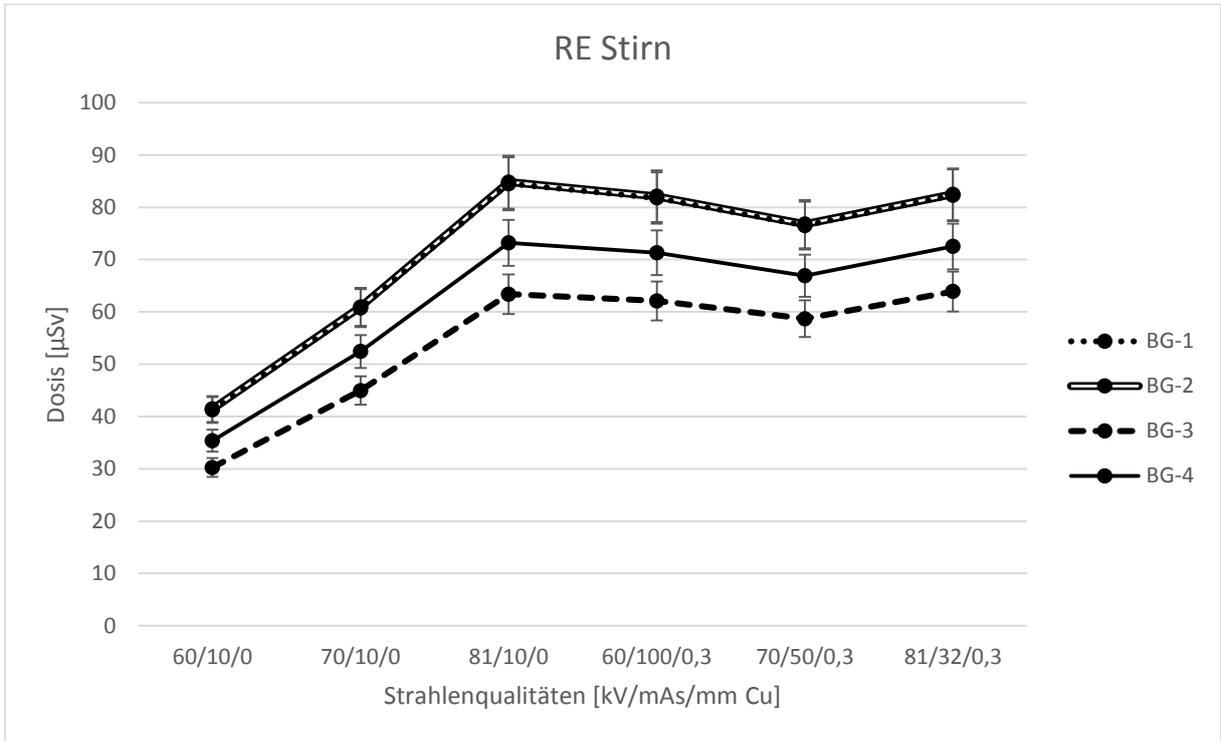


Abb. 5.6: *Unfors EDD-30*: OEP RE Stirn – für alle vier Bestrahlungsgeometrien

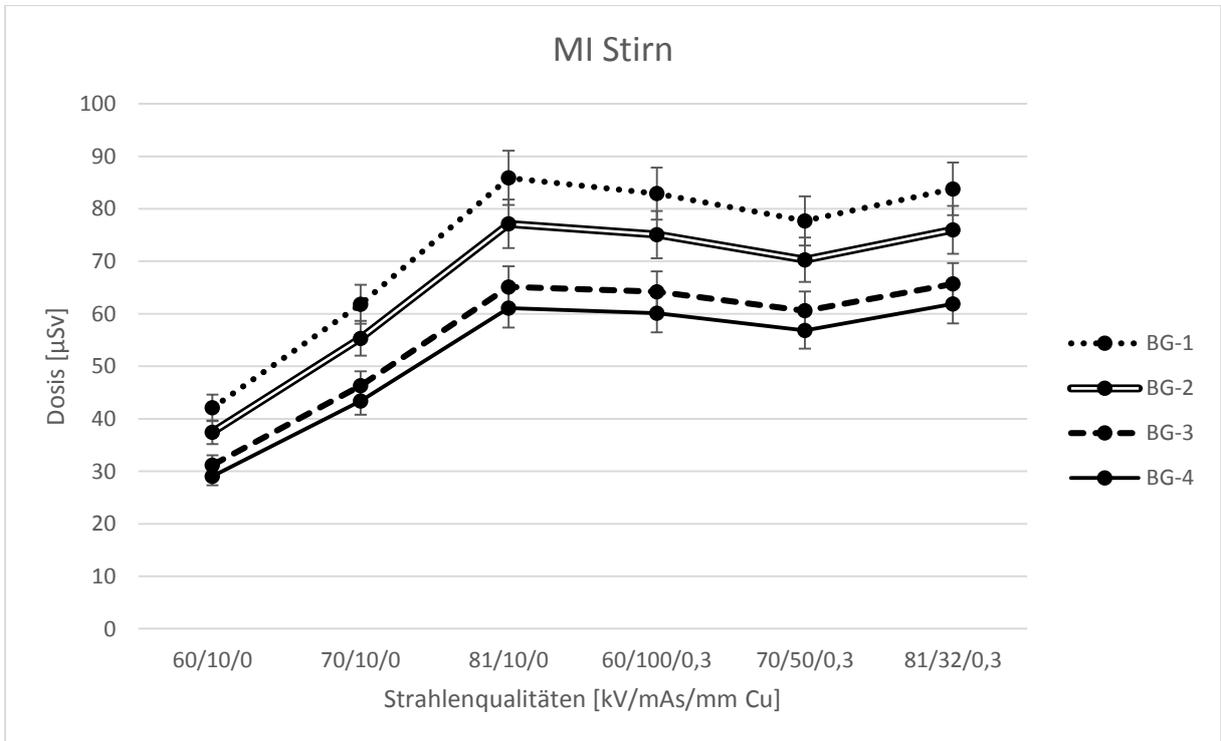


Abb. 5.7: *Unfors EDD-30*: OEP MI Stirn – für alle vier Bestrahlungsgeometrien

Vor allem bei BG-2 und BG-4 ist beim Vergleich der einzelnen Oberflächenexpositions-Positionen sehr deutlich zu erkennen, welchen großen Einfluss eine simple 45°-Rotation in der Transversalebene auf die akkumulierte Dosis hat. In den folgend dargestellten Graphen in *Abbildung 5.8* und *Abbildung 5.9* können für BG-2 und BG-4 die jeweiligen Messergebnisse normiert auf die Oberflächenexpositions-Position *MI Stirn* analysiert werden. Es ist deutlich zu erkennen, dass sich die Oberflächenexpositions-Position *RE Stirn* im Vergleich zu *MI Stirn* von BG-2 zu BG-4 prozentuell stark erhöht.

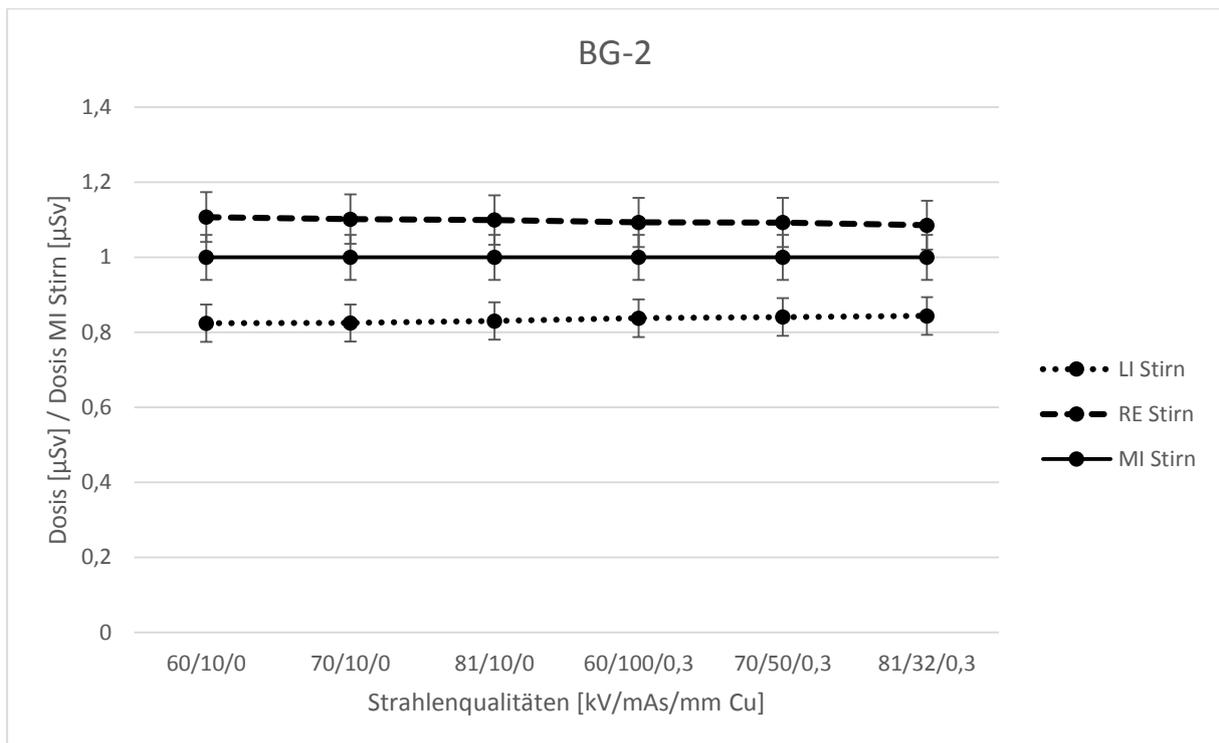


Abb. 5.8: Unfors EDD-30: BG-2 – für alle Oberflächenexpositions-Positionen

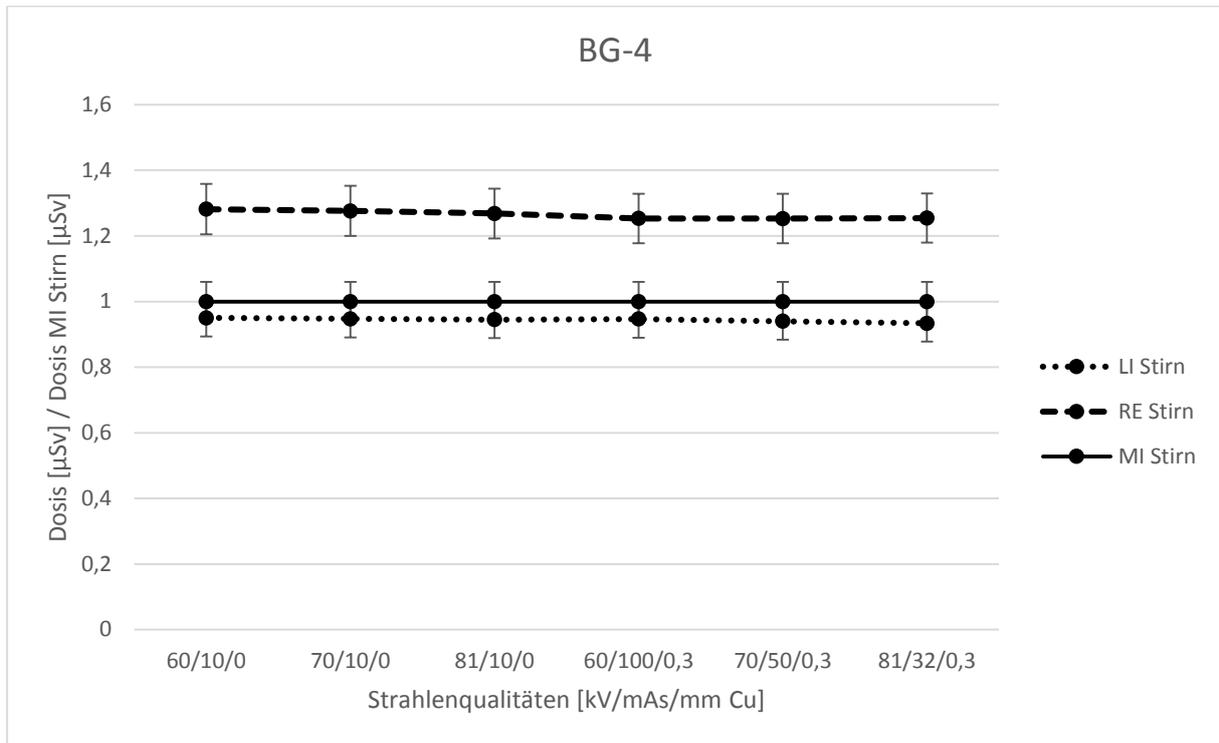


Abb. 5.9: Unfors EDD-30: BG-4 – für alle Oberflächenexpositions-Positionen

### 5.3.2 Messdaten TLD-Chips

Zuerst werden in den Graphen zu *Abbildung 5.10* (70 kV; 0 mm Cu) und *Abbildung 5.11* (70 kV, 0,3 mm Cu) bei jeweils gleichen Strahlenqualitäten, die vier Bestrahlungsgeometrien unter die Lupe genommen. Hierbei werden die Absolutwerte der gemessenen Dosen abgebildet.

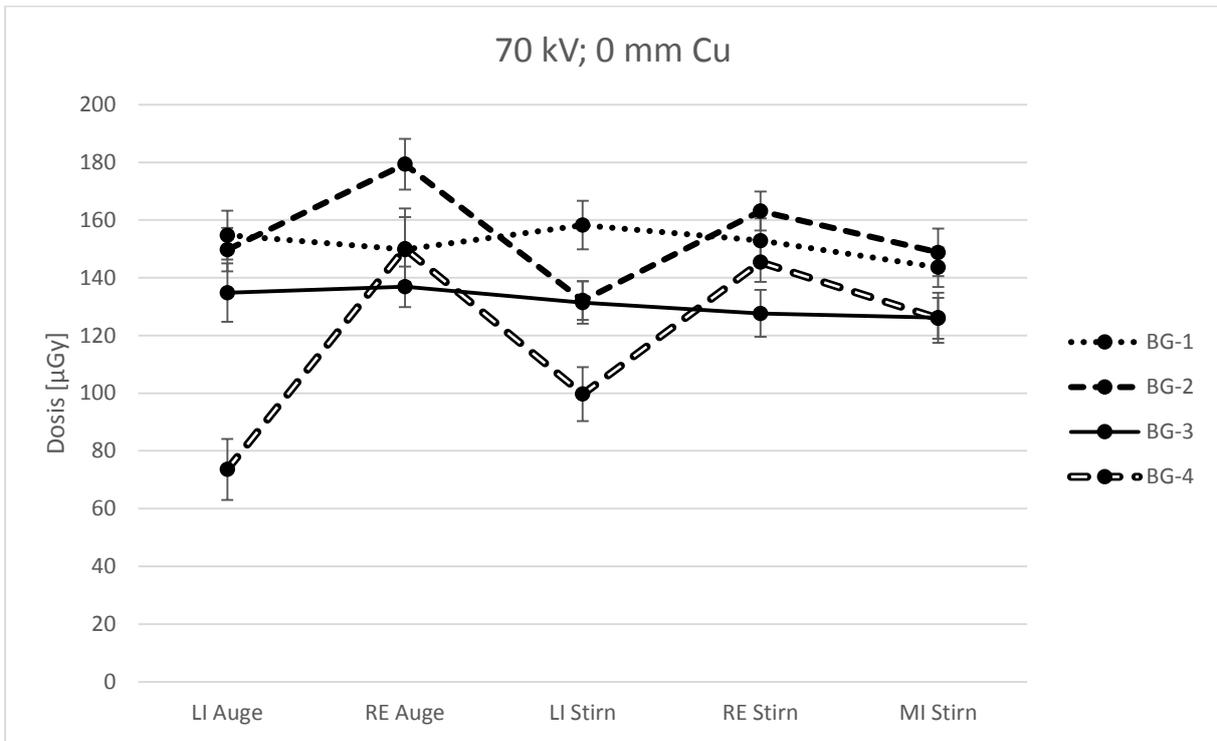


Abb. 5.10: TLD-Chips: Strahlenqualität 70 kV; 0 mm Cu – für alle Bestrahlungsgeometrien

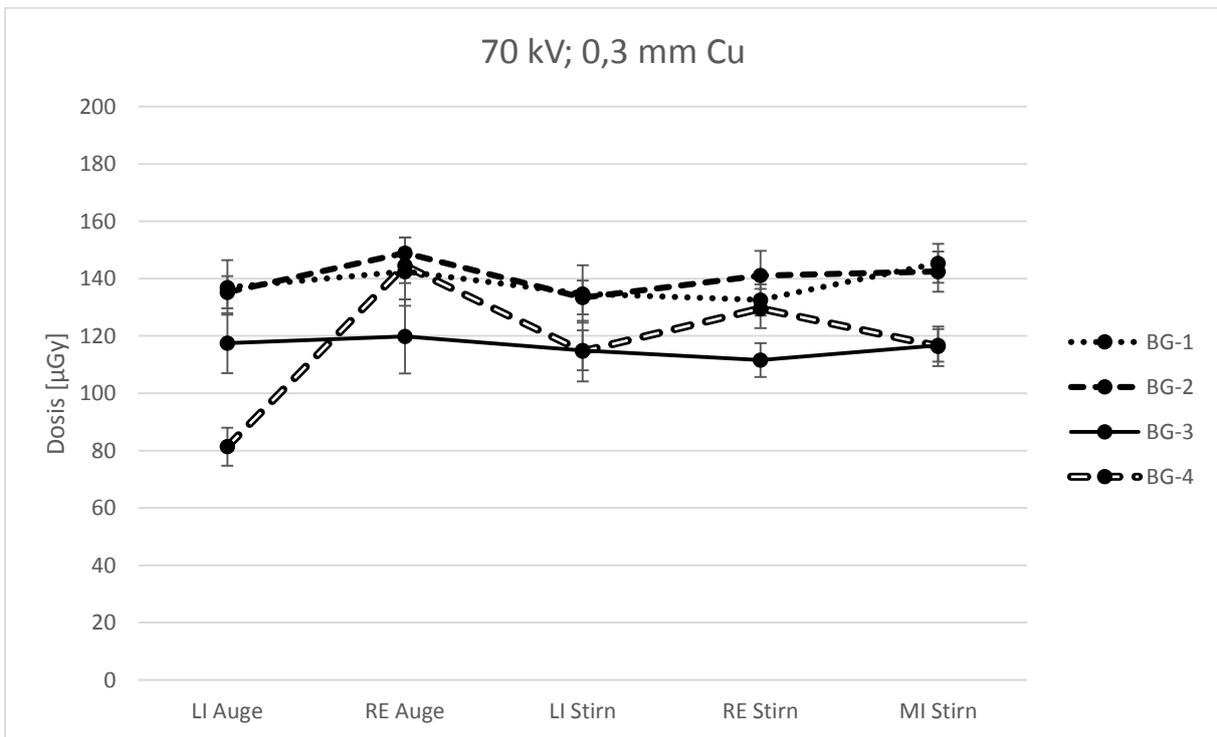


Abb. 5.11: TLD-Chips: Strahlenqualität 70 kV; 0 mm Cu – für alle Bestrahlungsgeometrien

In beiden Abbildungen ist deutlich die Charakteristik jeder Bestrahlungsgeometrie zu erkennen. Sowohl der Kurvenverlauf von BG-1 und BG-3 sowie von BG-2 und BG-4 ähneln sich bis auf die Tatsache, dass BG-3 und BG-4 die quantitative Ausbeute betreffend, klar zurückliegen. Für die nicht seitlich um 45° rotierten Geometrien BG-1 und BG-3 sind ziemlich ausgewogene Dosisverteilungen zu erkennen, während bei den Geometrien BG-2 und BG-4 deutlich zu entnehmen ist, dass hier eine seitliche Rotation nach links stattgefunden haben muss, da sich sowohl die Dosisausbeute *RE Auge* und *RE Stirn* erhöht als auch *LI Auge* und *LI Stirn* eindeutig verringert hat. Besonders auffallend ist der Messwert *LI Auge* bei BG-4, welcher aufgrund von bereits vorhandener stärkerer Abschirmung durch umliegendes Gewebe (hier Material) bzw. sehr flach einfallender Strahlung, eine Dosisausbeute vorweist, die nur knapp über der Hälfte jener Ausbeute liegt, die bei gleicher Geometrie bei *RE Auge* festgestellt wurde.

In den folgenden vier Abbildungen – *Abbildung 5.12*, *Abbildung 5.13*, *Abbildung 5.14* und *Abbildung 5.15* – sind die zu jeder der vier Bestrahlungsgeometrien erhobenen Daten graphisch in Liniendiagrammen aufbereitet – jeweils normiert auf die OEP *MI Stirn*.

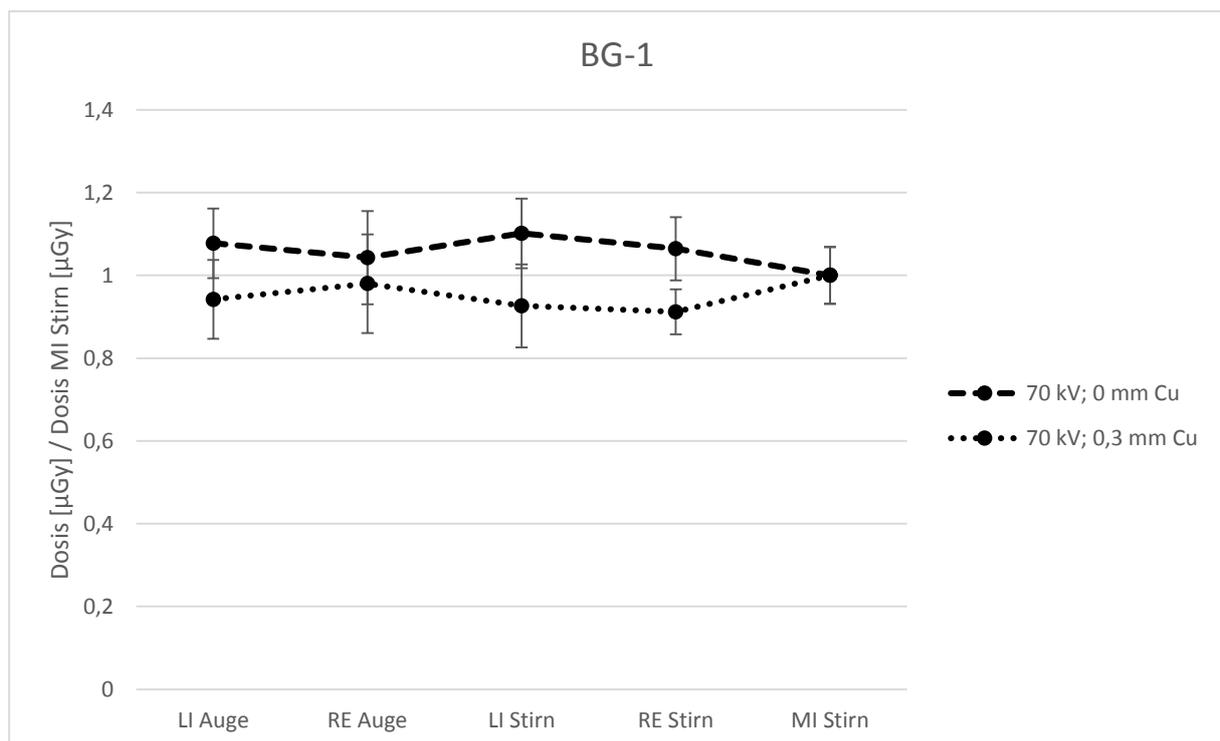


Abb. 5.12: TLD-Chips: BG-1 – Liniendiagramm

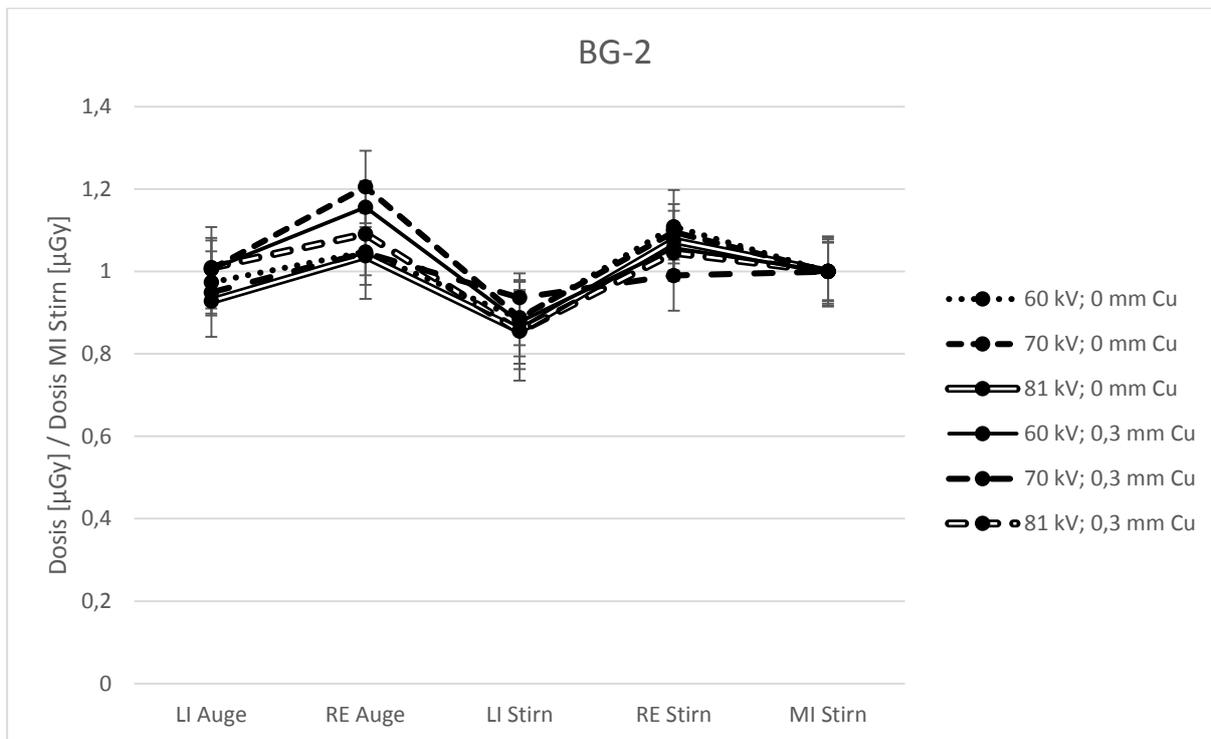


Abb. 5.13: TLD-Chips: BG-2 – Liniendiagramm

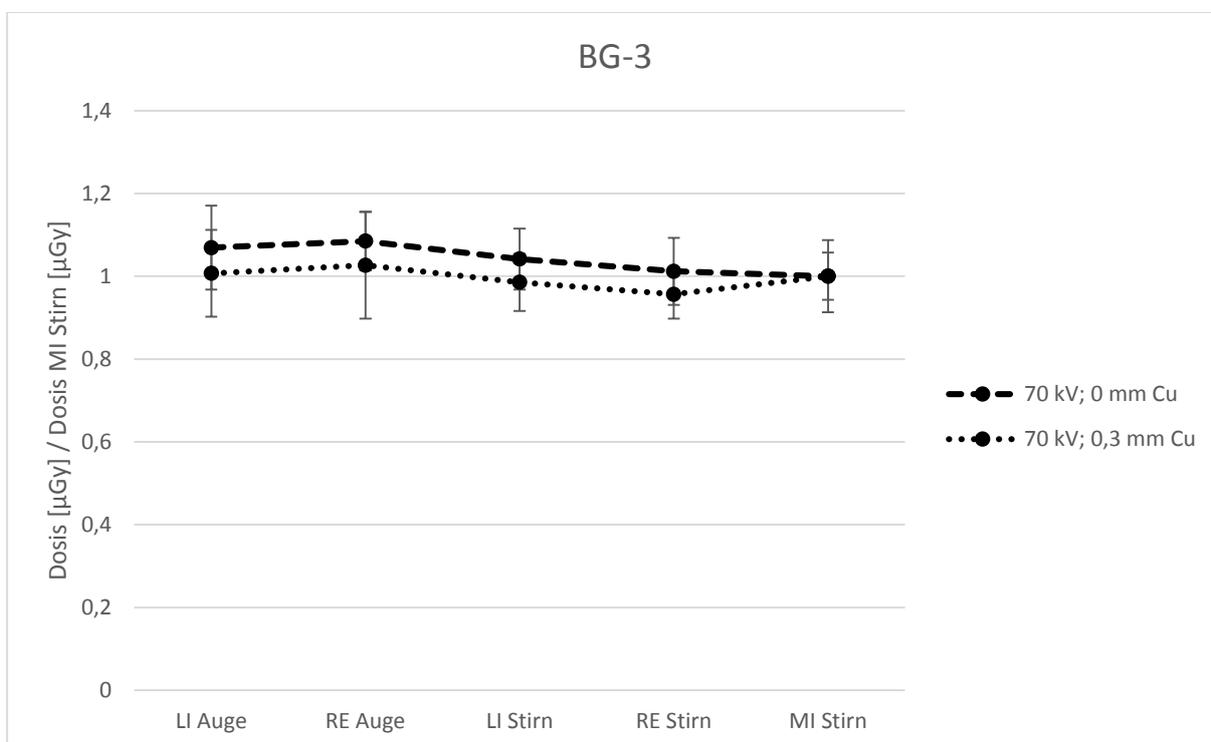


Abb. 5.14: TLD-Chips: BG-3 – Liniendiagramm

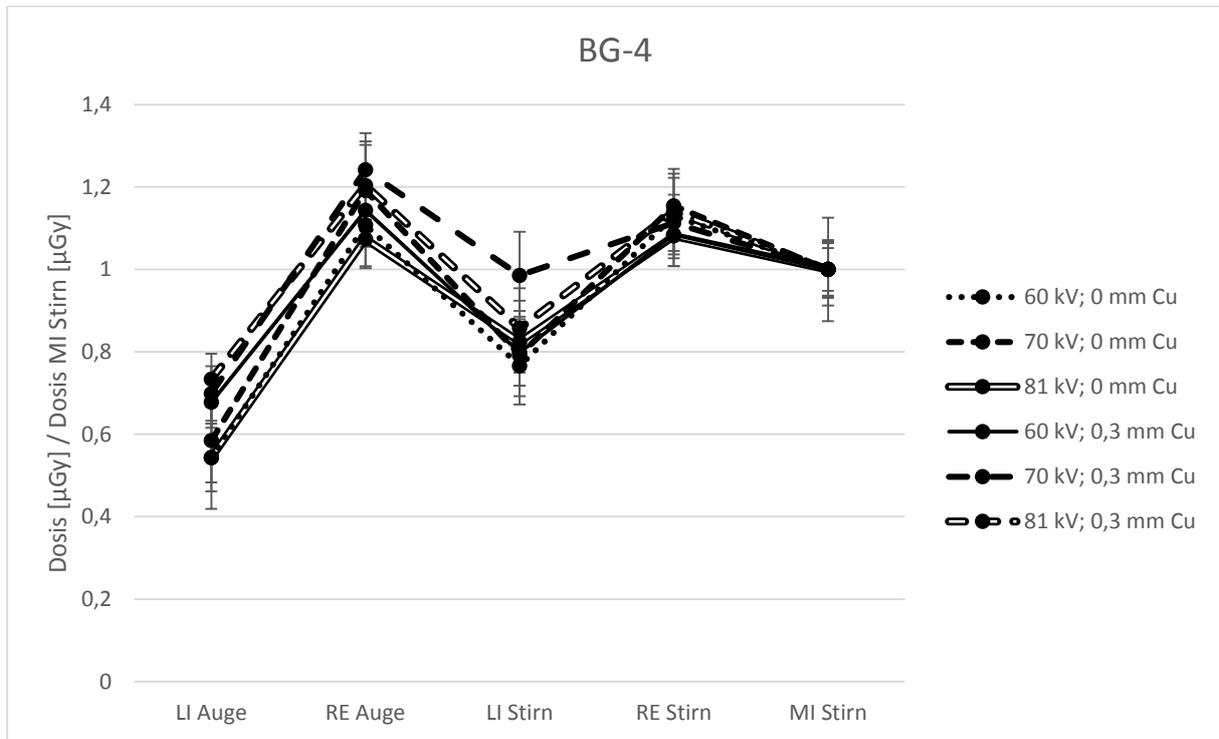


Abb. 5.15: TLD-Chips: BG-4 – Liniendiagramm

Zusätzlich werden die gleichen Datensätze auch noch als Säulendiagramme in *Abbildung 5.16*, *Abbildung 5.17*, *Abbildung 5.18* und *Abbildung 5.19* dargestellt um weitere Auffälligkeiten herauszuarbeiten – wiederum normiert auf die OEP *MI Stirn*.

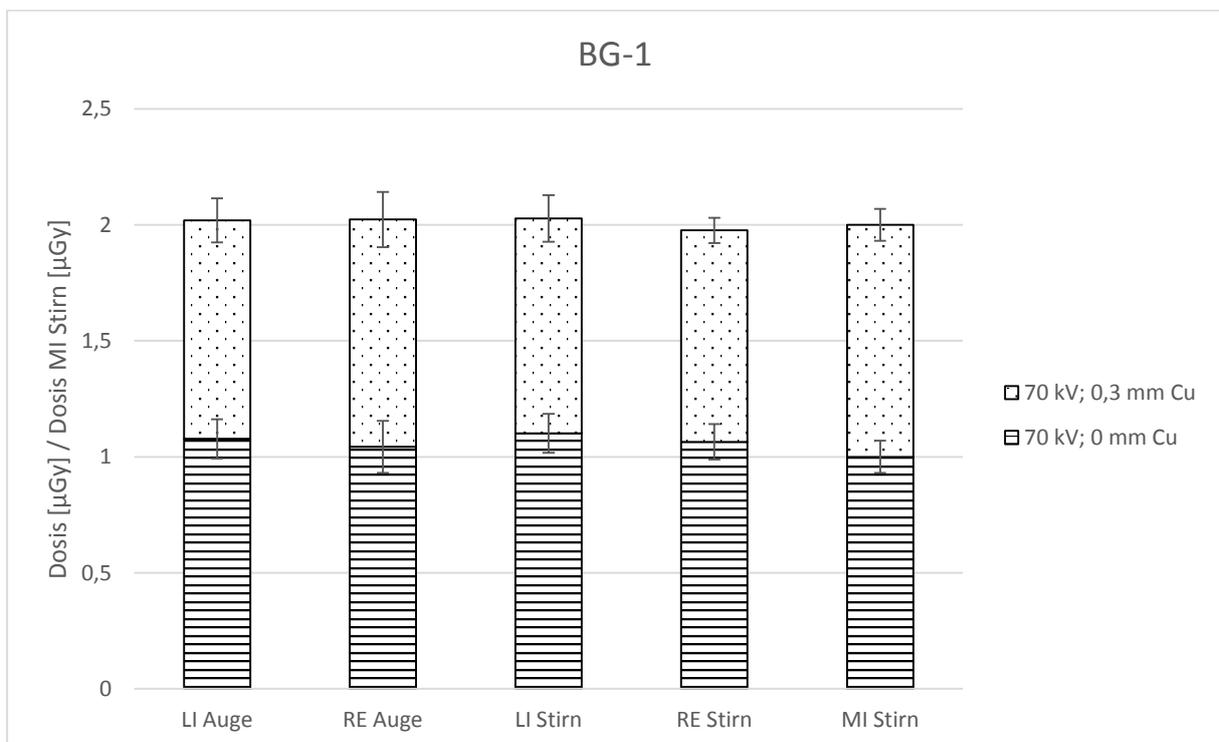


Abb. 5.16: TLD-Chips: BG-1 – Säulendiagramm

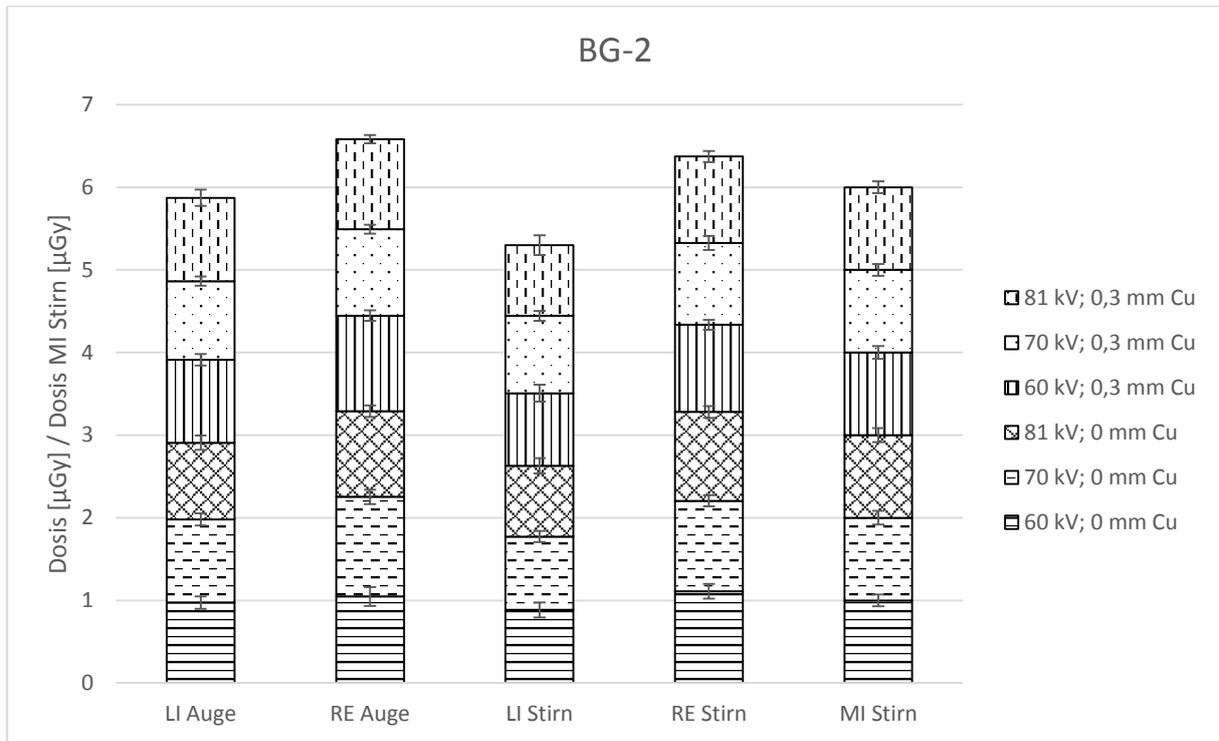


Abb. 5.17: TLD-Chips: BG-2 – Säulendiagramm

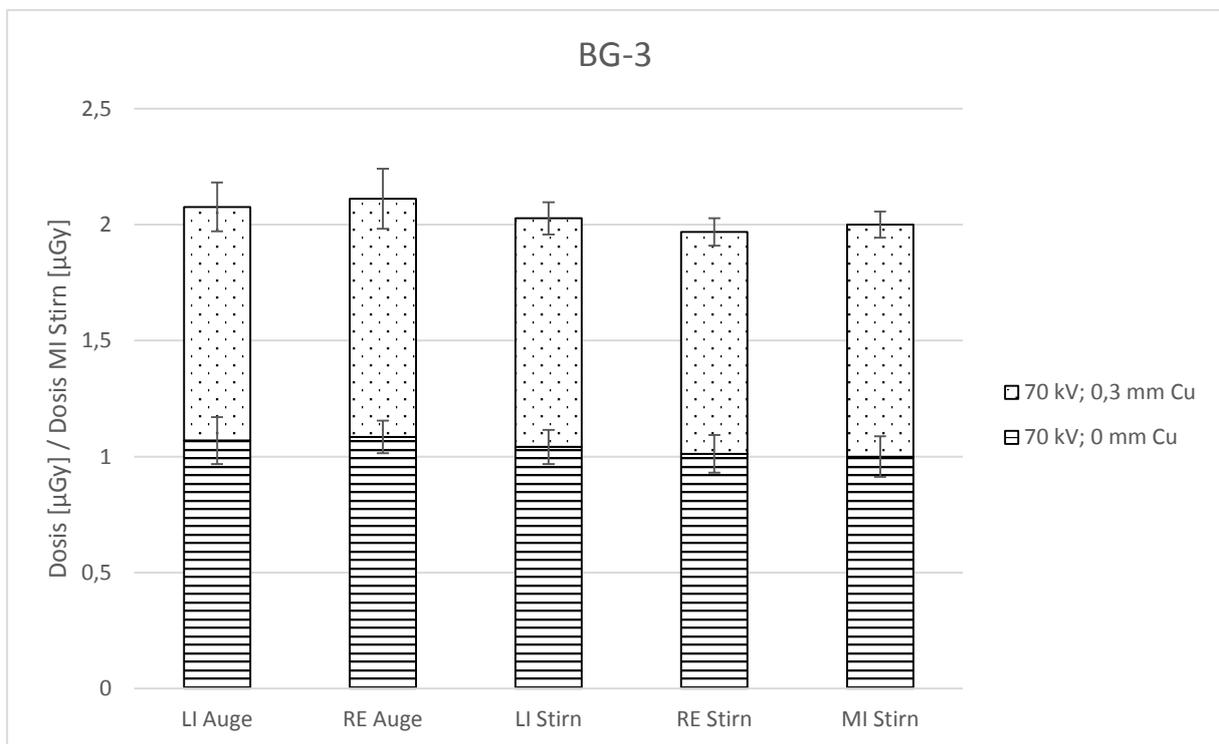


Abb. 5.18: TLD-Chips: BG-3 – Säulendiagramm

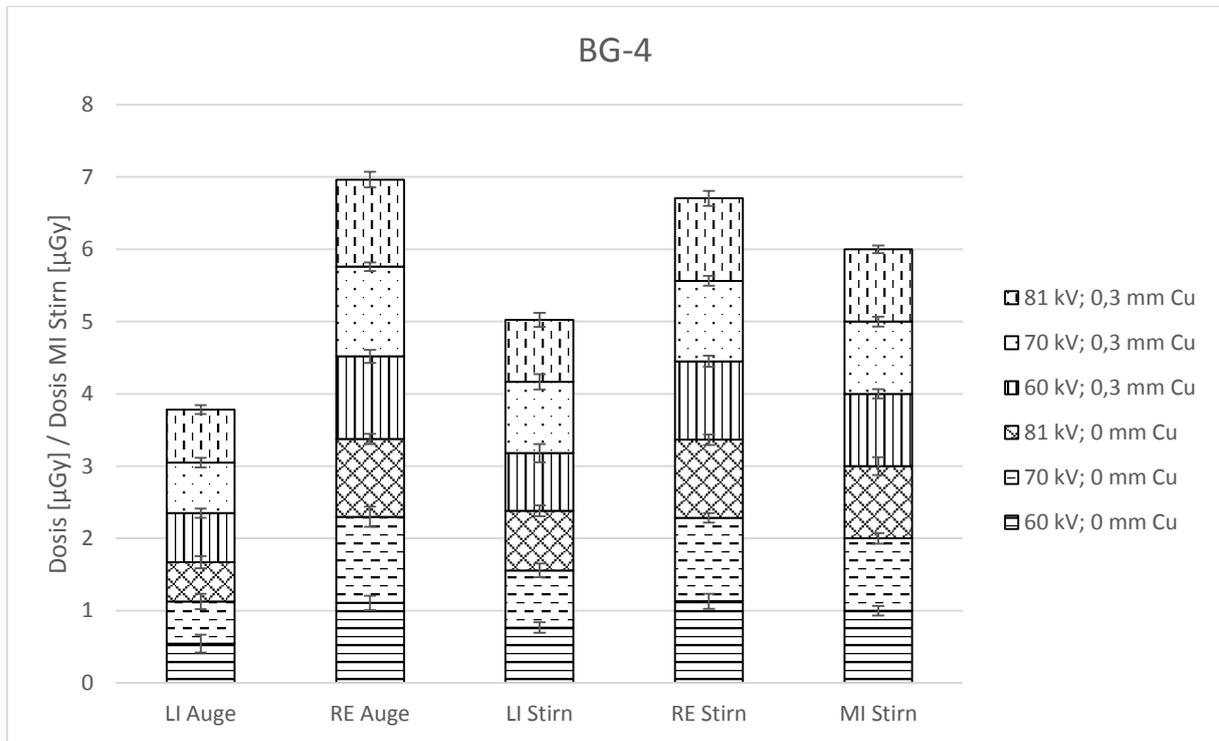


Abb. 5.19: TLD-Chips: BG-4 – Säulendiagramm

Vor allem die Säulendiagramme machen die vorherrschende Dosisverteilung durch Summation der Messwerte der verschiedenen Strahlenqualitäten noch deutlicher erkennbar. Neben der bereits besprochenen Unterschiede bei den Geometrien BG-2 und BG-4 was die Ausbeute der linken und rechten Messwerte betrifft, können hier nun Aussagen über die Korrelation von Augenlinsendosis zur Stirndosis getroffen werden.

Für BG-1 ist zu erkennen, dass die Dosisausbeute der Augenlinsen, wenn überhaupt, dann nur marginal über jener der Stirn liegt, was in diesem Fall trotz der Gewebetiefe von 3 mm auf die direkter einfallendere Strahlung zurückzuführen wäre.

Für BG-2 ist ein ähnliches Verhalten wie für BG-1 zu erkennen, mit dem Unterschied, dass sich aufgrund der seitlichen Rotation um 45° nach links eine Differenz zwischen den linken und rechten Messwerten ergibt. Bei BG-2 ist der Unterschied zwischen Augenlinsen und Stirn allerdings bereits etwas deutlicher zu charakterisieren als bei BG-1.

Auch BG-3 verhält sich in dieser Hinsicht konsistent. Obwohl die quantitative Ausbeute im Vergleich zu BG-1 um fast ein Sechstel sinkt, ist die höhere Dosisausbeute wieder auf Seiten

der Augenlinsen zu beobachten. Hier hat abermals die direkter einfallendere Strahlung einen größeren Einfluss auf das Messergebnis als die Gewebeabschirmung von 3 mm.

Allein bei BG-4 ist eine Änderung der Dosisverteilung zu beobachten. Hier ist zu erkennen, dass der Messwert *LI Auge* signifikant unter dem Messwert *LI Stirn* liegt. Allerdings ist auch für dieses Ergebnis wieder die Bestrahlungsgeometrie selbst verantwortlich. Es kommt hier im Bereich der linken Augenlinse schon zu einer vielfach stärkeren anatomischen Abschirmung, welche vor allem durch den Nasenrücken bedingt ist.

Es liegen somit keine großen Überraschungen in den Ergebnissen der Untersuchungen vor. Den weitaus größten Einfluss auf die Messergebnisse übt zweifelsohne die Bestrahlungsgeometrie aus. Die Gewebstiefe der Augenlinse – 3 mm – kann nahezu vernachlässigt werden, sobald keine direkte Einstrahlung mehr erfolgt.

Was die Korrelation von Augenlinsendosis zu Stirndosis betrifft, kann festgehalten werden, dass die Stirndosis nur in Fällen von nahezu direkt einfallender Strahlung – wie es in BG-1 der Fall ist (unter Umständen auch noch in BG-3) – eine gute Abschätzung für die Augenlinsendosis darstellt. Bei anderen Projektionsrichtung bzw. Bestrahlungsgeometrien ist die räumliche Distanz zwischen den zu vergleichenden Messpunkten zu groß bzw. die anatomische Umgebung zu unterschiedlich, wodurch die Dosisausbeute zwischen Augenlinse und Stirn nicht mehr korreliert.

Eine distanzlich nähere Messposition mit angepasster anatomischer Umgebung zu finden, ist leider schwer zu realisieren, da die/der mit Messsystem bestückte Operateurin/Operateur in seiner Tätigkeit nicht eingeschränkt werden darf. Eine Möglichkeit näher an die eigentlich interessante Messposition heranzukommen, ist das von Bilski et al. entwickelte *EYE-D*<sup>TM</sup> [13]. Auch wenn die entwickelte Halterung für TLD-Chips eine Möglichkeit erwirkt näher an die Augenlinse heranzukommen, ist doch zu vermuten, dass die seitliche Fixierung bei gewissen Bestrahlungsgeometrien keine gute Abschätzung der Augenlinsendosis mehr zulässt.

### 5.3.3 Korrelation zwischen TLD-Chips und *Unfors EDD-30*

In *Abbildung 5.20*, *Abbildung 5.21*, *Abbildung 5.22* und *Abbildung 5.23* werden die Ergebnisse der Messungen mit TLD-Chips jenen des Messgeräts *Unfors EDD-30* in vier Graphen gegenübergestellt. Die Messwerte der TLD-Chips liegen nahezu für jede Bestrahlungsgeometrie unter ihren Vergleichswerten des *Unfors EDD-30*.

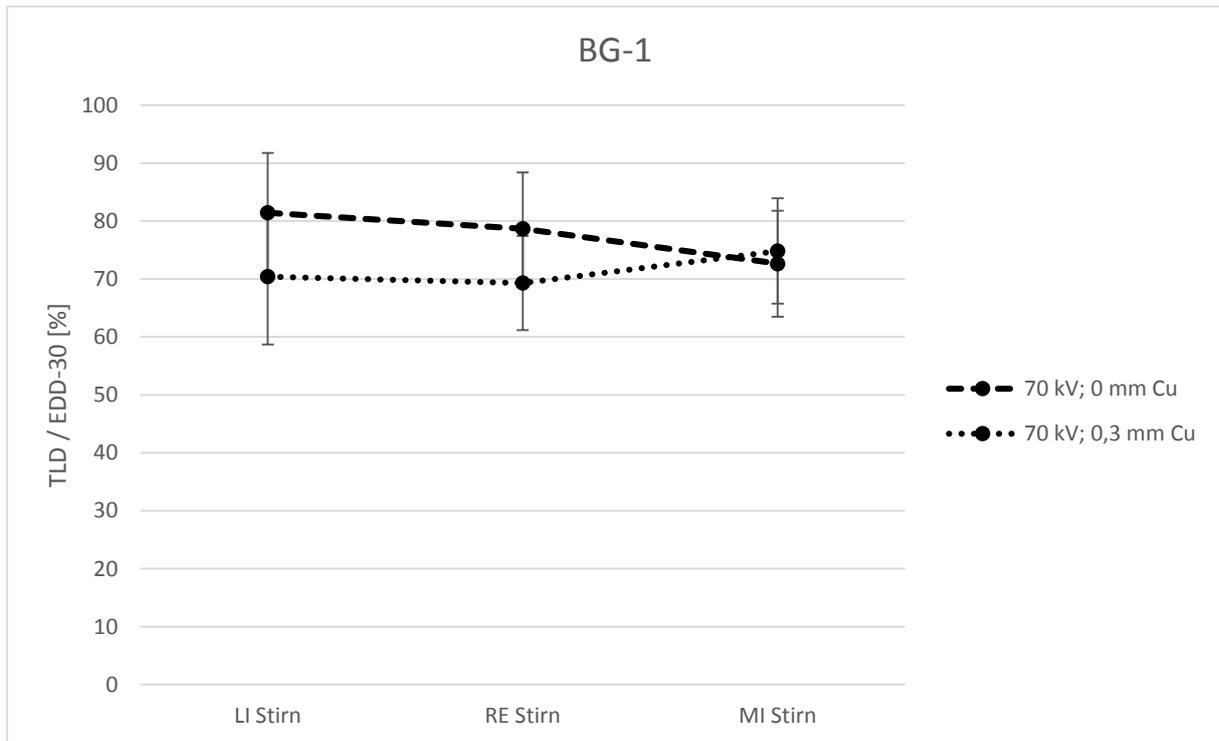


Abb. 5.20: TLD-Chips / *Unfors EDD-30* [%]: BG-1 – für alle Oberflächenexpositions-Positionen

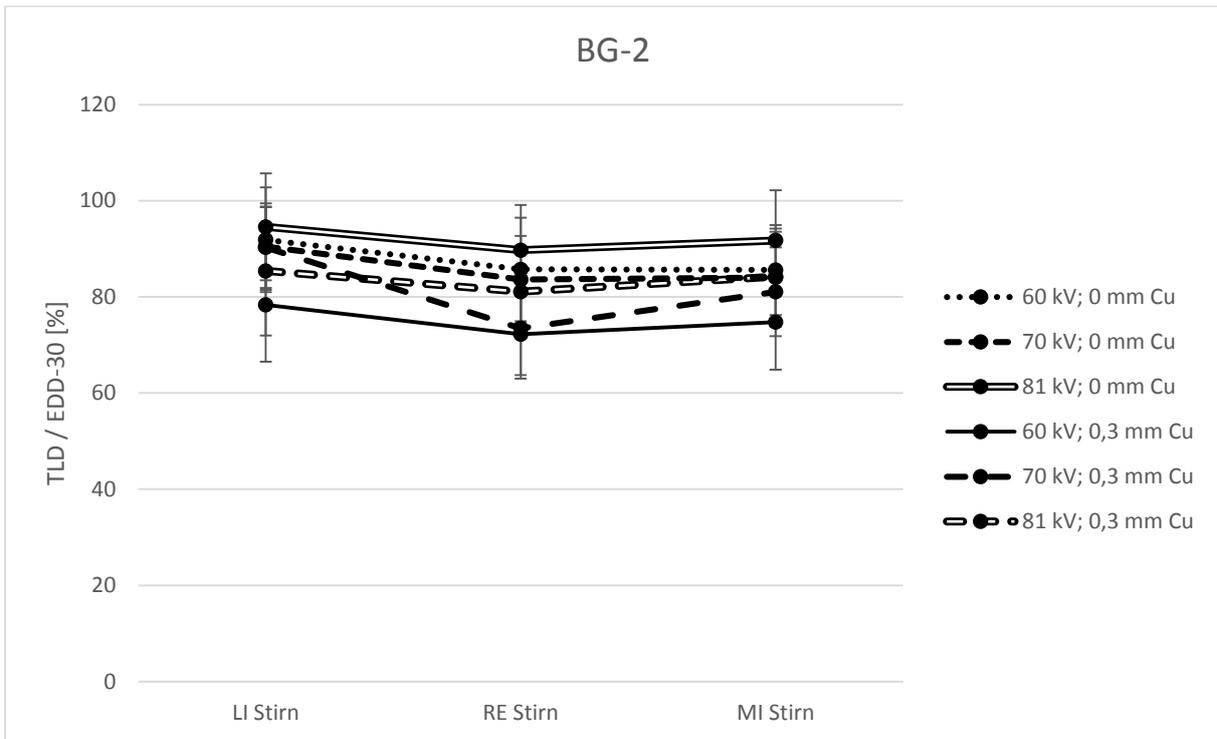


Abb. 5.21: TLD-Chips / *Unfors EDD-30* [%]: BG-2 – für alle Oberflächenexpositions-Positionen

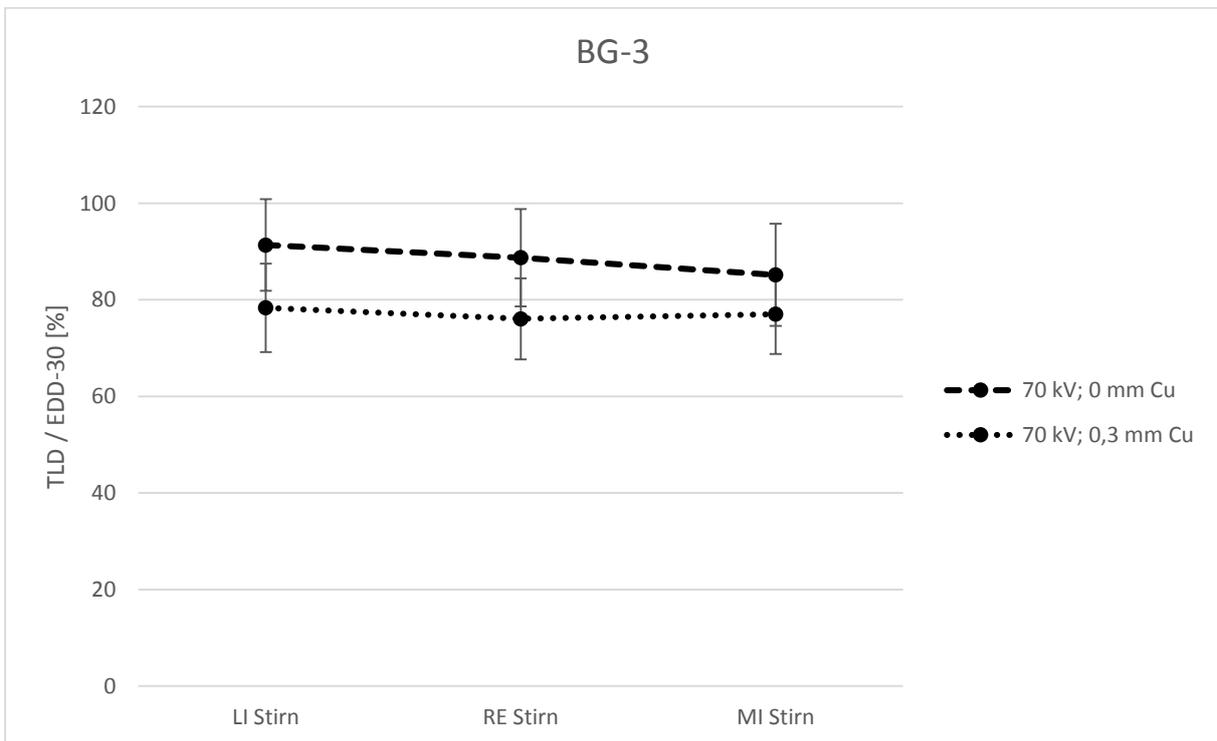


Abb. 5.22: TLD-Chips / *Unfors EDD-30* [%]: BG-3 – für alle Oberflächenexpositions-Positionen

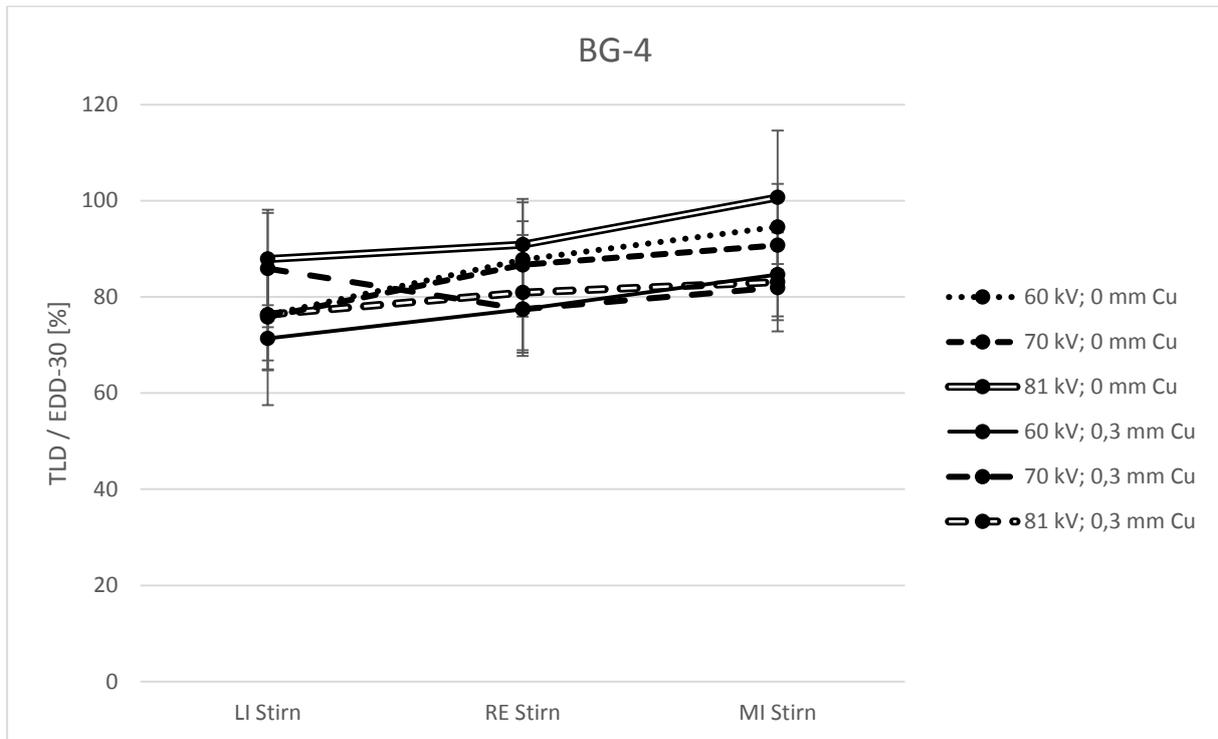


Abb. 5.23: TLD-Chips / Unfors EDD-30 [%]: BG-4 – für alle Oberflächenexpositions-Positionen

Ein interessantes Phänomen lässt sich zwischen den Bestrahlungsgeometrien BG-2 und BG-4 erkennen. Hier verschlechtert sich die Dosisausbeute der TLD-Chips an der OEP *LI Stirn* verglichen zu jener von *Unfors EDD-30* von überdurchschnittlichen Werten im Vergleich zu *RE Stirn* und *MI Stirn* in BG-2, zu unterdurchschnittlichen Werten in BG-4. Hier dürfte die Sensordicke des *Unfors EDD-30* mit 6 mm – Dicke der TLD-Chips ca. 0,80 mm – eine nicht zu unterschätzende Auswirkung auf die Dosisausbeute haben. Durch die größere Sensordicke kommt es zu einer geringeren Abschirmung und direkter einfallenderer Strahlung.

Für alle vier Bestrahlungsgeometrien ist des Weiteren zu erkennen, dass die prozentuelle Dosisausbeute innerhalb einer Strahlenqualität abhängig von der OEP ist. Dies lässt wiederum auf eine nicht zu vernachlässigende Winkelabhängigkeit auf Seiten des Messgeräts *Unfors EDD-30* – wie schon im Unterkapitel 5.3.1 *Messdaten Unfors EDD-30* diskutiert – schließen.

### 5.3.4 Konversionsfaktoren

In *Anhang E* ist zu jeder der 4 Bestrahlungsgeometrien eine Tabelle mit Konversionsfaktoren ersichtlich. Die Konversionsfaktoren beziehen sich immer prozentuell auf den Messwert *RE Auge* (TLD). Zusätzlich zu den anderen TLD-Messwerten – *RE Stirn*, *LI Auge*, *LI Stirn* und *MI*

*Stirn* – werden auch noch die Konversionsfaktoren zu den *Unfors-EDD-30*-Messwerten – gekennzeichnet mit *U* – angegeben.

Für die Bestrahlungsgeometrien BG-2 und BG-4 lässt sich ein Vergleich zu den von Geber et al. [15] veröffentlichten Messergebnissen ziehen. Geber et al. [15] gehen im Gegensatz von einer linksseitigen Bestrahlung aus und definieren noch weitere Oberflächenespositions-Positionen seitlich neben den Augen. Dennoch können zumindest die OEP *RE Stirn* und *MI Stirn* gegenübergestellt werden.

Für die OEP *RE Stirn* gibt der Vergleichswert in Geber et al. [15] eine Dosisausbeute von 87 % (55 – 108) – normiert auf die gemessene Augenlinsendosis derselben Seite – an. Für BG-2 lässt sich hier bei *RE Stirn* eine Dosisausbeute von 97 % (85 – 109) und bei BG-4 eine Dosisausbeute von 96 % (83 – 109) herauslesen.

Für die OEP *MI Stirn* beziffern Geber et al. [15] die Dosisausbeute mit 80 % (75 – 84). BG-2 liefert an dieser Stelle eine Dosisausbeute von 91 % (82 – 100) und BG-4 eine Dosisausbeute von 86 % (76 – 96).

Die eher geringen Abweichungen zu den von Geber et al. [15] veröffentlichten prozentuellen Dosisausbeuten sind aufgrund der sicherlich vorhandenen Unterschiede in Bezug auf die Bestrahlungsgeometrien zu erklären.

## 6 Schlussbetrachtung

Neben weiteren Zielsetzung wurde im Rahmen dieser Diplomarbeit vor allem der Frage nach Korrelation zwischen Augenlinsendosis und Stirndosis für beruflich strahlenexponierte Personen in der klinisch diagnostischen und interventionellen Radiologie besondere Aufmerksamkeit zuteil.

Für diese Zwecke wurde ein anthropomorphes Schädelphantom am Rechner entworfen und passende Augeneinsätze entwickelt. Für die Konstruktion des Schädelphantoms sowie der Augeneinsätze wurde die Methode des 3D-Druckes bemüht. Zusätzlich wurde ein praktikabler Messaufbau zur Durchführung der geplanten Experimente im Strahlenfeld verwirklicht.

Als Nachweismedium standen Thermolumineszenzdosimeter (LiF:Mg,Cu,P-Chips) des Typs *GR-200A (Solid Dosimetric and Method Laboratory, Peking, China)* zur Verfügung. Jeweils drei dieser TLD-Chips fanden in den modellierten Augeneinsätzen in einer Gewebetiefe von exakt 3 mm Platz. Zusätzlich wurden die TLD-Chips durch Fixierung an drei festgelegten sogenannten Oberflächenexpositions-Positionen zur Messung der Stirndosis eingesetzt.

Bevor die Thermolumineszenzdosimeter in den eigentlichen Experimenten Verwendung fanden, wurde ihr Verhalten in ausgiebigen Referenzmessungen und Kalibrierungen im Strahlenfeld einer CS-137-Quelle sowie im Röntgenfeld studiert.

Neben den Thermolumineszenzdosimetern wurde auch ein Halbleiterdosimeter – *Unfors EDD-30 (Unfors, Billdal, Schweden)* – zur Bestimmung der Stirndosis herangezogen.

Insgesamt wurden vier Bestrahlungsgeometrien festgelegt, welche eine möglichst gute Approximation der Ausrichtung des Kopfes der/des Operateurin/Operateurs während des Eingriffs darstellen sollten.

Die Interpretation der Messergebnisse birgt erwartungsgemäß keine Überraschungen. Es ist die Bestrahlungsgeometrie bzw. die Direktheit der einfallenden Strahlung, welche den weitaus größten Einfluss auf die Messergebnisse ausübt. Die Gewebetiefe der Augenlinse von ca. 3 mm kann nahezu vernachlässigt werden, sobald keine direkte Einstrahlung mehr vorliegt.

Aus den Messergebnissen ist klar zu erkennen, dass die Stirndosis nur für den Fall direkt einfallender Strahlung zur Abschätzung der Augenlinsendosis herangezogen werden kann. Ändern sich die Projektionsrichtungen bzw. der Einfallswinkel, kommt es durch die anatomische Umgebung bedingt zu stärkeren Abschattungen, welche eine Approximation der Augenlinsendosis durch die Stirndosis nicht mehr zulassen. Hier müssen Konversionsfaktoren herangezogen werden um Anpassung zu gewährleisten. Die entsprechenden Konversionsfaktoren für alle vier Bestrahlungsgeometrien wurden im Rahmen dieser Arbeit bestimmt und auch mit Werten aus der Literatur verglichen.

In dieser Diplomarbeit wurden nur einige wenige repräsentative Bestrahlungsgeometrien herausgegriffen. Eine Vielzahl an weiteren Projektionsrichtungen bzw. anderen Messaufbauten und Messpositionen blieb unangetastet und lassen somit Spielraum für weitere einschlägige Auseinandersetzungen.

Die Abschätzung der Augenlinsendosis ist in der Praxis eine sehr komplexe Thematik, welche wie eben diskutiert, in erster Linie von der vorherrschenden Bestrahlungsgeometrie abhängig ist. Für die Belange des Strahlenschutzes ist natürlich eine möglichst minimale Exposition der Augenlinse erstrebenswert. Die vorliegende Diplomarbeit bestätigt, dass allein schon mit sehr simplen Verhaltensweisen – zum Beispiel dem Wegdrehen des Kopfes – bzw. verbesserten Abschirmmaßnahmen – zum Beispiel dem Gebrauch von Schutzbrillen oder Bleiabschirmungen – die Strahlenbelastung auf die Augenlinse erheblich reduziert werden kann. Eine der wichtigsten Aufgaben kommt somit weiterhin der Bewusstseinsbildung unter den betroffenen Individuen zu.

# Anhang

## Anhang A

Hier sind die Daten zum Unterkapitel 3.1.2.3 Gruppen-Kalibrierfaktor für Bestrahlung mit CS-137-Quelle gelistet.

Messserie	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Dosis [ $\mu$ Gy]	[cts/ $\mu$ Gy]	Abweichung [%]
	<b>Mittelwert [cts]</b>	<b>442639,2846</b>	<b>199,6</b>	<b>2217,631686</b>	
	<b>Stabw. [cts]</b>	<b>23267,91237</b>		<b>116,5727072</b>	
	<b>Stabw. [%]</b>	<b>5,256630664</b>		<b>5,256630664</b>	
1	CK1A	510226	199,6	2556,242485	13,24642715
1	CK1B	492475	199,6	2467,309619	10,11944066
1	CK1C	476713	199,6	2388,341683	7,147637129
1	CK1D	456529	199,6	2287,219439	3,042460695
1	CK1E	448256	199,6	2245,771543	1,253015104
1	CK1F	453579	199,6	2272,43988	2,411865493
1	CK2A	465046	199,6	2329,88978	4,818171833
1	CK2B	469045	199,6	2349,92485	5,629676339
1	CK2C	452257	199,6	2265,816633	2,126603985
1	CK2D	455265	199,6	2280,886774	2,773267302
1	CK2E	425992	199,6	2134,228457	-3,907886678
1	CK2F	470210	199,6	2355,761523	5,863489799
1	CK3A	443661	199,6	2222,750501	0,230291909
1	CK3B	464402	199,6	2326,663327	4,686180375
1	CK3C	465009	199,6	2329,704409	4,810598372
1	CK3D	485345	199,6	2431,588176	8,799043028
1	CK3E	463463	199,6	2321,958918	4,493069648
1	CK3F	489514	199,6	2452,47495	9,575766042
1	CK4A	455695	199,6	2283,041082	2,86501177
1	CK4B	442955	199,6	2219,213427	0,071274821
1	CK4C	489340	199,6	2451,603206	9,543612904
1	CK4D	436627	199,6	2187,51002	-1,376984157
1	CK4E	414604	199,6	2077,174349	-6,761942628
1	CK4F	435939	199,6	2184,063126	-1,536977562
1	CK5A	477239	199,6	2390,976954	7,249976507
1	CK5B	463026	199,6	2319,769539	4,40293102
1	CK5C	454150	199,6	2275,300601	2,534562454
1	CK5D	442394	199,6	2216,402806	-0,055444833
1	CK5E	461313	199,6	2311,187375	4,04794909

Messserie	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Dosis [ $\mu$ Gy]	[cts/ $\mu$ Gy]	Abweichung [%]
	<b>Mittelwert [cts]</b>	<b>442639,2846</b>	<b>199,6</b>	<b>2217,631686</b>	
	<b>Stabw. [cts]</b>	<b>23267,91237</b>		<b>116,5727072</b>	
	<b>Stabw. [%]</b>	<b>5,256630664</b>		<b>5,256630664</b>	
1	CK5F	429426	199,6	2151,432866	-3,076964277
2	CK1A	502257	199,6	2516,317635	11,86996207
2	CK1B	468152	199,6	2345,450902	5,449664935
2	CK1C	464252	199,6	2325,911824	4,655384443
2	CK1D	441716	199,6	2213,006012	-0,209022226
2	CK1E	462339	199,6	2316,327655	4,260881168
2	CK1F	431593	199,6	2162,289579	-2,559421635
2	CK2A	440375	199,6	2206,287575	-0,514171925
2	CK2B	471352	199,6	2361,482966	6,091565409
2	CK2C	433575	199,6	2172,219439	-2,090592081
2	CK2D	431642	199,6	2162,53507	-2,547779089
2	CK2E	421049	199,6	2109,463928	-5,127736823
2	CK2F	466793	199,6	2338,642285	5,174395371
2	CK3A	426504	199,6	2136,793587	-3,783149658
2	CK3B	454415	199,6	2276,628257	2,591401117
2	CK3C	451658	199,6	2262,815631	1,996801869
2	CK3D	467915	199,6	2344,263527	5,401774977
2	CK3E	439330	199,6	2201,052104	-0,753257145
2	CK3F	471530	199,6	2362,374749	6,12701533
2	CK4A	449903	199,6	2254,023046	1,61450699
2	CK4B	420838	199,6	2108,406814	-5,180445828
2	CK4C	455789	199,6	2283,512024	2,88504448
2	CK4D	424468	199,6	2126,593186	-4,280955129
2	CK4E	423375	199,6	2121,117234	-4,550170562
2	CK4F	440115	199,6	2204,98497	-0,573551144
2	CK5A	447981	199,6	2244,393788	1,192397755
2	CK5B	445452	199,6	2231,723447	0,631429511
2	CK5C	443133	199,6	2220,10521	0,111414719
2	CK5D	449395	199,6	2251,477956	1,503291177
2	CK5E	439749	199,6	2203,151303	-0,657257803
2	CK5F	436573	199,6	2187,239479	-1,389523543
3	CK1A	487029	199,6	2440,02505	9,114388545
3	CK1B	468267	199,6	2346,027054	5,47288521
3	CK1C	460514	199,6	2307,184369	3,881470571
3	CK1D	434043	199,6	2174,564128	-1,980514515
3	CK1E	442441	199,6	2216,638277	-0,044816058
3	CK1F	422903	199,6	2118,752505	-4,666858503
3	CK2A	445073	199,6	2229,824649	0,546812632
3	CK2B	482041	199,6	2415,03507	8,173934455
3	CK2C	435873	199,6	2183,732465	-1,552352317

Messserie	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Dosis [ $\mu$ Gy]	[cts/ $\mu$ Gy]	Abweichung [%]
	<b>Mittelwert [cts]</b>	<b>442639,2846</b>	<b>199,6</b>	<b>2217,631686</b>	
	<b>Stabw. [cts]</b>	<b>23267,91237</b>		<b>116,5727072</b>	
	<b>Stabw. [%]</b>	<b>5,256630664</b>		<b>5,256630664</b>	
3	CK2D	433904	199,6	2173,867735	-2,013183703
3	CK2E	415384	199,6	2081,082164	-6,561467128
3	CK2F	450408	199,6	2256,553106	1,724817362
3	CK3A	422050	199,6	2114,478958	-4,878399388
3	CK3B	446342	199,6	2236,182365	0,829569116
3	CK3C	431044	199,6	2159,539078	-2,690046635
3	CK3D	467878	199,6	2344,078156	5,394294108
3	CK3E	440860	199,6	2208,717435	-0,403594024
3	CK3F	451382	199,6	2261,432866	1,936877276
3	CK4A	430402	199,6	2156,322645	-2,843222061
3	CK4B	418871	199,6	2098,552104	-5,674368628
3	CK4C	481746	199,6	2413,557114	8,117704223
3	CK4D	438341	199,6	2196,097194	-0,9805801
3	CK4E	412078	199,6	2064,519038	-7,416383455
3	CK4F	427625	199,6	2142,40982	-3,511086727
3	CK5A	446459	199,6	2236,768537	0,855557931
3	CK5B	437518	199,6	2191,973948	-1,170531182
3	CK5C	435419	199,6	2181,457916	-1,658238298
3	CK5D	415169	199,6	2080,00501	-6,616651199
3	CK5E	442213	199,6	2215,495992	-0,096398029
3	CK5F	426441	199,6	2136,477956	-3,798481998
4	CK1A	449450	199,6	2251,753507	1,515344395
4	CK1B	439952	199,6	2204,168337	-0,610813138
4	CK1C	420054	199,6	2104,478958	-5,376757421
4	CK1D	413191	199,6	2070,09519	-7,127039218
4	CK1E	430356	199,6	2156,092184	-2,854214793
4	CK1F	403017	199,6	2019,123246	-9,831417686
4	CK2A	421299	199,6	2110,716433	-5,065353731
4	CK2B	440344	199,6	2206,132265	-0,521248073
4	CK2C	395010	199,6	1979,008016	-12,05774148
4	CK2D	419486	199,6	2101,633267	-5,519441558
4	CK2E	414421	199,6	2076,257515	-6,809086561
4	CK2F	433192	199,6	2170,300601	-2,180853897
4	CK3A	394367	199,6	1975,786573	-12,24044725
4	CK3B	427084	199,6	2139,699399	-3,642207298
4	CK3C	430090	199,6	2154,759519	-2,917827575
4	CK3D	456028	199,6	2284,709419	2,935941518
4	CK3E	419642	199,6	2102,41483	-5,480215187
4	CK3F	460552	199,6	2307,374749	3,88940128
4	CK4A	423421	199,6	2121,347695	-4,538812344

Messserie	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Dosis [ $\mu$ Gy]	[cts/ $\mu$ Gy]	Abweichung [%]
	<b>Mittelwert [cts]</b>	<b>442639,2846</b>	<b>199,6</b>	<b>2217,631686</b>	
	<b>Stabw. [cts]</b>	<b>23267,91237</b>		<b>116,5727072</b>	
	<b>Stabw. [%]</b>	<b>5,256630664</b>		<b>5,256630664</b>	
4	CK4B	417055	199,6	2089,453908	-6,134510943
4	CK4C	454623	199,6	2277,670341	2,635967689
4	CK4D	433385	199,6	2171,267535	-2,135349543
4	CK4E	386201	199,6	1934,874749	-14,61370753
4	CK4F	398759	199,6	1997,790581	-11,00421172
4	CK5A	447771	199,6	2243,341683	1,146058004
4	CK5B	412220	199,6	2065,230461	-7,379381062
4	CK5C	409857	199,6	2053,391784	-7,998468884
4	CK5D	411118	199,6	2059,709419	-7,667211023
4	CK5E	415216	199,6	2080,240481	-6,604582823
4	CK5F	409020	199,6	2049,198397	-8,219472059
5	CK1A	465230	199,6	2330,811623	4,855816561
5	CK1B	451146	199,6	2260,250501	1,885579255
5	CK1C	460819	199,6	2308,712425	3,945088068
5	CK1D	409877	199,6	2053,491984	-7,993199085
5	CK1E	447747	199,6	2243,221443	1,140759265
5	CK1A	437203	199,6	2190,395792	-1,243423448
5	CK1B	423636	199,6	2122,42485	-4,48575773
5	CK1C	443878	199,6	2223,837675	0,279066632
5	CK1D	417404	199,6	2091,202405	-6,045769714
5	CK1E	437355	199,6	2191,157315	-1,208236928

Aus 130 Einzelmessungen wurde ein Gruppen-Kalibrierfaktor bestimmt.

<b>Chip-Nummer</b>	<b>C1KA</b>	<b>CK1B</b>	<b>CK1C</b>	<b>CK1D</b>	<b>CK1E</b>	<b>CK1F</b>
<b>Summe [cts]</b>	2851395	2743628	2726230	2572760	2668494	1711092
<b>Mittelwert [cts]</b>	475232,5	457271,333	454371,667	428793,333	444749	427773
<b>Stabw. [cts]</b>	29342,9932	24279,2356	19818,5358	18410,8604	10934,8224	20953,2692
<b>Stabw. [%]</b>	<b>6,17445001</b>	<b>5,30959057</b>	<b>4,36174552</b>	<b>4,29364428</b>	<b>2,45865024</b>	<b>4,89822154</b>
<b>Chip-Nummer</b>	<b>C2KA</b>	<b>CK2B</b>	<b>CK2C</b>	<b>CK2D</b>	<b>CK2E</b>	<b>CK2F</b>
<b>Summe [cts]</b>	1771793	1862782	1716715	1740297	1676846	1820603
<b>Mittelwert [cts]</b>	442948,25	465695,5	429178,75	435074,25	419211,5	455150,75
<b>Stabw. [cts]</b>	17964,1936	17824,0387	24250,4233	14875,1442	5383,62434	17000,0331
<b>Stabw. [%]</b>	<b>4,05559648</b>	<b>3,82740196</b>	<b>5,65042499</b>	<b>3,4189898</b>	<b>1,2842263</b>	<b>3,73503352</b>
<b>Chip-Nummer</b>	<b>CK3A</b>	<b>CK3B</b>	<b>CK3C</b>	<b>CK3D</b>	<b>CK3E</b>	<b>CK3F</b>
<b>Summe [cts]</b>	1686582	1792243	1777801	1877166	1763295	1872978
<b>Mittelwert [cts]</b>	421645,5	448060,75	444450,25	469291,5	440823,75	468244,5
<b>Stabw. [cts]</b>	20433,3669	15815,5102	16936,7272	12076,5341	17920,5169	16398,2174
<b>Stabw. [%]</b>	<b>4,84610102</b>	<b>3,52976916</b>	<b>3,81071383</b>	<b>2,57335454</b>	<b>4,06523398</b>	<b>3,50206301</b>
<b>Chip-Nummer</b>	<b>CK4A</b>	<b>CK4B</b>	<b>CK4C</b>	<b>CK4D</b>	<b>CK4E</b>	<b>CK4F</b>
<b>Summe [cts]</b>	1759421	1699719	1881498	1732821	1636258	1702438
<b>Mittelwert [cts]</b>	439855,25	424929,75	470374,5	433205,25	409064,5	425609,5
<b>Stabw. [cts]</b>	15398,0894	12115,7225	17793,7046	6176,73454	15992,6784	18637,9513
<b>Stabw. [%]</b>	<b>3,50071742</b>	<b>2,85122953</b>	<b>3,78288035</b>	<b>1,42582172</b>	<b>3,90957377</b>	<b>4,37912014</b>
<b>Chip-Nummer</b>	<b>CK5A</b>	<b>CK5B</b>	<b>CK5C</b>	<b>CK5D</b>	<b>CK5E</b>	<b>CK5F</b>
<b>Summe [cts]</b>	1819450	1758216	1742559	1718076	1758491	1701460
<b>Mittelwert [cts]</b>	454862,5	439554	435639,75	429519	439622,75	425365
<b>Stabw. [cts]</b>	14932,8606	21110,9296	18828,8527	19194,9672	18911,0349	11696,5491
<b>Stabw. [%]</b>	<b>3,28293949</b>	<b>4,80280683</b>	<b>4,32211539</b>	<b>4,46894485</b>	<b>4,30165066</b>	<b>2,74976765</b>
gemittelte prozentuelle Abweichung für Einzelchip-Kalibrierung:						
		<b>3,85242595</b>	<b>%</b>			
festgelegter Gruppen-Kalibrierfaktor [cts/μGy]:						
		<b>2217,63169</b>	<b>+/-</b>	<b>5,25663066</b>	<b>%</b>	

## Anhang B

Hier sind die Daten zum Unterkapitel 3.2.2 *Messauswertung der Röntgenkalibrierung* gelistet.

[kV]	[mAs]	[mm Cu]	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Stabw. [cts]	[%]	SFD [ $\mu$ Gy]	[cts/ $\mu$ Gy]
<b>60</b>	<b>11</b>	<b>0</b>	<b>Mittelwert CK1F-K</b>	<b>544391</b>	<b>11827,58929</b>	<b>2,1726</b>	<b>218,2</b>	<b>2494,9175</b>
60	11	0	CK1F	555117		1,9322	218,2	
60	11	0	CK1G	537492		-1,284	218,2	
60	11	0	CK1H	553789		1,697	218,2	
60	11	0	CK1J	527263		-3,248	218,2	
60	11	0	CK1K	548294		0,7118	218,2	
<b>70</b>	<b>7,1</b>	<b>0</b>	<b>Mittelwert CK2A-E</b>	<b>505101</b>	<b>24320,20289</b>	<b>4,8149</b>	<b>202,8</b>	<b>2490,6361</b>
70	7,1	0	CK2A	546427		7,5629	202,8	
70	7,1	0	CK2B	501049		-0,809	202,8	
70	7,1	0	CK2C	486984		-3,72	202,8	
70	7,1	0	CK2D	487463		-3,618	202,8	
70	7,1	0	CK2E	503582		-0,302	202,8	
<b>81</b>	<b>5,6</b>	<b>0</b>	<b>Mittelwert CK2F-K</b>	<b>540171,8</b>	<b>33041,99786</b>	<b>6,1169</b>	<b>217,6</b>	<b>2482,4072</b>
81	5,6	0	CK2F	495074		-9,109	217,6	
81	5,6	0	CK2G	529414		-2,032	217,6	
81	5,6	0	CK2H	578387		6,6072	217,6	
81	5,6	0	CK2J	566335		4,6197	217,6	
81	5,6	0	CK2K	531649		-1,603	217,6	
<b>90</b>	<b>4,5</b>	<b>0</b>	<b>Mittelwert CK3A-E</b>	<b>509038,8</b>	<b>17703,54637</b>	<b>3,4778</b>	<b>208,4</b>	<b>2442,6046</b>
90	4,5	0	CK3A	525843		3,1957	208,4	
90	4,5	0	CK3B	501083		-1,588	208,4	
90	4,5	0	CK3C	485351		-4,881	208,4	
90	4,5	0	CK3D	527339		3,4703	208,4	
90	4,5	0	CK3E	505578		-0,685	208,4	
<b>60</b>	<b>22</b>	<b>0,1</b>	<b>Mittelwert CK3F-K</b>	<b>493219</b>	<b>21795,0627</b>	<b>4,4189</b>	<b>189</b>	<b>2609,6243</b>
60	22	0,1	CK3F	477929		-3,199	189	
60	22	0,1	CK3G	524048		5,8829	189	
60	22	0,1	CK3H	467690		-5,459	189	
60	22	0,1	CK3J	495544		0,4692	189	
60	22	0,1	CK3K	500884		1,5303	189	
<b>70</b>	<b>14</b>	<b>0,1</b>	<b>Mittelwert CK4A-E</b>	<b>497043,2</b>	<b>35354,3111</b>	<b>7,1129</b>	<b>196,6</b>	<b>2528,1953</b>
70	14	0,1	CK4A	506895		1,9436	196,6	
70	14	0,1	CK4B	465840		-6,698	196,6	

[kV]	[mAs]	[mm Cu]	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Stabw. [cts]	[%]	SFD [μGy]	[cts/μGy]
70	14	0,1	CK4C	552506		10,038	196,6	
70	14	0,1	CK4D	491630		-1,101	196,6	
70	14	0,1	CK4E	468345		-6,128	196,6	
<b>81</b>	<b>10</b>	<b>0,1</b>	<b>Mittelwert CK4F-K</b>	<b>497445,4</b>	<b>42375,38205</b>	<b>8,5186</b>	<b>206,2</b>	<b>2412,4413</b>
81	10	0,1	CK4F	505291		1,5527	206,2	
81	10	0,1	CK4G	512730		2,981	206,2	
81	10	0,1	CK4H	552110		9,901	206,2	
81	10	0,1	CK4J	479444		-3,755	206,2	
81	10	0,1	CK4K	437652		-13,66	206,2	
<b>90</b>	<b>8</b>	<b>0,1</b>	<b>Mittelwert CK5A-E</b>	<b>527595,8</b>	<b>24400,36392</b>	<b>4,6248</b>	<b>211</b>	<b>2500,454</b>
90	8	0,1	CK5A	514165		-2,612	211	
90	8	0,1	CK5B	502082		-5,082	211	
90	8	0,1	CK5C	514226		-2,6	211	
90	8	0,1	CK5D	552524		4,5117	211	
90	8	0,1	CK5E	554982		4,9346	211	
<b>60</b>	<b>71</b>	<b>0,3</b>	<b>Mittelwert CK5F-K</b>	<b>531226,6</b>	<b>18587,61486</b>	<b>3,499</b>	<b>208,2</b>	<b>2551,5207</b>
60	71	0,3	CK5F	531368		0,0266	208,2	
60	71	0,3	CK5G	517811		-2,591	208,2	
60	71	0,3	CK5H	548421		3,1353	208,2	
60	71	0,3	CK5J	508069		-4,558	208,2	
60	71	0,3	CK5K	550464		3,4948	208,2	
<b>70</b>	<b>36</b>	<b>0,3</b>	<b>Mittelwert CK6A-E</b>	<b>514828,8</b>	<b>26893,22003</b>	<b>5,2237</b>	<b>200,6</b>	<b>2566,4447</b>
70	36	0,3	CK6A	548005		6,054	200,6	
70	36	0,3	CK6B	477036		-7,922	200,6	
70	36	0,3	CK6C	507116		-1,521	200,6	
70	36	0,3	CK6D	510304		-0,887	200,6	
70	36	0,3	CK6E	531683		3,17	200,6	
<b>81</b>	<b>22</b>	<b>0,3</b>	<b>Mittelwert CK6F-K</b>	<b>508046,6</b>	<b>19832,70983</b>	<b>3,9037</b>	<b>206,2</b>	<b>2463,8535</b>
81	22	0,3	CK6F	524125		3,0677	206,2	
81	22	0,3	CK6G	500909		-1,425	206,2	
81	22	0,3	CK6H	531342		4,3843	206,2	
81	22	0,3	CK6J	481888		-5,428	206,2	
81	22	0,3	CK6K	501969		-1,211	206,2	
<b>90</b>	<b>16</b>	<b>0,3</b>	<b>Mittelwert CK7A-E</b>	<b>525769,4</b>	<b>14866,54648</b>	<b>2,8276</b>	<b>209</b>	<b>2515,6431</b>
90	16	0,3	CK7A	529501		0,7047	209	
90	16	0,3	CK7B	537346		2,1544	209	
90	16	0,3	CK7C	531855		1,1442	209	
90	16	0,3	CK7D	499739		-5,209	209	

[kV]	[mAs]	[mm Cu]	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Stabw. [cts]	[%]	SFD [μGy]	[cts/μGy]
90	16	0,3	CK7E	530406		0,8742	209	
<b>60</b>	<b>11</b>	<b>0</b>	<b>Mittelwert CK7F-K</b>	<b>570161,4</b>	<b>27946,69956</b>	<b>4,9015</b>	<b>210</b>	<b>2715,0543</b>
60	11	0	CK7F	557624		-2,248	210	
60	11	0	CK7G	566847		-0,585	210	
60	11	0	CK7H	590604		3,4613	210	
60	11	0	CK7J	603415		5,5109	210	
60	11	0	CK7K	532317		-7,109	210	
<b>70</b>	<b>7,1</b>	<b>0</b>	<b>Mittelwert CK8A-E</b>	<b>549183,6</b>	<b>28607,19088</b>	<b>5,209</b>	<b>202,2</b>	<b>2716,0415</b>
70	7,1	0	CK8A	590565		7,0071	202,2	
70	7,1	0	CK8B	522738		-5,059	202,2	
70	7,1	0	CK8C	524136		-4,779	202,2	
70	7,1	0	CK8D	563810		2,5942	202,2	
70	7,1	0	CK8E	544669		-0,829	202,2	
<b>81</b>	<b>5,6</b>	<b>0</b>	<b>Mittelwert CK8F-K</b>	<b>570837,6</b>	<b>35531,67969</b>	<b>6,2245</b>	<b>216,6</b>	<b>2635,446</b>
81	5,6	0	CK8F	607419		6,0224	216,6	
81	5,6	0	CK8G	530752		-7,553	216,6	
81	5,6	0	CK8H	534596		-6,779	216,6	
81	5,6	0	CK8J	589808		3,2164	216,6	
81	5,6	0	CK8K	591613		3,5117	216,6	
<b>90</b>	<b>4,5</b>	<b>0</b>	<b>Mittelwert CK9A-E</b>	<b>563216</b>	<b>8950,031397</b>	<b>1,5891</b>	<b>211</b>	<b>2669,2701</b>
90	4,5	0	CK9A	574682		1,9952	211	
90	4,5	0	CK9B	553994		-1,665	211	
90	4,5	0	CK9C	559160		-0,725	211	
90	4,5	0	CK9D	570672		1,3065	211	
90	4,5	0	CK9E	557572		-1,012	211	
<b>60</b>	<b>22</b>	<b>0,1</b>	<b>Mittelwert CK9F-K</b>	<b>507057,8</b>	<b>19647,36872</b>	<b>3,8748</b>	<b>190</b>	<b>2668,7253</b>
60	22	0,1	CK9F	536483		5,4848	190	
60	22	0,1	CK9G	488759		-3,744	190	
60	22	0,1	CK9H	511605		0,8888	190	
60	22	0,1	CK9J	489224		-3,645	190	
60	22	0,1	CK9K	509218		0,4242	190	
<b>70</b>	<b>14</b>	<b>0,1</b>	<b>Mittelwert CL1A-E</b>	<b>508770,8</b>	<b>14413,89861</b>	<b>2,8331</b>	<b>195</b>	<b>2609,081</b>
70	14	0,1	CL1A	525889		3,2551	195	
70	14	0,1	CL1B	501688		-1,412	195	
70	14	0,1	CL1C	518611		1,8974	195	
70	14	0,1	CL1D	508669		-0,02	195	
70	14	0,1	CL1E	488997		-4,044	195	

[kV]	[mAs]	[mm Cu]	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Stabw. [cts]	[%]	SFD [μGy]	[cts/μGy]
<b>81</b>	<b>10</b>	<b>0,1</b>	<b>Mittelwert CL1F-K</b>	<b>534399,2</b>	<b>22429,80346</b>	<b>4,1972</b>	<b>207</b>	<b>2581,6386</b>
81	10	0,1	CL1F	539114		0,8745	207	
81	10	0,1	CL1G	531298		-0,584	207	
81	10	0,1	CL1H	521306		-2,512	207	
81	10	0,1	CL1J	510616		-4,658	207	
81	10	0,1	CL1K	569662		6,1901	207	
<b>90</b>	<b>8</b>	<b>0,1</b>	<b>Mittelwert CL2A-E</b>	<b>539302,2</b>	<b>29077,9564</b>	<b>5,3918</b>	<b>211</b>	<b>2555,9346</b>
90	8	0,1	CL2A	554028		2,658	211	
90	8	0,1	CL2B	538266		-0,193	211	
90	8	0,1	CL2C	540907		0,2967	211	
90	8	0,1	CL2D	492638		-9,472	211	
90	8	0,1	CL2E	570672		5,497	211	
<b>60</b>	<b>71</b>	<b>0,3</b>	<b>Mittelwert CL2F-K</b>	<b>586769,8</b>	<b>18514,98259</b>	<b>3,1554</b>	<b>208,2</b>	<b>2818,2988</b>
60	71	0,3	CL2F	570772		-2,803	208,2	
60	71	0,3	CL2G	605334		3,0668	208,2	
60	71	0,3	CL2H	571126		-2,739	208,2	
60	71	0,3	CL2J	578469		-1,435	208,2	
60	71	0,3	CL2K	608148		3,5153	208,2	
<b>70</b>	<b>36</b>	<b>0,3</b>	<b>Mittelwert CL3A-E</b>	<b>532651</b>	<b>27120,72631</b>	<b>5,0917</b>	<b>201</b>	<b>2650,005</b>
70	36	0,3	CL3A	526977		-1,077	201	
70	36	0,3	CL3B	524012		-1,649	201	
70	36	0,3	CL3C	558677		4,6585	201	
70	36	0,3	CL3D	559116		4,7334	201	
70	36	0,3	CL3E	494473		-7,721	201	
<b>81</b>	<b>22</b>	<b>0,3</b>	<b>Mittelwert CL3F-K</b>	<b>528810,8</b>	<b>17785,31462</b>	<b>3,3633</b>	<b>205,8</b>	<b>2569,5374</b>
81	22	0,3	CL3F	509203		-3,851	205,8	
81	22	0,3	CL3G	554598		4,6497	205,8	
81	22	0,3	CL3H	515445		-2,593	205,8	
81	22	0,3	CL3J	530021		0,2283	205,8	
81	22	0,3	CL3K	534787		1,1175	205,8	
<b>90</b>	<b>16</b>	<b>0,3</b>	<b>Mittelwert CL4A-E</b>	<b>520333,6</b>	<b>14503,04705</b>	<b>2,7873</b>	<b>208,8</b>	<b>2492,0192</b>
90	16	0,3	CL4A	522612		0,436	208,8	
90	16	0,3	CL4B	528903		1,6202	208,8	
90	16	0,3	CL4C	533669		2,4988	208,8	
90	16	0,3	CL4D	520335		0,0003	208,8	
90	16	0,3	CL4E	496149		-4,874	208,8	

Aus 120 Einzelmessungen konnten die folgenden strahlenqualitäts-spezifischen Kalibrierfaktoren bestimmt werden.

[kV]	[mAs]	[mm Cu]	Kalibrierfaktor [cts/μGy]	Stabw. [cts/μGy]	+ / - [%]
60	11	0	<b>2604,985896</b>	149,7973144	<b>5,750407885</b>
70	7,1	0	<b>2603,338819</b>	172,9185048	<b>6,642182092</b>
81	5,6	0	<b>2558,926576</b>	175,6105513	<b>6,862664718</b>
90	4,5	0	<b>2555,937374</b>	131,7276117	<b>5,153788703</b>
60	22	0,1	<b>2639,174801</b>	113,4409595	<b>4,298349602</b>
70	14	0,1	<b>2568,638173</b>	143,3062727	<b>5,579075877</b>
81	10	0,1	<b>2497,039983</b>	114,1702722	<b>4,572224431</b>
90	8	0,1	<b>2528,194313</b>	130,1992091	<b>5,149889328</b>
60	71	0,3	<b>2684,909702</b>	160,4121559	<b>5,974582897</b>
70	36	0,3	<b>2608,224821</b>	140,8370079	<b>5,399726543</b>
81	22	0,3	<b>2516,695478</b>	105,6029898	<b>4,196097254</b>
90	16	0,3	<b>2503,83111</b>	71,28581736	<b>2,84706972</b>

## Anhang C

Hier sind die Daten zum Unterkapitel 3.2.3 *Untersuchung der Halbwertsschichtdicke (HVL)* gelistet.

[kV]	[mAs]	[mm Cu]	Exposure time [ms]	Exposure [mGy]	Exposure rate [mGy/s]	HVL [mm Al]	Tot. filtr. [mm Al]
60	32	0	42,33	0,4695	10,58	<b>2,31</b>	3,1
70	20	0	29,22	0,4137	12,82	<b>2,54</b>	2,8
81	14	0	23,68	0,3914	15,23	<b>3,03</b>	2,9
90	10	0	18,64	0,3392	15,29	<b>3,3</b>	2,8
60	50	0,1	66,52	0,3266	4,73	<b>3,41</b>	6,8
70	32	0,1	47,37	0,3296	6,673	<b>3,94</b>	6,6
81	16	0,1	27,2	0,241	7,965	<b>4,51</b>	6,2
90	12,5	0,1	23,18	0,2412	9,38	<b>5,04</b>	6,4
60	90	0,3	120,4	0,1976	1,613	<b>4,81</b>	17
70	63	0,3	96,25	0,2584	2,643	<b>5,53</b>	15
81	20	0,3	34,27	0,1366	3,817	<b>6,3</b>	14
90	14	0,3	26,2	0,1324	4,773	<b>6,9</b>	14

Berechnung der Halbwertsschichtdicken durch Interpolation der jeweiligen 4 Messpunkte durch Polynomfunktionen dritten Grades.

[kV]	[mAs]	[mm Cu]	[mm Al]	SFD [ $\mu$ Gy]	Polynomfunktion	y [ $\mu$ Gy]	x HVL SFD [mm Al]
60	11	0	0	217,6	$y = -1,5333x^3 + 15,4x^2 - 73,667x + 217,6$	108,8	<b>2,38</b>
60	11	0	1	157,8			
60	11	0	2	119,6			
60	11	0	3	93,8			
70	7,1	0	0	198,8	$y = -1,1667x^3 + 12,1x^2 - 60,733x + 198,8$	99,4	<b>2,73</b>
70	7,1	0	1	149			
70	7,1	0	2	116,4			
70	7,1	0	3	94			
81	5,6	0	0	210,8	$y = -0,7417x^3 + 9,575x^2 - 56,583x + 210,8$	105,4	<b>3,1</b>
81	5,6	0	2	130			
81	5,6	0	3	107,2			
81	5,6	0	4	90,2			
90	4,5	0	0	202,8	$y = -0,525x^3 + 7,525x^2 - 49,45x + 202,8$	101,4	<b>3,38</b>
90	4,5	0	2	129,8			
90	4,5	0	3	108			
90	4,5	0	4	91,8			
60	22	0,1	0	186,2	$y = -0,1583x^3 + 3,725x^2 - 37,217x + 186,2$	93,1	<b>3,6</b>
60	22	0,1	2	125,4			
60	22	0,1	3	103,8			
60	22	0,1	4	86,8			
70	14	0,1	0	191,2	$y = -0,2067x^3 + 3,98x^2 - 36,413x + 191,2$	95,6	<b>4,03</b>
70	14	0,1	3	112,2			
70	14	0,1	4	96			
70	14	0,1	5	82,8			

[kV]	[mAs]	[mm Cu]	[mm Al]	SFD [ $\mu$ Gy]	Polynomfunktion	y [ $\mu$ Gy]	x HVL SFD [mm Al]
81	10	0,1	0	199,6	$y = -0,14x^3 + 3,1x^2 - 32,96x + 199,6$	99,8	<b>4,61</b>
81	10	0,1	4	108,4			
81	10	0,1	5	94,8			
81	10	0,1	6	83,2			
90	8	0,1	0	204,2	$y = -0,215x^3 + 3,825x^2 - 34,11x + 204,2$	102,1	<b>5,03</b>
90	8	0,1	4	115,2			
90	8	0,1	5	102,4			
90	8	0,1	6	90,8			
60	71	0,3	0	200,6	$y = -0,1217x^3 + 2,525x^2 - 29,703x + 200,6$	100,3	<b>4,98</b>
60	71	0,3	4	114,4			
60	71	0,3	5	100			
60	71	0,3	6	87			
70	36	0,3	0	194,4	$y = -0,0495x^3 + 1,5914x^2 - 24,599x + 194,4$	97,2	<b>5,66</b>
70	36	0,3	5	105			
70	36	0,3	6	93,4			
70	36	0,3	7	83,2			
81	22	0,3	0	198,6	$y = -0,0029x^3 + 0,8514x^2 - 20,706x + 198,6$	99,3	<b>6,49</b>
81	22	0,3	5	116			
81	22	0,3	6	104,4			
81	22	0,3	7	94,4			
90	16	0,3	0	201,2	$y = -0,0024x^3 + 0,75x^2 - 19,448x + 201,2$	100,6	<b>7,04</b>
90	16	0,3	6	111			
90	16	0,3	7	101			
90	16	0,3	8	92,4			

## Anhang D

Hier sind die Daten zum Unterkapitel 5.2 *Messungen und Ergebnisse* gelistet. Zuerst folgen die Ergebnisse der Messungen mit dem Halbleiterdosimeter *Unfors EDD-30*.

Bestrahlungsgeometrie	OEP	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	[ $\mu$ Sv]
BG-1	LI Stirn	60	10	0	<b>41,27</b>
BG-1	LI Stirn	70	10	0	<b>60,73</b>
BG-1	LI Stirn	81	10	0	<b>84,5</b>
BG-1	LI Stirn	60	100	0,3	<b>81,8</b>
BG-1	LI Stirn	70	50	0,3	<b>76,5</b>
BG-1	LI Stirn	81	32	0,3	<b>82,3</b>
BG-1	RE Stirn	60	10	0	<b>41,27</b>
BG-1	RE Stirn	70	10	0	<b>60,73</b>
BG-1	RE Stirn	81	10	0	<b>84,5</b>
BG-1	RE Stirn	60	100	0,3	<b>81,8</b>
BG-1	RE Stirn	70	50	0,3	<b>76,5</b>
BG-1	RE Stirn	81	32	0,3	<b>82,3</b>
BG-1	MI Stirn	60	10	0	<b>42,1</b>
BG-1	MI Stirn	70	10	0	<b>61,8</b>
BG-1	MI Stirn	81	10	0	<b>85,9</b>
BG-1	MI Stirn	60	100	0,3	<b>82,9</b>
BG-1	MI Stirn	70	50	0,3	<b>77,7</b>
BG-1	MI Stirn	81	32	0,3	<b>83,8</b>
BG-2	LI Stirn	60	10	0	<b>30,85</b>
BG-2	LI Stirn	70	10	0	<b>45,64</b>
BG-2	LI Stirn	81	10	0	<b>64,01</b>
BG-2	LI Stirn	60	100	0,3	<b>62,9</b>
BG-2	LI Stirn	70	50	0,3	<b>59,1</b>
BG-2	LI Stirn	81	32	0,3	<b>64,1</b>
BG-2	RE Stirn	60	10	0	<b>41,44</b>
BG-2	RE Stirn	70	10	0	<b>60,96</b>
BG-2	RE Stirn	81	10	0	<b>84,8</b>
BG-2	RE Stirn	60	100	0,3	<b>82,1</b>
BG-2	RE Stirn	70	50	0,3	<b>76,8</b>
BG-2	RE Stirn	81	32	0,3	<b>82,5</b>

<b>Bestrahlungsgeometrie</b>	<b>OEP</b>	<b>[kV]</b>	<b>[mAs]</b>	<b>[mm Cu]</b>	<b>[<math>\mu</math>Sv]</b>
BG-2	MI Stirn	60	10	0	<b>37,43</b>
BG-2	MI Stirn	70	10	0	<b>55,33</b>
BG-2	MI Stirn	81	10	0	<b>77,14</b>
BG-2	MI Stirn	60	100	0,3	<b>75,1</b>
BG-2	MI Stirn	70	50	0,3	<b>70,3</b>
BG-2	MI Stirn	81	32	0,3	<b>76</b>
BG-3	LI Stirn	60	10	0	<b>30,26</b>
BG-3	LI Stirn	70	10	0	<b>44,96</b>
BG-3	LI Stirn	81	10	0	<b>63,38</b>
BG-3	LI Stirn	60	100	0,3	<b>62,1</b>
BG-3	LI Stirn	70	50	0,3	<b>58,7</b>
BG-3	LI Stirn	81	32	0,3	<b>63,9</b>
BG-3	RE Stirn	60	10	0	<b>30,26</b>
BG-3	RE Stirn	70	10	0	<b>44,96</b>
BG-3	RE Stirn	81	10	0	<b>63,38</b>
BG-3	RE Stirn	60	100	0,3	<b>62,1</b>
BG-3	RE Stirn	70	50	0,3	<b>58,7</b>
BG-3	RE Stirn	81	32	0,3	<b>63,9</b>
BG-3	MI Stirn	60	10	0	<b>31,18</b>
BG-3	MI Stirn	70	10	0	<b>46,29</b>
BG-3	MI Stirn	81	10	0	<b>65,13</b>
BG-3	MI Stirn	60	100	0,3	<b>64,2</b>
BG-3	MI Stirn	70	50	0,3	<b>60,6</b>
BG-3	MI Stirn	81	32	0,3	<b>65,7</b>
BG-4	LI Stirn	60	10	0	<b>27,61</b>
BG-4	LI Stirn	70	10	0	<b>41,09</b>
BG-4	LI Stirn	81	10	0	<b>57,7</b>
BG-4	LI Stirn	60	100	0,3	<b>56,9</b>
BG-4	LI Stirn	70	50	0,3	<b>53,4</b>
BG-4	LI Stirn	81	32	0,3	<b>57,8</b>
BG-4	RE Stirn	60	10	0	<b>35,38</b>
BG-4	RE Stirn	70	10	0	<b>52,44</b>
BG-4	RE Stirn	81	10	0	<b>73,18</b>
BG-4	RE Stirn	60	100	0,3	<b>71,3</b>
BG-4	RE Stirn	70	50	0,3	<b>66,9</b>
BG-4	RE Stirn	81	32	0,3	<b>72,5</b>

<b>Bestrahlungsgeometrie</b>	<b>OEP</b>	<b>[kV]</b>	<b>[mAs]</b>	<b>[mm Cu]</b>	<b>[<math>\mu</math>Sv]</b>
BG-4	MI Stirn	60	10	0	<b>29,06</b>
BG-4	MI Stirn	70	10	0	<b>43,37</b>
BG-4	MI Stirn	81	10	0	<b>61,07</b>
BG-4	MI Stirn	60	100	0,3	<b>60,1</b>
BG-4	MI Stirn	70	50	0,3	<b>56,8</b>
BG-4	MI Stirn	81	32	0,3	<b>61,9</b>

Hier sind die Ergebnisse der TLD-Chip Messungen zu finden. Zuerst jene der Bestrahlungsgeometrien BG-1 und BG-2.

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-1	70	32	0	LI Auge	CK1A	379404	<b>402928,6667</b>	20908,74614	<b>5,189192995</b>
BG-1	70	32	0	LI Auge	CK1B	419394			
BG-1	70	32	0	LI Auge	CK1C	409988			
BG-1	70	32	0	RE Auge	CK2A	429985	<b>389968,3333</b>	35417,19701	<b>9,082070001</b>
BG-1	70	32	0	RE Auge	CK2B	362654			
BG-1	70	32	0	RE Auge	CK2C	377266			
BG-1	70	32	0	LI Stirn	CK1D	412241	<b>411957</b>	21217,42557	<b>5,150398118</b>
BG-1	70	32	0	LI Stirn	CK1E	390599			
BG-1	70	32	0	LI Stirn	CK1F	433031			
BG-1	70	32	0	RE Stirn	CK1G	415534	<b>398045,6667</b>	15160,2198	<b>3,808663444</b>
BG-1	70	32	0	RE Stirn	CK1H	389973			
BG-1	70	32	0	RE Stirn	CK1J	388630			
BG-1	70	32	0	MI Stirn	CK2D	366346	<b>373971</b>	6886,620289	<b>1,841485112</b>
BG-1	70	32	0	MI Stirn	CK2E	379738			
BG-1	70	32	0	MI Stirn	CK2F	375829			
BG-1	70	125	0,3	LI Auge	CK3A	325988	<b>357137</b>	28158,06373	<b>7,884387148</b>
BG-1	70	125	0,3	LI Auge	CK3B	380785			

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-1	70	125	0,3	LI Auge	CK3C	364638			
BG-1	70	125	0,3	RE Auge	CK4A	416592	<b>371557,6667</b>	39478,67318	<b>10,62518062</b>
BG-1	70	125	0,3	RE Auge	CK4B	342917			
BG-1	70	125	0,3	RE Auge	CK4C	355164			
BG-1	70	125	0,3	LI Stirn	CK2G	319151	<b>351220,6667</b>	29759,96997	<b>8,47329693</b>
BG-1	70	125	0,3	LI Stirn	CK2H	356564			
BG-1	70	125	0,3	LI Stirn	CK2J	377947			
BG-1	70	125	0,3	RE Stirn	CK3D	342501	<b>345710</b>	2881,253373	<b>0,833430729</b>
BG-1	70	125	0,3	RE Stirn	CK3E	348075			
BG-1	70	125	0,3	RE Stirn	CK3F	346554			
BG-1	70	125	0,3	MI Stirn	CK3G	361226	<b>379151,3333</b>	15794,92252	<b>4,165862316</b>
BG-1	70	125	0,3	MI Stirn	CK3H	391028			
BG-1	70	125	0,3	MI Stirn	CK3J	385200			
BG-2	60	50	0	LI Auge	CK5A	389959	<b>406304,3333</b>	19873,40037	<b>4,891259763</b>
BG-2	60	50	0	LI Auge	CK5B	428426			
BG-2	60	50	0	LI Auge	CK5C	400528			
BG-2	60	50	0	RE Auge	CK6A	478213	<b>437082,6667</b>	43126,84225	<b>9,866976098</b>
BG-2	60	50	0	RE Auge	CK6B	392204			
BG-2	60	50	0	RE Auge	CK6C	440831			

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-2	60	50	0	LI Stirn	CK4D	384455	<b>369234</b>	25886,97068	<b>7,010993213</b>
BG-2	60	50	0	LI Stirn	CK4E	339344			
BG-2	60	50	0	LI Stirn	CK4F	383903			
BG-2	60	50	0	RE Stirn	CK4G	448088	<b>462722,3333</b>	31517,90111	<b>6,811406936</b>
BG-2	60	50	0	RE Stirn	CK4H	441182			
BG-2	60	50	0	RE Stirn	CK4J	498897			
BG-2	60	50	0	MI Stirn	CK5D	397843	<b>417280,6667</b>	17740,07797	<b>4,251353917</b>
BG-2	60	50	0	MI Stirn	CK5E	421401			
BG-2	60	50	0	MI Stirn	CK5F	432598			
BG-2	70	32	0	LI Auge	CK7A	390144	<b>389773,6667</b>	13655,26683	<b>3,503383631</b>
BG-2	70	32	0	LI Auge	CK7B	375937			
BG-2	70	32	0	LI Auge	CK7C	403240			
BG-2	70	32	0	RE Auge	CK8A	492532	<b>466973,6667</b>	26874,80434	<b>5,75510061</b>
BG-2	70	32	0	RE Auge	CK8B	469437			
BG-2	70	32	0	RE Auge	CK8C	438952			
BG-2	70	32	0	LI Stirn	CK5G	344974	<b>343976,6667</b>	2840,500191	<b>0,825782812</b>
BG-2	70	32	0	LI Stirn	CK5H	346184			
BG-2	70	32	0	LI Stirn	CK5J	340772			
BG-2	70	32	0	RE Stirn	CK6D	430075	<b>424668</b>	5440,300267	<b>1,281071394</b>

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-2	70	32	0	RE Stirn	CK6E	419195			
BG-2	70	32	0	RE Stirn	CK6F	424734			
BG-2	70	32	0	MI Stirn	CK6G	406660	<b>387413,6667</b>	18927,01948	<b>4,885480588</b>
BG-2	70	32	0	MI Stirn	CK6H	386758			
BG-2	70	32	0	MI Stirn	CK6J	368823			
BG-2	81	25	0	LI Auge	CK9A	395352	<b>420150,6667</b>	22418,1913	<b>5,335750502</b>
BG-2	81	25	0	LI Auge	CK9B	438980			
BG-2	81	25	0	LI Auge	CK9C	426120			
BG-2	81	25	0	RE Auge	CK10A	465749	<b>469822,6667</b>	6634,27557	<b>1,412080779</b>
BG-2	81	25	0	RE Auge	CK10B	466241			
BG-2	81	25	0	RE Auge	CK10C	477478			
BG-2	81	25	0	LI Stirn	CK7D	411868	<b>387827</b>	24810,31646	<b>6,397263848</b>
BG-2	81	25	0	LI Stirn	CK7E	362313			
BG-2	81	25	0	LI Stirn	CK7F	389300			
BG-2	81	25	0	RE Stirn	CK7G	475286	<b>486695</b>	11155,76896	<b>2,292147845</b>
BG-2	81	25	0	RE Stirn	CK7H	497579			
BG-2	81	25	0	RE Stirn	CK7J	487220			
BG-2	81	25	0	MI Stirn	CK8D	452622	<b>452718</b>	22957,15054	<b>5,070960408</b>
BG-2	81	25	0	MI Stirn	CK8E	429809			

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-2	81	25	0	MI Stirn	CK8F	475723			
BG-2	60	250	0,3	LI Auge	CL1A	376057	<b>378994</b>	13542,50269	<b>3,573276275</b>
BG-2	60	250	0,3	LI Auge	CL1B	367161			
BG-2	60	250	0,3	LI Auge	CL1C	393764			
BG-2	60	250	0,3	RE Auge	CL2A	441100	<b>435596</b>	8967,704723	<b>2,058720632</b>
BG-2	60	250	0,3	RE Auge	CL2B	440440			
BG-2	60	250	0,3	RE Auge	CL2C	425248			
BG-2	60	250	0,3	LI Stirn	CL1D	356899	<b>330770,3333</b>	27127,87838	<b>8,201424265</b>
BG-2	60	250	0,3	LI Stirn	CL1E	302743			
BG-2	60	250	0,3	LI Stirn	CL1F	332669			
BG-2	60	250	0,3	RE Stirn	CL1G	398032	<b>398146</b>	1938,515669	<b>0,486885632</b>
BG-2	60	250	0,3	RE Stirn	CL1H	396267			
BG-2	60	250	0,3	RE Stirn	CL1J	400139			
BG-2	60	250	0,3	MI Stirn	CL2D	355435	<b>376809</b>	19077,54167	<b>5,062920914</b>
BG-2	60	250	0,3	MI Stirn	CL2E	382879			
BG-2	60	250	0,3	MI Stirn	CL2F	392113			
BG-2	70	125	0,3	LI Auge	CL3A	352587	<b>352739</b>	5611,544173	<b>1,590848807</b>
BG-2	70	125	0,3	LI Auge	CL3B	358425			

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-2	70	125	0,3	LI Auge	CL3C	347205			
BG-2	70	125	0,3	RE Auge	CL4A	389497	<b>388392,3333</b>	1579,640887	<b>0,406712685</b>
BG-2	70	125	0,3	RE Auge	CL4B	389097			
BG-2	70	125	0,3	RE Auge	CL4C	386583			
BG-2	70	125	0,3	LI Stirn	CL2G	339384	<b>347967,3333</b>	8099,647976	<b>2,327703551</b>
BG-2	70	125	0,3	LI Stirn	CL2H	355476			
BG-2	70	125	0,3	LI Stirn	CL2J	349042			
BG-2	70	125	0,3	RE Stirn	CL3D	345026	<b>367985,3333</b>	24582,41781	<b>6,680271082</b>
BG-2	70	125	0,3	RE Stirn	CL3E	365010			
BG-2	70	125	0,3	RE Stirn	CL3F	393920			
BG-2	70	125	0,3	MI Stirn	CL3G	390021	<b>371577,6667</b>	16559,41751	<b>4,456515824</b>
BG-2	70	125	0,3	MI Stirn	CL3H	366726			
BG-2	70	125	0,3	MI Stirn	CL3J	357986			
BG-2	81	80	0,3	LI Auge	CL5A	420488	<b>406355</b>	36208,87009	<b>8,910649577</b>
BG-2	81	80	0,3	LI Auge	CL5B	433366			
BG-2	81	80	0,3	LI Auge	CL5C	365211			
BG-2	81	80	0,3	RE Auge	CL6A	429215	<b>439350,6667</b>	13005,44564	<b>2,960151566</b>
BG-2	81	80	0,3	RE Auge	CL6B	434822			
BG-2	81	80	0,3	RE Auge	CL6C	454015			

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-2	81	80	0,3	LI Stirn	CL4D	388999	<b>344396,3333</b>	38639,19469	<b>11,21939781</b>
BG-2	81	80	0,3	LI Stirn	CL4E	321126			
BG-2	81	80	0,3	LI Stirn	CL4F	323064			
BG-2	81	80	0,3	RE Stirn	CL4G	424591	<b>420986</b>	22780,44795	<b>5,411212714</b>
BG-2	81	80	0,3	RE Stirn	CL4H	396618			
BG-2	81	80	0,3	RE Stirn	CL4J	441749			
BG-2	81	80	0,3	MI Stirn	CL5D	390312	<b>402712,3333</b>	23491,79734	<b>5,833394062</b>
BG-2	81	80	0,3	MI Stirn	CL5E	429806			
BG-2	81	80	0,3	MI Stirn	CL5F	388019			

Es folgen die Ergebnisse der Bestrahlungsgeometrien BG-3 und BG-4.

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-3	70	32	0	LI Auge	CK1A	321107	<b>351125</b>	26947,42027	<b>7,674594593</b>
BG-3	70	32	0	LI Auge	CK1B	359038			
BG-3	70	32	0	LI Auge	CK1C	373230			
BG-3	70	32	0	RE Auge	CK2A	353825	<b>356317</b>	8541,15004	<b>2,397064984</b>
BG-3	70	32	0	RE Auge	CK2B	365827			
BG-3	70	32	0	RE Auge	CK2C	349299			
BG-3	70	32	0	LI Stirn	CK1D	342247	<b>342100,6667</b>	10775,24526	<b>3,149729394</b>
BG-3	70	32	0	LI Stirn	CK1E	352802			
BG-3	70	32	0	LI Stirn	CK1F	331253			
BG-3	70	32	0	RE Stirn	CK1G	342992	<b>332373,6667</b>	15451,73318	<b>4,64890415</b>
BG-3	70	32	0	RE Stirn	CK1H	339482			
BG-3	70	32	0	RE Stirn	CK1J	314647			
BG-3	70	32	0	MI Stirn	CK2D	335999	<b>328421,3333</b>	18493,97643	<b>5,631173909</b>
BG-3	70	32	0	MI Stirn	CK2E	341923			
BG-3	70	32	0	MI Stirn	CK2F	307342			
BG-3	70	125	0,3	LI Auge	CK3A	285001	<b>306533,3333</b>	27547,54955	<b>8,986803899</b>
BG-3	70	125	0,3	LI Auge	CK3B	337576			

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-3	70	125	0,3	LI Auge	CK3C	297023			
BG-3	70	125	0,3	RE Auge	CK4A	285091	<b>312507</b>	36603,98439	<b>11,71301263</b>
BG-3	70	125	0,3	RE Auge	CK4B	354074			
BG-3	70	125	0,3	RE Auge	CK4C	298356			
BG-3	70	125	0,3	LI Stirn	CK2G	307601	<b>299894,3333</b>	13038,67073	<b>4,347754952</b>
BG-3	70	125	0,3	LI Stirn	CK2H	284840			
BG-3	70	125	0,3	LI Stirn	CK2J	307242			
BG-3	70	125	0,3	RE Stirn	CK3D	298847	<b>291115</b>	6736,544886	<b>2,314049391</b>
BG-3	70	125	0,3	RE Stirn	CK3E	287986			
BG-3	70	125	0,3	RE Stirn	CK3F	286512			
BG-3	70	125	0,3	MI Stirn	CK3G	301426	<b>304371</b>	5567,972611	<b>1,829337424</b>
BG-3	70	125	0,3	MI Stirn	CK3H	310793			
BG-3	70	125	0,3	MI Stirn	CK3J	300894			
BG-4	60	50	0	LI Auge	CK5A	191485	<b>194235</b>	21311,4889	<b>10,97201271</b>
BG-4	60	50	0	LI Auge	CK5B	216788			
BG-4	60	50	0	LI Auge	CK5C	174432			
BG-4	60	50	0	RE Auge	CK6A	384266	<b>396450</b>	32181,03473	<b>8,117299716</b>
BG-4	60	50	0	RE Auge	CK6B	372140			
BG-4	60	50	0	RE Auge	CK6C	432944			

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-4	60	50	0	LI Stirn	CK4D	260303	<b>274244,6667</b>	12575,22534	<b>4,58540379</b>
BG-4	60	50	0	LI Stirn	CK4E	277700			
BG-4	60	50	0	LI Stirn	CK4F	284731			
BG-4	60	50	0	RE Stirn	CK4G	444017	<b>404487,3333</b>	34333,61642	<b>8,488180862</b>
BG-4	60	50	0	RE Stirn	CK4H	382105			
BG-4	60	50	0	RE Stirn	CK4J	387340			
BG-4	60	50	0	MI Stirn	CK5D	363680	<b>357911</b>	11940,02517	<b>3,336031909</b>
BG-4	60	50	0	MI Stirn	CK5E	344182			
BG-4	60	50	0	MI Stirn	CK5F	365871			
BG-4	70	32	0	LI Auge	CK7A	205584	<b>191632,6667</b>	15687,56872	<b>8,186270636</b>
BG-4	70	32	0	LI Auge	CK7B	174651			
BG-4	70	32	0	LI Auge	CK7C	194663			
BG-4	70	32	0	RE Auge	CK8A	445530	<b>390811,3333</b>	47769,23682	<b>12,22309405</b>
BG-4	70	32	0	RE Auge	CK8B	369477			
BG-4	70	32	0	RE Auge	CK8C	357427			
BG-4	70	32	0	LI Stirn	CK5G	265948	<b>259632,6667</b>	17036,74856	<b>6,561866338</b>
BG-4	70	32	0	LI Stirn	CK5H	240340			
BG-4	70	32	0	LI Stirn	CK5J	272610			
BG-4	70	32	0	RE Stirn	CK6D	372595	<b>378555</b>	5720,776958	<b>1,511214211</b>

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-4	70	32	0	RE Stirn	CK6E	384002			
BG-4	70	32	0	RE Stirn	CK6F	379068			
BG-4	70	32	0	MI Stirn	CK6G	318601	<b>327918,3333</b>	8338,845324	<b>2,542964048</b>
BG-4	70	32	0	MI Stirn	CK6H	334681			
BG-4	70	32	0	MI Stirn	CK6J	330473			
BG-4	81	25	0	LI Auge	CK9A	215824	<b>213839,3333</b>	9680,800862	<b>4,5271376</b>
BG-4	81	25	0	LI Auge	CK9B	203320			
BG-4	81	25	0	LI Auge	CK9C	222374			
BG-4	81	25	0	RE Auge	CK10A	430193	<b>422609</b>	7399,016218	<b>1,750794758</b>
BG-4	81	25	0	RE Auge	CK10B	415410			
BG-4	81	25	0	RE Auge	CK10C	422224			
BG-4	81	25	0	LI Stirn	CK7D	334088	<b>324442</b>	9810,439491	<b>3,023788378</b>
BG-4	81	25	0	LI Stirn	CK7E	324763			
BG-4	81	25	0	LI Stirn	CK7F	314475			
BG-4	81	25	0	RE Stirn	CK7G	421493	<b>425543,6667</b>	11001,28421	<b>2,585230395</b>
BG-4	81	25	0	RE Stirn	CK7H	437996			
BG-4	81	25	0	RE Stirn	CK7J	417142			
BG-4	81	25	0	MI Stirn	CK8D	440339	<b>393488,3333</b>	41236,18613	<b>10,47964644</b>
BG-4	81	25	0	MI Stirn	CK8E	362702			

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-4	81	25	0	MI Stirn	CK8F	377424			
BG-4	60	250	0,3	LI Auge	CL1A	233237	<b>231660,3333</b>	4131,175297	<b>1,783289887</b>
BG-4	60	250	0,3	LI Auge	CL1B	234771			
BG-4	60	250	0,3	LI Auge	CL1C	226973			
BG-4	60	250	0,3	RE Auge	CL2A	368684	<b>390742</b>	25666,41165	<b>6,568633945</b>
BG-4	60	250	0,3	RE Auge	CL2B	418913			
BG-4	60	250	0,3	RE Auge	CL2C	384629			
BG-4	60	250	0,3	LI Stirn	CL1D	293416	<b>272710,6667</b>	30145,8357	<b>11,05414617</b>
BG-4	60	250	0,3	LI Stirn	CL1E	238125			
BG-4	60	250	0,3	LI Stirn	CL1F	286591			
BG-4	60	250	0,3	RE Stirn	CL1G	350486	<b>370474,3333</b>	17337,64443	<b>4,679850362</b>
BG-4	60	250	0,3	RE Stirn	CL1H	379497			
BG-4	60	250	0,3	RE Stirn	CL1J	381440			
BG-4	60	250	0,3	MI Stirn	CL2D	334074	<b>341615,3333</b>	7316,009181	<b>2,141592741</b>
BG-4	60	250	0,3	MI Stirn	CL2E	348683			
BG-4	60	250	0,3	MI Stirn	CL2F	342089			
BG-4	70	125	0,3	LI Auge	CL3A	220253	<b>212190,6667</b>	8058,502735	<b>3,797764936</b>
BG-4	70	125	0,3	LI Auge	CL3B	204136			

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-4	70	125	0,3	LI Auge	CL3C	212183			
BG-4	70	125	0,3	RE Auge	CL4A	371543	<b>376969</b>	10414,39115	<b>2,762665139</b>
BG-4	70	125	0,3	RE Auge	CL4B	370388			
BG-4	70	125	0,3	RE Auge	CL4C	388976			
BG-4	70	125	0,3	LI Stirn	CL2G	300518	<b>299151,3333</b>	27350,6208	<b>9,142737389</b>
BG-4	70	125	0,3	LI Stirn	CL2H	325793			
BG-4	70	125	0,3	LI Stirn	CL2J	271143			
BG-4	70	125	0,3	RE Stirn	CL3D	354102	<b>337933</b>	14078,72441	<b>4,16612891</b>
BG-4	70	125	0,3	RE Stirn	CL3E	331309			
BG-4	70	125	0,3	RE Stirn	CL3F	328388			
BG-4	70	125	0,3	MI Stirn	CL3G	289617	<b>303572</b>	13074,0841	<b>4,306749008</b>
BG-4	70	125	0,3	MI Stirn	CL3H	305562			
BG-4	70	125	0,3	MI Stirn	CL3J	315537			
BG-4	81	80	0,3	LI Auge	CL5A	226067	<b>237455,3333</b>	10879,41443	<b>4,581667751</b>
BG-4	81	80	0,3	LI Auge	CL5B	247742			
BG-4	81	80	0,3	LI Auge	CL5C	238557			
BG-4	81	80	0,3	RE Auge	CL6A	433781	<b>389662,6667</b>	38414,07305	<b>9,85828932</b>
BG-4	81	80	0,3	RE Auge	CL6B	371581			
BG-4	81	80	0,3	RE Auge	CL6C	363626			

Bestrahlungsgeometrie	[kV]	[mAs]	[mm Cu]	OEP	Chip-Nummer	Intensität [cts]	Mittelwert [cts]	Stabw. [cts]	+ / - [%]
BG-4	81	80	0,3	LI Stirn	CL4D	304287	<b>277537,3333</b>	24295,0246	<b>8,753786133</b>
BG-4	81	80	0,3	LI Stirn	CL4E	256842			
BG-4	81	80	0,3	LI Stirn	CL4F	271483			
BG-4	81	80	0,3	RE Stirn	CL4G	403103	<b>369094,3333</b>	34950,27246	<b>9,469197793</b>
BG-4	81	80	0,3	RE Stirn	CL4H	370907			
BG-4	81	80	0,3	RE Stirn	CL4J	333273			
BG-4	81	80	0,3	MI Stirn	CL5D	330731	<b>323649,6667</b>	9941,810013	<b>3,071781323</b>
BG-4	81	80	0,3	MI Stirn	CL5E	312284			
BG-4	81	80	0,3	MI Stirn	CL5F	327934			

In den folgenden Daten wird mit Hilfe der strahlenqualitäts-spezifischen Kalibrierfaktoren erstmals die akkumulierte Dosis berechnet und ein Vergleich zwischen den Ergebnissen der Messungen des Halbleiterdosimeters *Unfors EDD-30* und den Ergebnissen der Messungen mit den TLD-Chips gezogen.

BG	[kV]	[mm Cu]	OEP	Mittelwert [cts]	+ / - [%]	Kalibrierfaktor [cts/μGy]	+ / - [%]	Dosis [μGy]	+ / - [%]	EDD-30 [μSv]	TLD / EDD-30 [%]
BG-1	70	0	LI Auge	402928,6667	5,18919	2603,338819	6,64218	<b>154,7738096</b>	<b>8,4289</b>		
BG-1	70	0	RE Auge	389968,3333	9,08207	2603,338819	6,64218	<b>149,795459</b>	<b>11,2518</b>		
BG-1	70	0	LI Stirn	411957	5,1504	2603,338819	6,64218	<b>158,241792</b>	<b>8,40507</b>	194,336	<b>81,426906</b>
BG-1	70	0	RE Stirn	398045,6667	3,80866	2603,338819	6,64218	<b>152,8981413</b>	<b>7,65666</b>	194,336	<b>78,67720923</b>
BG-1	70	0	MI Stirn	373971	1,84149	2603,338819	6,64218	<b>143,6505296</b>	<b>6,89272</b>	197,76	<b>72,63881956</b>
BG-1	70	0,3	LI Auge	357137	7,88439	2608,224821	5,39973	<b>136,92723</b>	<b>9,55618</b>		
BG-1	70	0,3	RE Auge	371557,6667	10,6252	2608,224821	5,39973	<b>142,4561501</b>	<b>11,9185</b>		
BG-1	70	0,3	LI Stirn	351220,6667	8,4733	2608,224821	5,39973	<b>134,6588929</b>	<b>10,0476</b>	191,25	<b>70,40987861</b>
BG-1	70	0,3	RE Stirn	345710	0,83343	2608,224821	5,39973	<b>132,5460893</b>	<b>5,46367</b>	191,25	<b>69,30514472</b>
BG-1	70	0,3	MI Stirn	379151,3333	4,16586	2608,224821	5,39973	<b>145,3675811</b>	<b>6,81993</b>	194,25	<b>74,83530561</b>
BG-2	60	0	LI Auge	406304,3333	4,89126	2604,985896	5,75041	<b>155,9717977</b>	<b>7,54928</b>		
BG-2	60	0	RE Auge	437082,6667	9,86698	2604,985896	5,75041	<b>167,7869609</b>	<b>11,4204</b>		
BG-2	60	0	LI Stirn	369234	7,01099	2604,985896	5,75041	<b>141,7412665</b>	<b>9,06759</b>	154,25	<b>91,89061034</b>
BG-2	60	0	RE Stirn	462722,3333	6,81141	2604,985896	5,75041	<b>177,6294966</b>	<b>8,91417</b>	207,2	<b>85,72852151</b>
BG-2	60	0	MI Stirn	417280,6667	4,25135	2604,985896	5,75041	<b>160,1853842</b>	<b>7,15131</b>	187,15	<b>85,59197662</b>
BG-2	70	0	LI Auge	389773,6667	3,50338	2603,338819	6,64218	<b>149,7206832</b>	<b>7,50948</b>		
BG-2	70	0	RE Auge	466973,6667	5,7551	2603,338819	6,64218	<b>179,3749101</b>	<b>8,78862</b>		
BG-2	70	0	LI Stirn	343976,6667	0,82578	2603,338819	6,64218	<b>132,129043</b>	<b>6,69332</b>	146,048	<b>90,46960107</b>
BG-2	70	0	RE Stirn	424668	1,28107	2603,338819	6,64218	<b>163,1243682</b>	<b>6,76459</b>	195,072	<b>83,62264609</b>

BG	[kV]	[mm Cu]	OEP	Mittelwert [cts]	+ / - [%]	Kalibrierfaktor [cts/μGy]	+ / - [%]	Dosis [μGy]	+ / - [%]	EDD-30 [μSv]	TLD / EDD-30 [%]
BG-2	70	0	MI Stirn	387413,6667	4,88548	2603,338819	6,64218	<b>148,8141551</b>	<b>8,24539</b>	177,056	<b>84,04920198</b>
BG-2	81	0	LI Auge	420150,6667	5,33575	2558,926576	6,86266	<b>164,1902002</b>	<b>8,69289</b>		
BG-2	81	0	RE Auge	469822,6667	1,41208	2558,926576	6,86266	<b>183,6014644</b>	<b>7,00644</b>		
BG-2	81	0	LI Stirn	387827	6,39726	2558,926576	6,86266	<b>151,5584713</b>	<b>9,38196</b>	160,25	<b>94,57626914</b>
BG-2	81	0	RE Stirn	486695	2,29215	2558,926576	6,86266	<b>190,1949843</b>	<b>7,23534</b>	212	<b>89,71461525</b>
BG-2	81	0	MI Stirn	452718	5,07096	2558,926576	6,86266	<b>176,9171512</b>	<b>8,53292</b>	192,85	<b>91,73821686</b>
BG-2	60	0,3	LI Auge	378994	3,57328	2684,909702	5,97458	<b>141,1570749</b>	<b>6,9616</b>		
BG-2	60	0,3	RE Auge	435596	2,05872	2684,909702	5,97458	<b>162,2386033</b>	<b>6,31933</b>		
BG-2	60	0,3	LI Stirn	330770,3333	8,20142	2684,909702	5,97458	<b>123,1960736</b>	<b>10,1469</b>	157,25	<b>78,34408497</b>
BG-2	60	0,3	RE Stirn	398146	0,48689	2684,909702	5,97458	<b>148,2902757</b>	<b>5,99439</b>	205,25	<b>72,2486118</b>
BG-2	60	0,3	MI Stirn	376809	5,06292	2684,909702	5,97458	<b>140,3432673</b>	<b>7,83127</b>	187,75	<b>74,7500758</b>
BG-2	70	0,3	LI Auge	352739	1,59085	2608,224821	5,39973	<b>135,2410257</b>	<b>5,6292</b>		
BG-2	70	0,3	RE Auge	388392,3333	0,40671	2608,224821	5,39973	<b>148,9106039</b>	<b>5,41502</b>		
BG-2	70	0,3	LI Stirn	347967,3333	2,3277	2608,224821	5,39973	<b>133,4115566</b>	<b>5,88007</b>	147,75	<b>90,29546977</b>
BG-2	70	0,3	RE Stirn	367985,3333	6,68027	2608,224821	5,39973	<b>141,0865085</b>	<b>8,58971</b>	192	<b>73,48255649</b>
BG-2	70	0,3	MI Stirn	371577,6667	4,45652	2608,224821	5,39973	<b>142,4638182</b>	<b>7,00126</b>	175,75	<b>81,06049399</b>
BG-2	81	0,3	LI Auge	406355	8,91065	2516,695478	4,1961	<b>161,4637144</b>	<b>9,84921</b>		
BG-2	81	0,3	RE Auge	439350,6667	2,96015	2516,695478	4,1961	<b>174,5744253</b>	<b>5,13515</b>		
BG-2	81	0,3	LI Stirn	344396,3333	11,2194	2516,695478	4,1961	<b>136,8446585</b>	<b>11,9784</b>	160,25	<b>85,3944827</b>
BG-2	81	0,3	RE Stirn	420986	5,41121	2516,695478	4,1961	<b>167,2772903</b>	<b>6,84751</b>	206,25	<b>81,10414074</b>
BG-2	81	0,3	MI Stirn	402712,3333	5,83339	2516,695478	4,1961	<b>160,0163138</b>	<b>7,1858</b>	190	<b>84,21911252</b>

BG	[kV]	[mm Cu]	OEP	Mittelwert [cts]	+ / - [%]	Kalibrierfaktor [cts/μGy]	+ / - [%]	Dosis [μGy]	+ / - [%]	EDD-30 [μSv]	TLD / EDD-30 [%]
BG-3	70	0	LI Auge	351125	7,67459	2603,338819	6,64218	<b>134,8748758</b>	<b>10,1498</b>		
BG-3	70	0	RE Auge	356317	2,39706	2603,338819	6,64218	<b>136,8692378</b>	<b>7,06148</b>		
BG-3	70	0	LI Stirn	342100,6667	3,14973	2603,338819	6,64218	<b>131,4084299</b>	<b>7,35115</b>	143,872	<b>91,33704258</b>
BG-3	70	0	RE Stirn	332373,6667	4,6489	2603,338819	6,64218	<b>127,6720741</b>	<b>8,10746</b>	143,872	<b>88,74004263</b>
BG-3	70	0	MI Stirn	328421,3333	5,63117	2603,338819	6,64218	<b>126,1538955</b>	<b>8,70797</b>	148,128	<b>85,16546196</b>
BG-3	70	0,3	LI Auge	306533,3333	8,9868	2608,224821	5,39973	<b>117,5256561</b>	<b>10,4843</b>		
BG-3	70	0,3	RE Auge	312507	11,713	2608,224821	5,39973	<b>119,815975</b>	<b>12,8977</b>		
BG-3	70	0,3	LI Stirn	299894,3333	4,34775	2608,224821	5,39973	<b>114,9802467</b>	<b>6,93253</b>	146,75	<b>78,35110506</b>
BG-3	70	0,3	RE Stirn	291115	2,31405	2608,224821	5,39973	<b>111,6142281</b>	<b>5,87468</b>	146,75	<b>76,05739561</b>
BG-3	70	0,3	MI Stirn	304371	1,82934	2608,224821	5,39973	<b>116,696612</b>	<b>5,70119</b>	151,5	<b>77,02746668</b>
BG-4	60	0	LI Auge	194235	10,972	2604,985896	5,75041	<b>74,56278374</b>	<b>12,3876</b>		
BG-4	60	0	RE Auge	396450	8,1173	2604,985896	5,75041	<b>152,1889238</b>	<b>9,94775</b>		
BG-4	60	0	LI Stirn	274244,6667	4,5854	2604,985896	5,75041	<b>105,2768336</b>	<b>7,3548</b>	138,05	<b>76,25993017</b>
BG-4	60	0	RE Stirn	404487,3333	8,48818	2604,985896	5,75041	<b>155,2742892</b>	<b>10,2526</b>	176,9	<b>87,7751776</b>
BG-4	60	0	MI Stirn	357911	3,33603	2604,985896	5,75041	<b>137,3946018</b>	<b>6,64803</b>	145,3	<b>94,55925798</b>
BG-4	70	0	LI Auge	191632,6667	8,18627	2603,338819	6,64218	<b>73,61034426</b>	<b>10,542</b>		
BG-4	70	0	RE Auge	390811,3333	12,2231	2603,338819	6,64218	<b>150,1192739</b>	<b>13,9112</b>		
BG-4	70	0	LI Stirn	259632,6667	6,56187	2603,338819	6,64218	<b>99,73064774</b>	<b>9,33684</b>	131,488	<b>75,84771822</b>
BG-4	70	0	RE Stirn	378555	1,51121	2603,338819	6,64218	<b>145,4113453</b>	<b>6,81193</b>	167,808	<b>86,65340468</b>
BG-4	70	0	MI Stirn	327918,3333	2,54296	2603,338819	6,64218	<b>125,9606821</b>	<b>7,11233</b>	138,784	<b>90,76023322</b>
BG-4	81	0	LI Auge	213839,3333	4,52714	2558,926576	6,86266	<b>83,56602933</b>	<b>8,22138</b>		
BG-4	81	0	RE Auge	422609	1,75079	2558,926576	6,86266	<b>165,1508894</b>	<b>7,08247</b>		

BG	[kV]	[mm Cu]	OEP	Mittelwert [cts]	+ / - [%]	Kalibrierfaktor [cts/μGy]	+ / - [%]	Dosis [μGy]	+ / - [%]	EDD-30 [μSv]	TLD / EDD-30 [%]
BG-4	81	0	LI Stirn	324442	3,02379	2558,926576	6,86266	<b>126,7883194</b>	<b>7,4993</b>	144,25	<b>87,89484879</b>
BG-4	81	0	RE Stirn	425543,6667	2,58523	2558,926576	6,86266	<b>166,2977245</b>	<b>7,33346</b>	182,95	<b>90,89790898</b>
BG-4	81	0	MI Stirn	393488,3333	10,4796	2558,926576	6,86266	<b>153,7708573</b>	<b>12,5267</b>	152,675	<b>100,7177713</b>
BG-4	60	0,3	LI Auge	231660,3333	1,78329	2684,909702	5,97458	<b>86,28235547</b>	<b>6,23504</b>		
BG-4	60	0,3	RE Auge	390742	6,56863	2684,909702	5,97458	<b>145,5326411</b>	<b>8,87934</b>		
BG-4	60	0,3	LI Stirn	272710,6667	11,0541	2684,909702	5,97458	<b>101,5716344</b>	<b>12,5654</b>	142,25	<b>71,40360943</b>
BG-4	60	0,3	RE Stirn	370474,3333	4,67985	2684,909702	5,97458	<b>137,983908</b>	<b>7,58925</b>	178,25	<b>77,41032707</b>
BG-4	60	0,3	MI Stirn	341615,3333	2,14159	2684,909702	5,97458	<b>127,2353156</b>	<b>6,34681</b>	150,25	<b>84,68240639</b>
BG-4	70	0,3	LI Auge	212190,6667	3,79776	2608,224821	5,39973	<b>81,35443885</b>	<b>6,60152</b>		
BG-4	70	0,3	RE Auge	376969	2,76267	2608,224821	5,39973	<b>144,530869</b>	<b>6,06542</b>		
BG-4	70	0,3	LI Stirn	299151,3333	9,14274	2608,224821	5,39973	<b>114,6953786</b>	<b>10,6182</b>	133,5	<b>85,91414127</b>
BG-4	70	0,3	RE Stirn	337933	4,16613	2608,224821	5,39973	<b>129,5643678</b>	<b>6,82009</b>	167,25	<b>77,46748448</b>
BG-4	70	0,3	MI Stirn	303572	4,30675	2608,224821	5,39973	<b>116,3902734</b>	<b>6,90689</b>	142	<b>81,96498127</b>
BG-4	81	0,3	LI Auge	237455,3333	4,58167	2516,695478	4,1961	<b>94,35203241</b>	<b>6,2128</b>		
BG-4	81	0,3	RE Auge	389662,6667	9,85829	2516,695478	4,1961	<b>154,8310752</b>	<b>10,7142</b>		
BG-4	81	0,3	LI Stirn	277537,3333	8,75379	2516,695478	4,1961	<b>110,2784726</b>	<b>9,70752</b>	144,5	<b>76,31728207</b>
BG-4	81	0,3	RE Stirn	369094,3333	9,4692	2516,695478	4,1961	<b>146,658321</b>	<b>10,3573</b>	181,25	<b>80,91493573</b>
BG-4	81	0,3	MI Stirn	323649,6667	3,07178	2516,695478	4,1961	<b>128,6010443</b>	<b>5,2003</b>	154,75	<b>83,1024519</b>

## Anhang E

Hier sind die Daten zum Unterkapitel 5.3.4 *Konversionsfaktoren* angeführt. Es folgt jeweils eine Tabelle für jede der 4 Bestrahlungsgeometrien in welcher die prozentuellen Konversionsfaktoren mit Bezug auf den Messwert *RE Auge* gelistet sind.

BG-1															
[kV]	[mm Cu]	RE Stirn	+ / -	LI Auge	+ / -	LI Stirn	+ / -	MI Stirn	+ / -	RE Stirn (U)	+ / -	LI Stirn (U)	+ / -	MI Stirn (U)	+ / -
70	0	<b>102,071</b>	13,61	<b>103,323</b>	14,06	<b>105,639</b>	14,04	<b>95,8978</b>	13,2	129,73424	12,75	129,73424	12,75	132,020023	12,75
70	0,3	<b>93,0434</b>	13,11	<b>96,1189</b>	15,28	<b>94,5266</b>	15,59	<b>102,044</b>	13,73	134,251838	13,34	134,251838	13,34	136,357749	13,34

BG-2															
[kV]	[mm Cu]	RE Stirn	+ / -	LI Auge	+ / -	LI Stirn	+ / -	MI Stirn	+ / -	RE Stirn (U)	+ / -	LI Stirn (U)	+ / -	MI Stirn (U)	+ / -
60	0	<b>105,866</b>	14,49	<b>92,9582</b>	13,69	<b>84,4769</b>	14,58	<b>95,4695</b>	13,47	123,48993	12,9	91,9320543	12,9	111,540253	12,9
70	0	<b>90,9405</b>	11,09	<b>83,468</b>	11,56	<b>73,6608</b>	11,05	<b>82,9626</b>	12,05	108,750995	10,64	81,4205286	10,64	98,7072272	10,64
81	0	<b>103,591</b>	10,07	<b>89,4275</b>	11,16	<b>82,5475</b>	11,71	<b>96,3593</b>	11,04	115,467489	9,224	87,2814389	9,224	105,037289	9,224
60	0,3	<b>91,4026</b>	8,71	<b>87,0058</b>	9,402	<b>75,9351</b>	11,95	<b>86,5042</b>	10,06	126,511198	8,714	96,9251441	8,714	115,724616	8,714
70	0,3	<b>94,7458</b>	10,15	<b>90,8203</b>	7,811	<b>89,5917</b>	7,994	<b>95,6707</b>	8,851	128,936419	8,082	99,2206036	8,082	118,023831	8,082
81	0,3	<b>95,82</b>	8,559	<b>92,4899</b>	11,11	<b>78,3876</b>	13,03	<b>91,6608</b>	8,832	118,144453	7,897	91,7946599	7,897	108,836102	7,897

<b>BG-3</b>															
[kV]	[mm Cu]	RE Stirn	+ / -	LI Auge	+ / -	LI Stirn	+ / -	MI Stirn	+ / -	RE Stirn (U)	+ / -	LI Stirn (U)	+ / -	MI Stirn (U)	+ / -
70	0	<b>93,2803</b>	10,75	<b>98,5429</b>	12,36	<b>96,0102</b>	10,19	<b>92,1711</b>	11,21	105,116389	9,266	105,116389	9,266	108,225926	9,266
70	0,3	<b>93,1547</b>	14,17	<b>98,0885</b>	16,62	<b>95,964</b>	14,64	<b>97,3965</b>	14,1	122,479494	14,23	122,479494	14,23	126,443907	14,23

<b>BG-4</b>															
[kV]	[mm Cu]	RE Stirn	+ / -	LI Auge	+ / -	LI Stirn	+ / -	MI Stirn	+ / -	RE Stirn (U)	+ / -	LI Stirn (U)	+ / -	MI Stirn (U)	+ / -
60	0	<b>102,027</b>	14,29	<b>48,9936</b>	15,89	<b>69,1751</b>	12,37	<b>90,279</b>	11,96	116,237106	11,62	90,7096236	11,62	95,4734394	11,62
70	0	<b>96,8639</b>	15,49	<b>49,0346</b>	17,45	<b>66,4343</b>	16,75	<b>83,9071</b>	15,62	111,783115	15,15	87,5890194	15,15	92,4491548	15,15
81	0	<b>100,694</b>	10,2	<b>50,5998</b>	10,85	<b>76,7712</b>	10,32	<b>93,1093</b>	14,39	110,777484	9,282	87,3443676	9,282	92,4457631	9,282
60	0,3	<b>94,813</b>	11,68	<b>59,2873</b>	10,85	<b>69,793</b>	15,39	<b>87,4273</b>	10,91	122,481114	10,72	97,7443953	10,72	103,241444	10,72
70	0,3	<b>89,6448</b>	9,127	<b>56,2886</b>	8,965	<b>79,357</b>	12,23	<b>80,5297</b>	9,192	115,719224	8,532	92,367811	8,532	98,2489076	8,532
81	0,3	<b>94,7215</b>	14,9	<b>60,9387</b>	12,39	<b>71,225</b>	14,46	<b>83,0589</b>	11,91	117,063064	12,28	93,3275183	12,28	99,9476364	12,28

# Literaturverzeichnis

1. ICRP PUBLICATION 60: *The 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Annals of the ICRP, 1991. **21**(1-3).
2. ICRP PUBLICATION 103: *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Annals of the ICRP, 2007. **37**(2-4).
3. ICRP PUBLICATION 118: *ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs — Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context*. Annals of the ICRP, 2012. **41**(1-2).
4. Nakashima, E., K. Neriishi, and A. Minamoto, *A reanalysis of atomic-bomb cataract data, 2000-2002: a threshold analysis*. Health Phys, 2006. **90**(2): p. 154-60.
5. Neriishi, K., et al., *Postoperative cataract cases among atomic bomb survivors: radiation dose response and threshold*. Radiat Res, 2007. **168**(4): p. 404-8.
6. Worgul, B.V., et al., *Cataracts among Chernobyl clean-up workers: implications regarding permissible eye exposures*. Radiat Res, 2007. **167**(2): p. 233-43.
7. Martin, C.J., *A 20 mSv dose limit for the eye: sense or no sense?* J Radiol Prot, 2011. **31**(4): p. 385-7.
8. Bordy, J.M., et al., *Proposals for the type tests criteria and calibration conditions of passive eye lens dosimeters to be used in interventional cardiology and radiology workplaces*. Radiation Measurements, 2011. **46**(11): p. 1235-1238.
9. Vanhavere, F., et al., *Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology: Final results of the ORAMED project*. Radiation Measurements, 2011. **46**(11): p. 1243-1247.
10. Donadille, L., et al., *Staff eye lens and extremity exposure in interventional cardiology: Results of the ORAMED project*. Radiation Measurements, 2011. **46**(11): p. 1203-1209.
11. Carinou, E., et al., *Recommendations to reduce extremity and eye lens doses in interventional radiology and cardiology*. Radiation Measurements, 2011. **46**(11): p. 1324-1329.
12. Domienik, J., M. Brodecki, and D. Rusicka, *A study of the dose distribution in the region of the eye lens and extremities for staff working in interventional cardiology*. Radiation Measurements, 2012. **47**(2): p. 130-138.
13. Bilski, P., et al., *The new eye-d<sup>TM</sup> dosimeter for measurements of hp(3) for medical staff*. Radiation Measurements, 2011.

14. Gualdrini, G., et al., *A new cylindrical phantom for eye lens dosimetry development*. Radiation Measurements, 2011. **46**(11): p. 1231-1234.
15. Geber, T., M. Gunnarsson, and S. Mattsson, *Eye lens dosimetry for interventional procedures – Relation between the absorbed dose to the lens and dose at measurement positions*. Radiation Measurements, 2011. **46**(11): p. 1248-1251.
16. Bos, A.J.J., *High sensitivity thermoluminescence dosimetry*. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, 2001. **184**(1–2): p. 3-28.
17. Nakajima, T., et al., *Development of a new highly sensitive LiF thermoluminescence dosimeter and its applications*. Nuclear Instruments and Methods, 1978. **157**(1): p. 155-162.
18. Oster, L., Y.S. Horowitz, and A. Horowitz *Glow Curve Readout of LiF:Mg,Cu,P (GR-200) Chips at Maximum Temperatures Between 240 oC and 280 oC: Elimination of the Residual Signal*. Radiation Protection Dosimetry, 1993. **49**(4): p. 407-411.
19. Furetta, C., C. Leroy, and F. Lamarche, *A precise investigation on the TL behavior of LiF: Mg, Cu, P (GR-200A)*. Med Phys, 1994. **21**(10): p. 1605-9.
20. J.H. Hubbell, S.M. Seltzer, *Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients*. NISTIR **5632**, Version 1.4 (2004), [Online] verfügbar: <http://physics.nist.gov/xaamdi> [2013 11 25]
21. Obryk, B., et al., *High-dose high-temperature emission of LiF:Mg,Cu,P: Thermally and radiation induced loss & recovery of its sensitivity*. Radiation Measurements, 2013. **56**(0): p. 171-178.
22. Piters, T.M. and A.J.J. Bos, *Influence of the Cooling Rate on Repeatability of LiF:Mg,Cu,P Thermoluminescent Chips*. Radiation Protection Dosimetry, 1990. **33**(1-4): p. 91-94.
23. Kitis, G., et al., *Low-temperature (80 – 240 °C) annealing characteristics of LiF:Mg, Cu, P*. Journal of Physics D: Applied Physics, 1996. **29**(6): p. 1601.
24. Bilski, P., M. Budzanowski, and P. Olko, *Dependence of LiF:Mg,Cu,P (MCP-N) Glow-Curve Structure on Dopant Composition and Thermal Treatment*. Radiation Protection Dosimetry, 1997. **69**(3): p. 187-198.
25. Harvey, J.A., N.P. Haverland, and K.J. Kearfott, *Characterization of the glow-peak fading properties of six common thermoluminescent materials*. Appl Radiat Isot, 2010. **68**(10): p. 1988-2000.
26. Cassata, J.R., et al., *A new paradigm in personal dosimetry using LiF:Mg,Cu,P*. Radiat Prot Dosimetry, 2002. **101**(1-4): p. 27-42.
27. Duggan, L. and T. Kron, *Glow Curve Analysis of Long-term Stability of LiF:Mg,Cu,P as Compared to LiF:Mg,Ti*. Radiation Protection Dosimetry, 1999. **85**(1-4): p. 213-216.

28. *ICRP PUBLICATION 110: Adult Reference Computational Phantoms*. Annals of the ICRP, 2009. **39**(2).
29. *ICRP PUBLICATION 89: Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values*. Annals of the ICRP, 2002. **32**(3-4).
30. Dodgson, N.A., *Variation and extrema of human interpupillary distance*. Proc SPIE, 2004. **5291**(36-46).
31. Behrens, R., G. Dietze, and M. Zankl, *Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens*. Phys Med Biol, 2009. **54**(13): p. 4069-87.
32. Charles, M.W. and N. Brown, *Dimensions of the human eye relevant to radiation protection*. Phys Med Biol, 1975. **20**(2): p. 202-18.