

ENTWICKLUNG EINES
HOCHPRÄZISEN DOSIMETRIESYSTEMS
ZUR MESSUNG DER
OBERFLÄCHENDOSISVERTEILUNG
VON AUGENAPPLIKATOREN

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades
eines Doktors der Naturwissenschaften
(Dr. rer. nat.)

vorgelegt von

Dipl.-Phys. Marion Eichmann

Lehrstuhl für Experimentelle Physik V
Fakultät Physik
Technische Universität Dortmund

eingereicht am 11. November 2009

Gutachter: Prof. Dr. B. Spaan
Dr. D. Flüh
eingereicht am: 11.11.2009

Publikation im Rahmen der Dissertation:

M. Eichmann, D. Flüh, B. Spaan: *Development of a high precision dosimetry system for the measurement of surface dose rate distribution for eye applicators*, Medical Physics 36 (10) (2009), 4634-4643

... für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Medizinischer Hintergrund	3
2.1	Begriffsbestimmungen	3
2.1.1	Tumoren	3
2.1.2	Aufbau des Auges	4
2.2	Augentumoren	5
2.2.1	Retinoblastom	5
2.2.2	Aderhautmelanom	6
2.3	Therapieformen	6
3	Grundlagen der Dosimetrie	11
3.1	Wechselwirkungen niederenergetischer Photonen mit Materie	11
3.2	Wechselwirkungen von Elektronen mit Materie	13
3.3	Dosimetrische Begriffe	16
3.4	Dosimetrische Betrachtungen zur Wahl eines Detektors	17
4	Der ^{106}Ru-Applikator	19
4.1	Aufbau der ^{106}Ru -Applikatoren	19
4.2	Das $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ - Spektrum	20
5	Der dosimetrische Messaufbau	23
5.1	Die Detektoren	23
5.1.1	Plastikszintillatorfasern	23
5.1.2	Lichtleiter	26
5.1.3	Zweikanal-Plastikszintillatordetektorsystem	26
5.2	Phantommaterialien	28
5.3	Photomultiplier und Picoamperemeter	28
6	Die Messapparatur	29
6.1	Anforderungen an die Apparatur	29
6.2	Entwicklung der Apparatur	30
6.3	Die Apparatur	33
6.3.1	Die verwendeten Materialien	34
6.3.2	Realisierung der Bewegung in z , Φ und Θ und Einbau der Applikatoren und Detektoren	34
6.4	Die verwendeten Geräte	39
6.4.1	Messtaster	39
6.4.2	Motoren und Motorsteuerung	42
6.5	LabView	42

7	Monte Carlo Simulation - EGSnrcMP	43
7.1	Das Programm - EGSnrcMP	43
7.2	Statistik und Unsicherheit	44
7.3	Modellierung der Applikatoren und Szintillatoren	45
7.4	Erste Ergebnisse	47
7.5	Störungen des Strahlungsfeldes	49
7.5.1	Einfluss der Szintillatoren	49
7.5.2	Einfluss des Aluminiums in der Apparatur	49
8	Kalibrierung	51
8.1	Der Sekundärstandard	51
8.2	Relative Kalibrierung	52
8.2.1	Vorabbetrachtungen	53
8.2.2	Ergebnisse	54
8.3	Absolute Kalibrierung	56
8.3.1	Grundlagen	56
8.3.2	Berechnung der Wasser-Energiedosisleistung im Detektor- volumen	58
8.3.3	Bestimmung des Signalstroms	60
8.3.4	Der absolute Kalibrierungsfaktor	65
8.4	Der effektive Messpunkt	66
8.5	Monte Carlo Simulationen zur RW 3- und Wasser- Äquivalenz	68
8.6	Linearität - Messungen an der PTB	70
8.7	Anwendung in der Applikatorvermessung	74
8.8	Endergebnisse	74
9	Basisdosimetrie der Augenapplikatoren	77
9.1	Vorabbetrachtungen	78
9.1.1	Dunkelstrom	78
9.1.2	Messstabilität	78
9.1.3	Messintervalle	78
9.2	Tiefendosiskurven	79
9.3	Oberflächendosisleistungsprofil	83
9.3.1	Oberflächenprofil	83
9.3.2	Szintillatorstromprofil	87
9.3.3	Čerenkovstromprofil	89
9.3.4	Signalstromprofil	91
9.3.5	Bestimmung des Oberflächendosisleistungsprofils	94
9.4	Vergleich zwischen den Applikatoren	100
10	Einflüsse auf das Oberflächendosisleistungsprofil	113
10.1	Dosisprofil in Abhängigkeit vom Abstand	113
10.2	Abstandskorrektur	113
10.3	Monte Carlo Simulationen eines Hotspots	126
10.3.1	Modellierung der Hotspots	126
10.3.2	Oberflächendosisprofil eines idealen Applikators mit Hotspot	126
10.3.3	Tiefendosisprofile eines idealen Applikators mit Hotspot	130

11 Einfluss auf die Augentumorthherapie	135
11.1 Stand der Therapieplanung	135
11.2 Rückschlüsse aus den Messungen	139
11.2.1 Tiefendosiskurven	139
11.2.2 Oberflächendosisleistungsprofil	142
11.3 Dosisverteilungen innerhalb der Sklera	143
11.4 Ausblick	147
12 Zusammenfassung	149
A Einstellungen in EGSnrcMP	153
B Mess-Protokolle von BEBIG	157
Abbildungsverzeichnis	167
Tabellenverzeichnis	171
Literaturverzeichnis	174
Danksagungen	181

Kapitel 1

Einleitung

In Deutschland erkranken pro Jahr ca. 1000 Personen an Augentumoren. Die beiden häufigsten bösartigen Augentumoren sind das Aderhautmelanom und das Retinoblastom, welches überwiegend bei Kindern auftritt. Bis in die fünfziger Jahre des letzten Jahrhunderts bestand nur die Möglichkeit der Enukektion, also der Entfernung des Auges. In Abhängigkeit von der Größe, Form und Position des Tumors im Auge werden bei der heutigen Therapieplanung organ- und sehkräfterhaltende Therapieformen bevorzugt. Bei Tumorstärken zwischen 1,5 mm und 10 mm wird die Brachytherapie angewandt. Bei dieser Behandlungsmethode wird eine radioaktive Quelle, der sogenannte Augenapplikator, möglichst nah am Tumor platziert. Solche Augenapplikatoren wurden erstmals 1960 von H.B. Stallard [Stal66] entwickelt. Es handelt sich dabei um Kalotten aus Edelstahl, Silber oder Gold, die auf ihrer konkaven Seite mit einem radioaktiven Material belegt sind und für eine Dauer von 1-12 Tagen auf dem Auge fixiert werden.

Am Universitätsklinikum Essen werden pro Jahr ca. 400 Patienten, bei denen ein Augentumor diagnostiziert wurde, mit Augenapplikatoren therapiert. In 90% der Fälle handelt es sich dabei um ^{106}Ru -Applikatoren, die für die Therapie von Augentumoren mit einer Höhe bis zu 7 mm eingesetzt werden. In den übrigen Fällen werden $^{106}\text{Ru}/^{125}\text{I}$ -Applikatoren eingesetzt.

Ziel der Therapieplanung ist, einerseits die für die Behandlung nötige Dosis im Tumor zu applizieren, und andererseits die Dosisbelastung von Risikoorganen, wie dem Sehnerven, zu minimieren.

Zur Zeit stützt sich diese im Wesentlichen auf die vom Hersteller zu jedem Applikator mitgelieferten Mess-Protokolle. Diese enthalten ein Tiefendosisprofil entlang der Zentralachse des Applikators sowie ein grobes Oberflächendosisprofil, bei dem an 33 Positionen auf einer gedachten konzentrischen Kugelfläche in 1 mm Abstand von der inneren Oberfläche des Applikators gemessen wird.

Im Hinblick auf die hohe Anzahl an Spätkomplikationen, die in Folge dieser Therapie auftreten [ICRU72], ist es unumgänglich eine zu verbessernde Dosimetrie der Augenapplikatoren in die Behandlungsplanung mit einzubeziehen. Eine solche Dosimetrie muss die präzise Kenntnis der Dosisverteilung innerhalb des Auges ermöglichen, da Risikoorgane oftmals nur einen Abstand von 2-3 mm zum Tumor haben. Zusätzlich muss die Dosisverteilung so genau bestimmt sein, dass die auftretenden Inhomogenitäten der radioaktiven Belegung, die einen noch zu bestimmenden Wert überschreiten, bei der Therapieplanung einbezogen werden können. Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass sich die hohen Dosisgradienten der verwendeten β -Strahlung erschwerend auf die präzise Bestimmung der Dosisverteilung auswirken. Um alle Inhomogenitäten in der radioaktiven Belegung der Applikato-

ren sicher zu erfassen, ist also eine lückenlose Aufnahme des Oberflächendosisleistungsprofils in unmittelbarer Nähe der Applikatoroberfläche erforderlich.

In dieser Arbeit wird die Entwicklung einer Messapparatur beschrieben, die die präzise und lückenlose Bestimmung der Oberflächendosisleistungsverteilung von Augenapplikatoren mit einer hohen Ortsauflösung erlaubt. Die Messapparatur führt den Detektor in einem nahezu konstanten und sehr geringen Abstand von 0,1 mm über die Applikatoroberfläche. Dies wird durch eine winkelabhängige Bewegung von Applikator wie auch Detektor mit einer hohen Auflösung erreicht.

Zur Messung der Dosisleistung wird ein an der TU Dortmund entworfenes und an der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) in Braunschweig weiterentwickeltes Zweikanal-Plastikszintillatordetektorsystem verwendet. Dies bietet die Möglichkeit das neben dem Szintillationslicht auftretende Čerenkovlicht, welches in den Lichtleitern des Messsystems erzeugt wird, mit einem zweiten Kanal separat nachzuweisen. Es wird gezeigt, dass der Čerenkovanteil am Gesamtsignal nicht konstant ist und somit eine Korrektur um diesen Anteil unumgänglich ist.

Um die gewünschte Präzision in der Dosisleistung zu erreichen, wurden im Rahmen dieser Arbeit umfangreiche Absolutkalibrierungen des Systems auf Basis eines Sekundärstandards vom National Institute of Standards and Technology (NIST, USA) durchgeführt. Diese wurden zusätzlich mit einem Sekundärstandard der PTB gegen geprüft.

In die Bestimmung der Oberflächendosisleistungsprofile gehen die Messungen mit dem Zweikanal-Plastikszintillatordetektorsystem und für eine präzise Angabe des Messabstandes ebenso das mit einem Messtaster aufgenommene Oberflächenprofil ein. Die Durchführung und Auswertung dieser Messungen werden beschrieben und die auftretenden Unsicherheiten bestimmt. Es wird gezeigt, dass es mittels der entwickelten Apparatur möglich ist, alle gängigen ^{106}Ru -Applikatortypen präzise zu vermessen.

Es werden Monte Carlo Simulationen auf der Basis der Messgeometrie vorgestellt, die in guter Übereinstimmung mit den Messresultaten sind. Der Einfluss der Geometrie und der vermessenen inhomogenen radioaktiven Belegung der Applikatoren auf die Dosisverteilung, der sich in den Messungen zeigt, wird mittels Monte Carlo Simulationen herausgearbeitet. Diese Kenntnisse werden in einem weiteren Schritt zu einer Optimierung der Angabe der Oberflächendosisleistungsprofile genutzt. Basierend auf den Messungen und den Erkenntnissen aus den Monte Carlo Simulationen werden erste 3D-Dosis- und Isodosenprofile erzeugt.

Abschließend wird der Einfluss der präzisierten Dosimetrie auf die Therapieplanung insbesondere im Hinblick auf die erfassten Inhomogenitäten und Geometrieeffekte diskutiert.

Kapitel 2

Medizinischer Hintergrund

In diesem Kapitel soll zunächst genauer erläutert werden, was der Begriff „Tumor“ aus medizinischer Sicht bedeutet und dann im speziellen auf Augentumoren und deren Behandlungsmöglichkeiten eingegangen werden.

2.1 Begriffsbestimmungen

2.1.1 Tumoren

Die folgenden Begriffsbestimmungen sind [Psch94] entnommen. Unter einem Tumor versteht man eine Geschwulst, also eine örtlich umschriebene Zunahme des Gewebevolumens. Der Begriff umfasst im weitesten Sinne auch jede lokalisierte Anschwellung durch Ödeme oder akute oder chronische Entzündungen und unter anderem auch entzündlich bedingte Organschwellungen. Im engeren Sinne ist ein Tumor eine gewebliche Neubildung (Gewächs, Blastom¹, Neoplasie²) in Form eines spontanen, verschiedengradig enthemmten, autonomen und irreversiblen Überschusswachstums von körpereigenem Gewebe, das in der Regel mit unterschiedlich ausgeprägtem Verlust spezifischer Zell- und Gewebefunktionen verbunden ist. Man trifft verschiedene Klassifikationen von Tumoren u.a. nach ihrem biologischen Verhalten:

- benigne³ Tumoren mit differenzierten Zellen und langsamen, lokal verdrängendem Wachstum
- maligne⁴ Tumoren mit Zellkernpolymorphie, Zellatypie, Anaplasie⁵ und infiltrierendem, meist raschem, destruierendem Wachstum und Metastasierung
- semimaligne Tumoren mit den histologischen Kennzeichen maligner Tumoren und lokal infiltrierendem Wachstum, jedoch in der Regel keine Metastasierung

¹echte Geschwulst im Sinne eines eigenständigen, ungehemmten Wachstums körpereigenem Gewebes oder organismusfremdem, parasitärem Gewebe

²Neubildung von Gewebe

³gutartig

⁴bösartig

⁵Übergang höher differenzierter Zellen in weniger differenzierte Zellen

2.1.2 Aufbau des Auges

Zur Begriffsbestimmung soll kurz der Aufbau des menschlichen Auges beschrieben werden. Alle Angaben wurden [BdM01] und [Auge04] entnommen.

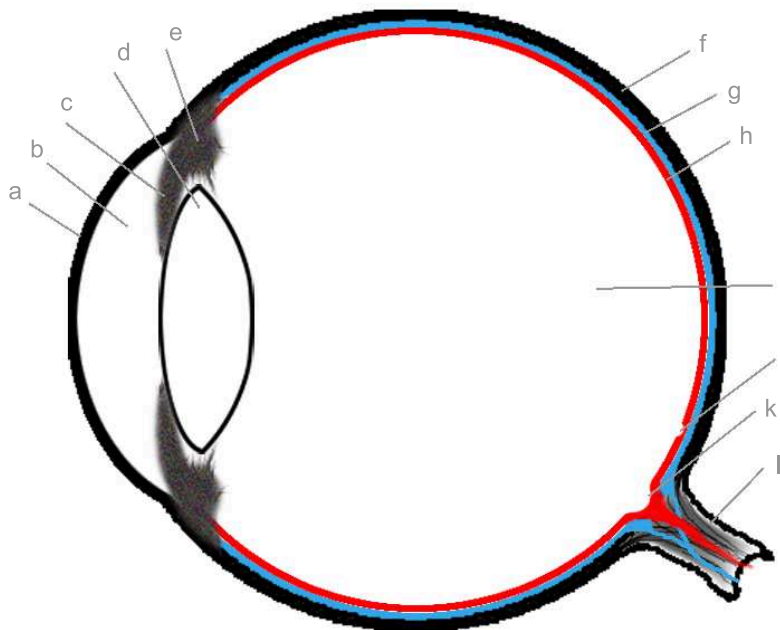


Abbildung 2.1: Schematischer horizontal geführter Längsschnitt durch ein Auge, nicht maßstabsgetreu: **a**-Hornhaut (Cornea), **b**-vordere Augenkammer, **c**-Regenbogenhaut (Iris), **d**-Linse, **e**-Ciliarkörper, **f**-Lederhaut (Sclera), **g**-Aderhaut (Choroidea), **h**-Netzhaut, **i**-Glaskörper, **j**-Zentralgrube, **k**-Blinder Fleck, **l**-Sehnerv.

Der menschliche Augapfel hat bei Erwachsenen einen Durchmesser von 22-23 mm, ein Gewicht von 7,5 g, ein Volumen von $6,5 \text{ cm}^3$ und eine Dichte zwischen 1,002 und $1,09 \text{ g/cm}^3$. Außerdem entspricht die Ordnungszahl Z in etwa der von Wasser ($Z \approx Z_{\text{H}_2\text{O}}$), so dass das Auge bei Messungen und Monte Carlo Simulationen durch Wasser nachempfunden werden kann. In Abbildung 2.1 ist ein schematischer, horizontal geführter Längsschnitt des Auges zu sehen. Die Wand des Augapfels setzt sich aus drei Schichten zusammen:

Die *äußere Augenhaut* besteht aus der Lederhaut (Sklera) im hinteren Teil des Auges und der Hornhaut (Cornea) im vorderen Teil des Auges. Die Lederhaut, die für die Eigenform des Auges sorgt, ist eine aus kollagenen⁶ Bindegewebsfasern bestehende Schicht. Je nach Lage im Auge hat sie eine Dicke zwischen 0,3 mm und 1,35 mm. Die Hornhaut hat eine Dicke von 0,6 mm und setzt sich ebenfalls aus Bindegewebe zusammen. Sie ist durchsichtig und hat einen Brechungsindex von $n = 1,34$.

Die *mittlere Augenhaut* setzt sich aus der Aderhaut (Choroidea), dem Ciliarkörper und der Regenbogenhaut (Iris) zusammen. Die Aderhaut hat eine mittlere Dicke von 0,15 mm und besteht im Wesentlichen aus Blutgefäßen, die der Versorgung der Netzhaut dienen. Die Regenbogenhaut hat einen Durchmesser von 12 mm und eine mittlere Dicke von 1,8 mm. Sie besteht aus Bindegewebe und Muskulatur,

⁶Kolla [gr.]: Leim,-gen [gr.]: hervorbringen, verursachen

welche scherenartig angeordnet sind und für eine verstellbare Blende sorgen. Der Ciliarkörper dient der Aufhängung der Linse und deren Akkommodation⁷.

Die *innere Augenhaut* baut sich aus zwei Schichten auf. Die äußere Schicht ist mit der Aderhaut verwachsen und besteht aus Pigmentepithel. Die innere Schicht ist die Netzhaut (Retina), die eine mittlere Dicke von 0,3 mm hat. Sie enthält sensorische, lichtempfindliche Rezeptoren. Im sogenannten blinden Fleck tritt der Sehnerv aus dem Auge aus. An dieser Stelle sind keine Rezeptoren zum Sehen vorhanden. In der Zentralgrube (Fovea centralis) sind dagegen eine hohe Anzahl an Zapfen angeordnet. Diese sind zur Farbwahrnehmung zuständig und bilden an dieser Stelle den Punkt des schärfsten Sehens.

Der Hauptteil des Augapfels ist vom Glaskörper ausgefüllt. Davor liegen die Linse und die hintere und vordere Augenkammer, die mit Kammerwasser gefüllt sind. Der Glaskörper hat ein Volumen von etwa 4 cm^3 , ein Gewicht von 4 g und einen mittleren Brechungsindex von $n = 1,334$. Er ist wasserklar und gallertartig. Die Linse hat einen Durchmesser von 6,5 bis 9 mm, eine mittlere Dicke von 4 mm und einen mittleren Brechungsindex von $\bar{n} = 1,4$. Die hintere Augenkammer ist nach innen von der Linse, nach hinten von dem Glaskörper und nach außen vom Ciliarkörper umgeben.

2.2 Augentumoren

In Deutschland erkranken pro Jahr ca. 1000 Personen an Augentumoren. Die beiden häufigsten bösartigen Augentumore sind das Aderhautmelanom und das Retinoblastom, das überwiegend bei Kindern auftritt.

2.2.1 Retinoblastom

Die Beschreibung des Retinoblastoms ist [Reti07] und [Schu00] entnommen. Das Retinoblastom ist mit einer Häufigkeit von einem betroffenen Kind auf etwa 17.000 bis 23.000 Lebendgeburten der am häufigsten im Auge auftretende maligne intraokulare Tumor im Kindesalter. Davon sind ca. 40% der Fälle erblich bedingt. Der Tumor tritt praktisch immer vor dem 5. Lebensjahr auf, da das Retinoblastomwachstum nur von unreifen Netzhautzellen ausgehen kann. Das durchschnittliche Alter bei der Diagnosestellung beträgt bei einseitigen Retinoblastomen etwa 23 Monate und liegt bei beidseitigen Retinoblastomen bei ca. 12 Monaten. In Deutschland treten ca. 60 Fälle pro Jahr auf. Bei einer frühzeitigen Diagnose und Therapie ist eine Heilungschance von mehr als 95 Prozent gegeben. Der Tumor kann sich zum einen in Richtung des Glaskörpers ausbreiten, was zu einer Aussaat im Glaskörperraum und in deren Folge zu einer Ansiedlung an einer anderen Stelle der Netzhaut führen kann. Infolge der Glaskörperaussaat kann somit auch der vordere Augenabschnitt betroffen sein. Zum anderen kann sich der Tumor in Richtung Aderhaut ausbreiten. In diesem Fall tritt oft eine Netzhautablösung auf. Der Tumor kann die Aderhaut infiltrieren, wodurch es zu Metastasen in Knochenmark, Knochen, Lymphknoten und Leber kommen kann. Die Ausbreitung des Tumors entlang des Sehnervs führt zu einer Mitbeteiligung der Gehirnstrukturen, Hirnhaut und Liquorräume (Hirnwasser). Grundsätzlich kann das Retinoblastom infolge eines kontinuierlichen Wachstums jede Struktur des Auges infiltrieren.

In einem Drittel der Fälle tritt das Retinoblastom in beiden Augen auf (bilateral). Hierbei handelt es sich nicht um ein Tumorwachstum von dem einen in das andere

⁷accommodare [lat.]: anpassen, anlegen

Auge, sondern um einen weiteren Tumor, der nicht zeitgleich auftreten muss. Es können sich auch in einem Auge mehrere, unabhängig voneinander entstandene Tumoren entwickeln (multifokal).

Die Diagnose erfolgt über Augenspiegel- (Ophthalmoskopie) und Ultraschalluntersuchungen. Um eine Aussage über die Augenhöhle und den Schädel treffen zu können, wird die Computertomographie und die Kernspintomographie verwendet. Ebenso erfolgt auf diesem Weg eine genaue Lokalisation des Tumors.

Aufgrund der deutlichen Fortschritte in der Therapie werden heute 5-Jahresüberlebensraten von bis zu 95 % für ein- und beidseitige Retinoblastome in den Industrieländern angegeben. Die Langzeitprognose bei Patienten mit erblichem Retinoblastom (beidseitige und 10 % der einseitigen Retinoblastome) wird wesentlich durch ein erhöhtes Risiko für die Entwicklung von Zweittumoren außerhalb des Auges und der daraus resultierenden Sterblichkeit beeinflusst. Zu den häufigsten Zweittumoren zählen Knochentumoren (Osteosarkome) und Weichteilsarkome. Durch eine perkutane⁸ Strahlentherapie kommt es zu einem Anstieg der Rate für Zweittumore. Ob es auch nach einer Chemotherapie zu einem vermehrten Auftreten von Zweittumoren kommt, ist derzeit noch nicht bekannt.

2.2.2 Aderhautmelanom

Zur Beschreibung des Aderhautmelanoms wurde [Ader07] und [Schu00] verwendet. Das Aderhautmelanom ist ein maligner Tumor, der sich im Auge entwickelt. Er entsteht vermutlich aus den pigmentierten Zellen der Aderhaut. Das typische Erkrankungsalter liegt im 6. Lebensjahrzehnt. Die Inzidenz beträgt 6-7 neue Fälle pro 1 Million Einwohner pro Jahr. Es sind signifikant mehr weiße Menschen als Farbige, sowie nochmals signifikant häufiger Menschen mit blauen Augen betroffen. Manche Aderhautmelanome können unverändert ohne Wachstum im Auge über lange Zeit bestehen. Die meisten Aderhautmelanome zeigen jedoch ein Größenwachstum und führen über eine Zerstörung der Netzhaut zu einer langsamen Verschlechterung des Sehens. In einigen Fällen kann es zu langsam wachsenden Tochtergeschwulsten in der Leber, Lunge und den Knochen kommen. Die Diagnose erfolgt über die indirekte Ophthalmoskopie, Ultraschalluntersuchungen und die Fluoreszenzangiographie.

2.3 Therapieformen

Zu den Behandlungsmethoden des Retinoblastoms und des Aderhautmelanoms zählen:

- Enukleation, d.h. die Entfernung des Auges
- Laserkoagulation, hierbei wird der Tumor durch Hitze abgetötet
- Transpupilläre Thermotherapie, Erwärmung des Tumors mittels Diodenlaser
- Kryokoagulation, d.h. eine Vereisung des Tumors
- Chemotherapie

⁸per [lat.]: durch cutis [lat.]: Haut; sinngemäß „durch die Haut hindurch“

- Strahlentherapie
 - Teletherapie⁹
 - * Protonentherapie
 - * stereotaktische¹⁰ Teletherapie mit Photonen
 - Brachytherapie¹¹

Bis in die fünfziger Jahre des letzten Jahrhunderts bestand nur die Möglichkeit der Enukleation, also die Entfernung des Auges und somit der Verlust des Sehvermögens. Heutzutage ist man bestrebt, den Verlust des Augenlichtes (oder zumindest des Auges) zu umgehen. Studien haben gezeigt, dass bei dem Aderhautmelanom keine Unterschiede in den Überlebensraten nach Enukleation und organerhaltenden Therapien bestehen [Saue00], [Schu00]. Bei einem unilateralen weit fortgeschrittenen Retinoblastom ist die Enukleation jedoch noch immer die bevorzugte Behandlungsform. Beim bilateralen Befall ist es das Ziel, ein Auge zu erhalten [Saue00], [Schu00]. Die Wahl der Therapieform hängt von der Größe, Form und Position des Tumors im Auge ab. Bei einer Tumorphöhe von bis zu 1,5 mm erweist sich die Laserkoagulation als sinnvoll. Hierbei wird der Effekt der Proteindenaturierung beim Aufheizen der Tumorzellen ausgenutzt.

Bei der Teletherapie mit Protonen nutzt man den charakteristischen Dosisverlauf entlang des Protonenstrahls aus. Dieser weist am Ende seiner Teilchenbahn eine hohe lokale Ionisationsdichte auf. Die verordnete Dosis wird in wenigen Fraktionen von je etwa 20 Sekunden verabreicht.

Im weiteren soll nur noch die für diese Arbeit relevanten Strahlentherapieform, die Brachytherapie, diskutiert werden. Bei dieser Behandlungsmethode wird die radioaktive Quelle mittels eines Applikators möglichst nah an den Tumor gebracht. Stallard [Stal66] entwickelte 1960 den ersten Applikator zur Bestrahlung von Augentumoren. Eine Kalotte¹² aus Edelstahl, Silber oder Gold wird auf ihrer konkaven Seite mit einem radioaktiven Material belegt. Die Krümmung des Applikators ist dabei der Form des menschlichen Auges angepasst. Bei den verwendeten Nukliden handelt es sich um:

- $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$: Beta-Strahler, maximale Energie 3,5 MeV, Halbwertszeit 373,59 Tage, typische Applikatoraktivität 5-40 MBq, behandelt werden Tumoren bis zu einer Höhe von 6 mm (in seltenen Fällen bis zu 8 mm)
- ^{125}I : Niederenergie-Gammastrahler, Energie 25-35 keV, Halbwertszeit 60 Tage, typische Applikatoraktivität 6 GBq, Behandlung von größeren Aderhautmelanomen

Die genaue Beschreibung der $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ -Applikatoren wird in Kapitel 4 erfolgen, da sich diese Arbeit speziell mit diesen beschäftigt.

Der Applikator wird mit wenigen Stichen genau hinter dem Tumor auf die Lederhaut des Patienten aufgenäht, siehe Abbildung 2.2. Um eine korrekte Positionierung zu erreichen, wird das Auge während des Eingriffs mit einer Kaltlichtquelle durchleuchtet (Diaphanoskopie). Es handelt sich um einen operativen Eingriff mit 1-12 tägiger stationärer Aufnahme des Patienten mit gelegtem Applikator.

⁹tele [gr.]: fern

¹⁰táxis [gr.]: festsetzen/fixieren, stereo [gr.]: beid-/zweiseitig

¹¹brachy [gr.]: kurz

¹²Kalotte [frz.]: gekrümmte Fläche eines Kugelabschnittes

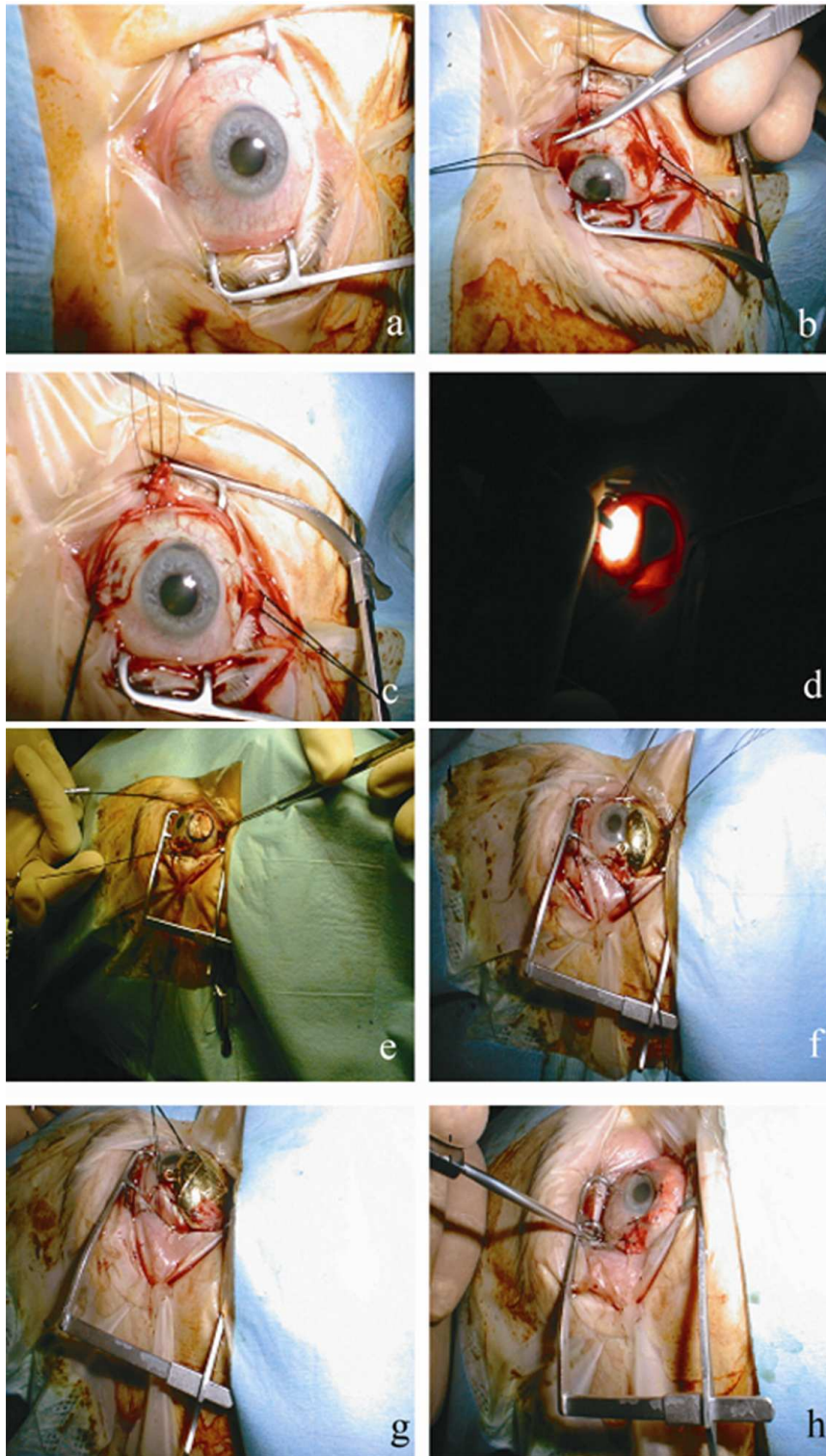


Abbildung 2.2: Therapie mit Augenapplikatoren; a: Öffnung der Bindehaut und Setzen von Lidklammern; b+c: Anbringen der Fäden zur Manipulation des Auges; d: durch Kaltlichtquelle Erzeugung des Tumorschattens, Einzeichnen der Tumorlage; e,f,g: Fixierung des Applikators mit Seidengarn und Bauchbinde; h: Verschluss durch Bindehaut [Flu05]

Es wird lokal eine hohe Strahlendosis im Bereich des Tumors appliziert. Dies ist schematisch in Abbildung 2.3 mit dem Querschnitt eines menschlichen Auges, der von einem Tumor befallen ist, dem Applikator unterhalb des Auges und der dazugehörige Dosisverteilung in Form von Isodosen des Applikators dargestellt. Die Tumorbasis beträgt in diesem Fall 8 mm.

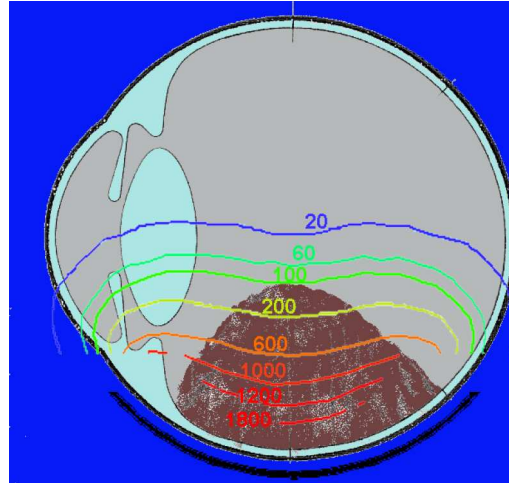


Abbildung 2.3: Querschnitt durch ein menschliches Auge mit Tumor (braun), Applikator (schwarz) und dessen Dosisverteilung (farbig) [Flu05]

Für eine typische Behandlung werden die folgenden Dosiswerte [Saue00] verwendet:

- Apex¹³: 100 Gy
- Tumorbasis: 700 bis 1600 Gy
- Gegenüberliegende Sklera: 1 Gy

Das strahlensensible Aderhautmelanom bzw. das Retinoblastom wird dann allmählich in ein inaktives Narbengewebe umgewandelt.

Gleichzeitig muss jedoch die applizierte Dosis im umliegenden Gewebe minimiert werden. In Tabelle 2.1 sind die Risikoorgane im Auge und die möglichen Folgen, die sich aus der applizierten Dosis ergeben, aufgelistet.

Risikoorgan	applizierte Dosis	Wirkung
Kornea (Hornhaut)	> 30 – 50 Gy/3 – 5 Wochen > 50 Gy/5 Wochen	punktförmige Entzündung Entzündungen und Trübung
Tränendrüse	> 30 Gy/3 Wochen	trockenes Auge
Linse	ab 2 Gy	Katarakt (Trübung)
Sehnerv	ab 60 Gy	Erblindung
Netzhaut	> 50 Gy/6 Wochen	Entzündung

Tabelle 2.1: Zusammenfassung der Risikoorgane mit der applizierten Dosis in Gy/Wochen und die Wirkung [Bes98]

¹³Apex [lat.]: Spitze, Kuppe

Zu den Frühkomplikationen der Behandlung zählen Netzhautablösungen, intraokulare Reizzustände und Blutungen. Die häufigsten Spätkomplikationen sind Linsentrübung (Katarakt), eine strahlenbedingte Schädigung der Netzhaut oder eine Sehnervschädigung, die zur Sehverschlechterung führen und auch Blutungen sowie Durchblutungsstörungen im Auge verursachen können. Zu den selteneren Spätkomplikationen zählen die Skleranekrose, das Sekundärglaukom und Benetzungsstörungen [Saue00]. In [Schu00] ist weiterhin die Skleromalazie¹⁴ als eine sehr seltene Folge der Bestrahlung genannt. Durch die Bestrahlung des Retinoblastoms kann es zu Zweittumoren kommen. Dabei ist allerdings zu berücksichtigen, dass es aufgrund der genetischen Disposition ohne Bestrahlung mit einer Wahrscheinlichkeit von 5-10 Prozent innerhalb von 25 Jahren zu einem Zweittumor kommt. Diese Wahrscheinlichkeit steigt durch die Bestrahlung auf 23 Prozent [Saue94]. Im Hinblick auf die hohe Anzahl an Spätkomplikationen, die in Folge dieser Therapie auftreten [ICRU72], ist eine präzise Kenntnis der Dosisverteilung der Augenapplikatoren nötig, um zum einen die für die Behandlung nötige Dosis im Tumor zu applizieren und zum anderen Risikoorgane, die oftmals nur einen Abstand von 2-3 mm zum Tumor haben, möglichst gering mit Dosis zu belasten.

¹⁴Skleradegeneration

Kapitel 3

Grundlagen der Dosimetrie

In diesem Kapitel wird die Wechselwirkung von Photonen (Abschnitt 3.1) und Elektronen (Abschnitt 3.2) mit Materie, für diese Arbeit im Wesentlichen Wasser, beschrieben. Die Energie der Elektronen reicht in den Messungen und Monte Carlo Simulationen bis zu 3,5 MeV, was der maximalen Energie des β -Spektrums der verwendeten $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ -Applikatoren entspricht (siehe Kapitel 4). Zusätzlich muss ein γ -Anteil berücksichtigt werden, wobei die beiden häufigsten γ -Energien bei 511,9 keV (59,62%) und 621,9 keV (29,03%) liegen.

Anschließend werden einige dosimetrische Begriffe erläutert (Abschnitt 3.3) und auf dosimetrische Betrachtungen zur Wahl des Detektors eingegangen (Abschnitt 3.4). Die hier beschriebenen Grundlagen beruhen auf [Rei90].

3.1 Wechselwirkungen niederenergetischer Photonen mit Materie

Betrachtet man einen schmalen, monoenergetischen Photonenstrahl gilt das exponentielle Schwächungsgesetz:

$$I(z) = I_0 e^{-\mu z} \quad (3.1)$$

Dieses beschreibt die Schwächung der Anfangsintensität I_0 der Photonenstrahlung in Abhängigkeit von der Eindringtiefe z . μ ist der lineare *Gesamtschwächungskoeffizient*. Dieser ist abhängig von der Photonenenergie E_γ und vom Absorbermaterial und setzt sich aus den Schwächungskoeffizienten τ für den Photoeffekt, σ für die Comptonstreuung, σ_{coh} für die Rayleighstreuung und κ für die Paarerzeugung zusammen (vgl. Abbildung 3.1).

$$\mu = \tau + \sigma + \sigma_{coh} + \kappa \quad (3.2)$$

Bei einem ausgedehnten Photonenstrahl führt die Streuung der Photonen nicht unmittelbar zu einer Schwächung des Photonenstrahls, da diese durch ihre Richtungsänderung nicht für das Feld verloren sind. Der *lineare Energieumwandlungskoeffiziente* μ_{tr} beschreibt die Schwächung des Photonenstrahls bei Übertragung eines Teils der Photonenergie E_γ auf ein Elektron.

$$\mu_{tr} = \frac{\bar{E}_{tr}}{E_\gamma} \mu \quad (3.3)$$

\bar{E}_{tr} ist die im Mittel übertragene Energie. Allerdings wird ein Bruchteil g der

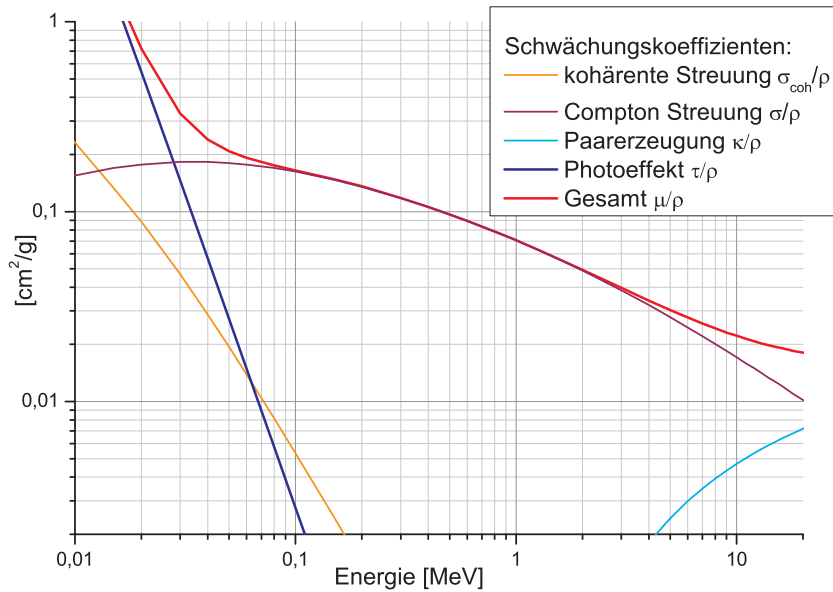


Abbildung 3.1: Energieabhängigkeit der Wechselwirkungskoeffizienten von Photonen in Wasser (Daten [NIST08])

kinetischen Energie der Elektronen wieder in Form von Bremsstrahlung abgeben. Deshalb wird der *lineare Energieabsorptionskoeffizient* μ_{en} eingeführt:

$$\mu_{\text{en}} = (1 - g) \mu_{\text{tr}} \quad (3.4)$$

Für Wasser gilt in dem gewählten Energiebereich: $\mu_{\text{en}} \approx \mu_{\text{tr}}$, siehe Abbildung 3.1.

Photoeffekt

In Wasser ist der Photoeffekt bis zu einer Photonenergie E_γ von 30 keV dominant. Die gesamte Photonenergie E_γ wird auf ein Hüllenelektron übertragen, welches dadurch aus seiner Bindung gelöst wird. Seine kinetische Energie E_{kin} beträgt dann gerade die Photonenergie E_γ vermindert um die Bindungsenergie E_b . Diese kann für Wasser vernachlässigt werden.

Der *Photo-Schwächungskoeffizient* τ ist folgendermaßen von der Ordnungszahl Z und der Photonenergie E_γ abhängig [Rei90]:

$$\tau \sim \frac{Z^{4,6}}{E_\gamma^3} \quad (3.5)$$

Comptoneffekt

Der Comptoneffekt ist in Wasser für Photonenergien E_γ zwischen 30 keV und 20 MeV dominant.

Das Photon überträgt einen Teil seiner Energie auf ein (quasi-)freies Elektron. Es findet also eine inelastische Streuung statt, wodurch das Photon aus seiner ursprünglichen Bahn abgelenkt wird.

Der Wirkungsquerschnitt dieses Prozesses ist proportional zur Anzahl der Elektronen im Absorbermaterial. Der *Compton-Schwächungskoeffizient* σ ist somit proportional zur Ordnungszahl Z und der *Compton-Massen-Schwächungskoeffizient* σ/ρ weitgehend unabhängig von Z . In dem Bereich zwischen 0,2 und 10 MeV ist der *Compton-Schwächungskoeffizient* σ proportional zu $E_\gamma^{-\frac{1}{2}}$ [Kri89].

Paarerzeugung

Die Paarerzeugung ist in Wasser für eine Photonenergie E_γ ab 20 MeV dominant und ist für die vorliegende Strahlung kaum von Bedeutung.

Bei der Paarerzeugung werden durch ein Photon mit einer Mindestenergie $E_\gamma = 1,02$ MeV ein Elektron und ein Positron erzeugt.

Für den *Paarerzeugungs-Schwächungskoeffizienten* κ gilt [Kri89]:

$$\kappa \sim Z^2 \log E_\gamma \quad (3.6)$$

Rayleighstreuung

Die Rayleighstreuung hat in Wasser bei einer Photonenenergie bis 100 keV eine gewisse Bedeutung (siehe Abbildung 3.1) und nimmt mit zunehmender Energie rasch ab. Das Photon wird bei der Rayleighstreuung kohärent an der Elektronenhülle eines Atoms gestreut, dabei ändert es seine Richtung, nicht aber seine Energie.

3.2 Wechselwirkungen von Elektronen mit Materie

Bei den in dieser Arbeit betrachteten Elektronenenergien kommt es im Wesentlichen zu zwei Formen von Wechselwirkungen, zum einen zu inelastischen Stößen mit den Hüllenelektronen und zum anderen zur Erzeugung von Bremsstrahlung. Der Energieverlust dE der Elektronen innerhalb der Weglänge dx wird durch das *lineare Bremsvermögen* S beschrieben:

$$S = \frac{dE}{dx} \quad (3.7)$$

Das *Massen-Bremsvermögen* S pro Dichte ρ eines Materials setzt sich demnach zusammen aus dem *Massen-Stoßbremsvermögen* S^{col}/ρ (siehe Kapitel 3.2) und dem *Massen-Strahlungsbremsvermögen* S^{rad}/ρ (siehe Kapitel 3.2).

$$\frac{S}{\rho} = \frac{S^{col}}{\rho} + \frac{S^{rad}}{\rho} \quad (3.8)$$

In Abbildung 3.2 sind die unterschiedlichen Bremsvermögen in Abhängigkeit von der kinetischen Energie für Aluminium, Kupfer, Blei und Wasser dargestellt.

In Wasser ist das Massen-Stoßbremsvermögen bis zu einer Energie von 100 MeV dominant gegenüber dem Massen-Strahlungsbremsvermögen. Das heißt, dass bei den vorliegenden Elektronenenergien von maximal 3,5 MeV in Wasser vorwiegend Energieverlust durch Stöße auftritt. Das Massen-Stoßbremsvermögen ist für eine Elektronenenergie von 3 MeV 50 mal grösser als das Massen-Strahlungsbremsvermögen.

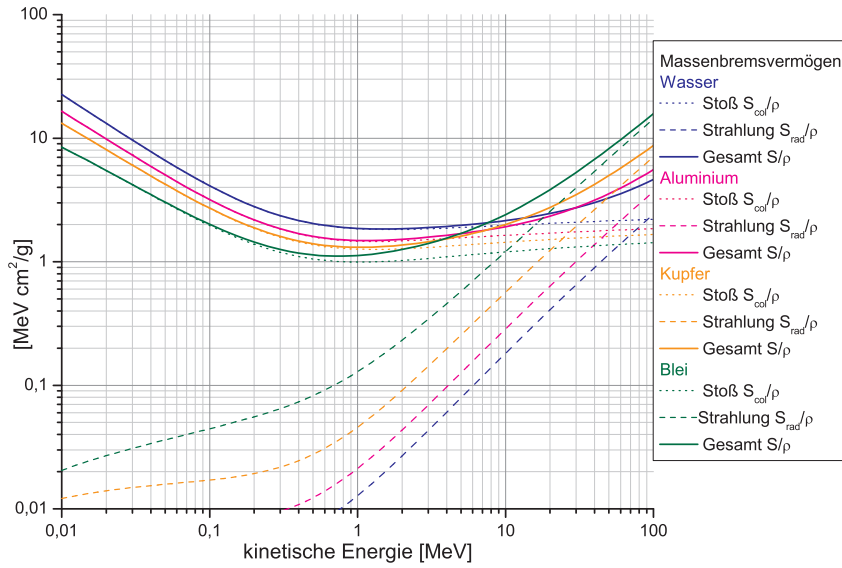


Abbildung 3.2: Massen-Stoßbrensvormögen $\frac{S^{col}}{\rho}$ und Massen-Strahlungsbrensvormögen $\frac{S^{rad}}{\rho}$ für Elektronen in Aluminium, Kupfer, Blei und Wasser als Funktion der kinetischen Energie E (Daten [NIST08])

Energieverlust durch Stöße - Stoßionisation

Der Energieverlust von Elektronen wird für Energien bis 1 MeV hauptsächlich durch Ionisationsvorgänge und Anregung des Bremsmediums verursacht. Das Elektron schlägt bei der Ionisation ein Hüllenelektron aus seiner Schale und überträgt diesem einen Teil seiner Energie. Das herausgeschlagene Elektron ist ebenfalls wieder in der Lage, Ionisationen und Anregungen hervorzurufen. Das Massen-Stoßbrensvormögen eines Materials wird empirisch durch die Bethe-Bloch-Formel beschrieben:

$$\frac{S^{col}}{\rho} = \frac{a}{\beta^2} \frac{Z}{A_r m_u} \left\{ \ln \left(\frac{E}{I} \right)^2 + \ln(1 + \tau/2) + F(\tau) - \delta \right\} \quad (3.9)$$

mit:

$$\begin{aligned} a &= 2\pi r_e^2 m_e c^2 \\ \beta &= \frac{v}{c} \\ Z &: \text{Ordnungszahl} \\ A_r &: \text{relative Atommasse} \\ m_u &: \text{Atommassenkonstante} \\ E &: \text{kinetische Energie der Elektronen} \\ I &: \text{mittlere Anregungsenergie der Atome} \\ \tau &= E/m_e c^2 \\ F(\tau) &= (1 - \beta^2)[1 + \tau^2/8 - (2\tau + 1)\ln 2] \\ \delta &: \text{Dichteeffekt-Korrektur} \end{aligned}$$

Man erkennt, dass der Energieverlust, also das Massen-Stoßbrensvormögen S^{col} , mit zunehmender, aber nicht relativistischer Geschwindigkeit ($\sim 1/\beta^2$) abnimmt.

Das lässt sich durch eine Abnahme der Wechselwirkungszeit erklären. Bei höheren, relativistischen Energien sorgt der Ausdruck in den geschweiften Klammern - trotz der Dichteeffekt-Korrektur - für einen leichten Anstieg. Dieser ergibt sich, da das transversale elektrische Feld, also jenes senkrecht zur Flugrichtung des Elektrons, durch die Lorentzkontraktion verstärkt wird. Die Dichteeffekt-Korrektur δ berücksichtigt den relativistischen Effekt der Verminderung des Bremsvermögens infolge der Polarisierung des Mediums, die das transversale elektrische Feld abschwächt.

Energieverlust durch Strahlung

Zur Emission der sogenannten Bremsstrahlung kommt es, wenn ein Elektron durch Interaktion mit einem Atomkern oder Hüllenelektron radial beschleunigt wird. Das Massen-Strahlungsbremsvermögen S^{rad} lässt sich für Elektronenenergien E im Energiebereich von 2 bis 50 MeV durch folgende Parametrisierung beschreiben [ICRU84]:

$$\frac{S^{rad}}{\rho} = b \frac{E + m_e c^2}{m_e c^2} \frac{Z^2}{A_r m_u} \Phi_{rad,n} (1 + d/Z) \quad (3.10)$$

mit:

$$\begin{aligned} E &: \text{ kinetische Energie des Elektrons} \\ b &= 4r_e^2 m_e c^2 / 137 = 1,85 \cdot 10^{-27} \text{ MeVcm}^2 \\ d &= \Phi_{rad,e} / \Phi_{rad,n} , \end{aligned}$$

wobei $\Phi_{rad,e}$ und $\Phi_{rad,n}$ dimensionslose, relative Wirkungsquerschnitte für den Energieverlust durch Strahlung am Elektron und am Kern sind.

Durch die Proportionalität von S^{rad}/ρ zu Z^2/A_r besitzen schwere Stoffe ein höheres Massen-Strahlungsbremsvermögen als leichte.

Čerenkov-Effekt

Der Čerenkov-Effekt tritt auf, wenn die Geschwindigkeit $v = \beta c$ eines geladenen Teilchens größer als die lokale Lichtgeschwindigkeit c/n im durchquerten Medium ist (n : Brechungsindex des durchquerten Mediums). Gilt also für das geladene Teilchen $\beta \geq 1/n$, so kommt es zur Emission von Čerenkov-Licht. Die kinetische Grenzenergie $E_{kin}^{\check{C}}$ lässt sich dabei aus der Bedingung $\beta = 1/n$ berechnen, es gilt:

$$E_{kin}^{\check{C}} = \frac{m_e c^2}{\sqrt{1 - (1/n)^2}} - m_e c^2 \quad (3.11)$$

Der Čerenkov-Effekt hat einen zu vernachlässigenden Einfluss auf das lineare Bremsvermögen. Allerdings kommt dem Čerenkov-Effekt bei dem im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Messsystem Bedeutung zu. Die verwendeten Lichtleiter sind aus Plexiglas ($n = 1,49$), für welche $E_{kin}^{\check{C}} = 178 \text{ keV}$ gilt, siehe auch Kapitel 5.1.

3.3 Dosimetrische Begriffe

Im Folgenden werden die für diese Arbeit relevanten dosimetrischen Grundbegriffe und Größen näher erläutert.

Die zentrale Messgröße für die Dosimetrie ist die *Energiedosis* D . Diese ist definiert als die pro Massenelement $dm = \rho dV$ deponierte Energie dE :

$$D = \frac{dE}{\rho dV} \quad (3.12)$$

Die SI-Einheit der Energiedosis ist das Gray ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$).

Unter der *Elektronenflussdichte* Φ versteht man das Zeitintegral über die Elektronenflussdichte, also die flächen- und zeitbezogene Elektronenzahl. Zusammen mit dem über das Elektronenspektrum gemittelten Massen–Stoßbremsvermögen \bar{S}^{col} ergibt sich folgender Zusammenhang zwischen der Energiedosis und den dazugehörigen Strahlungsfeldgrößen:

$$D = \frac{\bar{S}^{col}}{\rho} \Phi \quad (3.13)$$

Die zur Energiedosis zeitabhängige Größe ist die *Energiedosisleistung* \dot{D} :

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (3.14)$$

Um die Energieübertragung dE_{tr} der indirekt ionisierenden Strahlung auf ein Massenelement $dm = \rho dV$ zu beschreiben, ist die Dosisgröße *Kerma* K (**k**inetic **e**nergy **r**elaxed per unit **m**ass) eingeführt worden:

$$K = \frac{dE_{tr}}{\rho dV} \quad (3.15)$$

Wenn die Reichweite der Sekundärelektronen im Vergleich zur Größe des betrachteten Volumenelementes dV vernachlässigbar ist, beschreibt die Kerma die Energiedeposition am Wechselwirkungsort. Die Kerma setzt sich aus zwei Anteilen zusammen, die *Stoßkerma* K_{col} und die *Strahlungskerma* K_{rad} :

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad \text{mit} \quad K_{col} = K(1 - g) \quad \text{und} \quad K_{rad} = Kg \quad (3.16)$$

g stellt dabei den Bruchteil der kinetischen Energie der Sekundärelektronen dar, der auf dem weiteren Weg der Elektronen durch die Materie in Bremsstrahlung umgewandelt wird.

Die *integrale Energieflussdichte* $\bar{\Psi}$, lässt sich aus der Integration über die Zeit und über das Energiespektrum der Photonenflussdichte berechnen. Aus der integralen Energieflussdichte und dem über das Photonenpektrum gemittelten linearen Energieübertragungskoeffizienten $\bar{\mu}_{tr}$ lässt sich der Zusammenhang der Kerma mit den Strahlungsfeldgrößen bestimmen:

$$K = \frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \bar{\Psi} \quad (3.17)$$

Damit Dosen miteinander verglichen werden können, muss bei der Angabe von Energiedosis und Kerma immer auch das Bezugsmaterial genannt werden. In dieser Arbeit ist es, wenn nichts anderes genannt wird, Wasser.

Um Dosisverläufe darzustellen, werden Tiefendosiskurven, Querverteilungen (longitudinale Dosiskurven) und Isodosen verwendet. Eine Tiefendosiskurve zeigt den Verlauf der Dosis entlang einer Linie, die radial von der Strahlungsquelle wegführt. Eine Querverteilung oder auch longitudinale Dosiskurve dagegen zeigt den Verlauf der Dosis senkrecht zu dieser Linie in einem bestimmten Abstand von der Quelle. Die Darstellung von Linien gleicher Dosis in einer Ebene wird als Isodosendarstellung bezeichnet.

3.4 Dosimetrische Betrachtungen zur Wahl eines Detektors

Zur Bestimmung der absorbierten Wasserenergiedosis wird das strahlungsempfindliche Volumen des Detektors an den zu untersuchenden Ort im Phantom gebracht. Allerdings kann es bei dieser sogenannten Sondenmethode durch die Anwesenheit des Detektors zu Störungen der herrschenden Flüsse der ionisierenden Teilchen kommen, das heißt also, dass sich die absorbierte Wasserenergiedosis in An- bzw. Abwesenheit des Detektors an diesem Ort unterscheiden würde. Diese Abweichungen sollten möglichst gering gehalten werden oder eine rechnerisch erfassbare Störung des Systems darstellen.

Betrachtet man den Quotienten aus der deponierten Wasserenergiedosis im Detektor D^{Det} und der in Abwesenheit des Detektors im Phantom am selben Ort auftretenden Dosis D^{Ph} so ergibt sich (siehe Gleichung 3.13):

$$\frac{D^{Det}}{D^{Ph}} = \frac{(\bar{S}^{col}/\rho)^{Det} \Phi^{Det}}{(\bar{S}^{col}/\rho)^{Ph} \Phi^{Ph}} \quad (3.18)$$

Ist das Detektorvolumen so klein, dass die Elektronen-Flussdichte der Elektronen der ersten Generation (also Sekundärelektronen bei Photonenstrahlung, Primärelektron bei Elektronenstrahlung) sowie ihre Energie- und Richtungsverteilung durch die Anwesenheit des Detektors nicht verändert wird, gilt ($\Phi^{Det} \approx \Phi^{Ph}$). Daraus folgt dann weiterhin, dass die Dosis in der Messsonde proportional zum Wert in Abwesenheit der Sonde ist, sofern ein konstantes Verhältnis der Massen-Stoßbremsvermögen gilt. Es folgt also:

$$D^{Ph} = D^{Det} \frac{(\bar{S}^{col}/\rho)^{Ph}}{(\bar{S}^{col}/\rho)^{Det}} \quad (3.19)$$

Bei der Betrachtung der Photonenstrahlung kommt es zunächst darauf an, dass die Reichweite der Sekundärelektronen klein gegenüber der Ausdehnung des Detektors ist, so dass ihre Energie innerhalb des Detektors deponiert wird. Ausserdem muss die Bremsstrahlungsemission vernachlässigbar sein. Daraus kann man dann folgern, dass die ganze im Detektor übertragene Energie E_{tr} auch die im Detektor deponierte Energie ist. Weiterhin darf die Photonenfluenz Ψ nur vernachlässigbar von dem Detektor gestört werden. Unter diesen Bedingungen gilt:

$$K \approx D, \quad \mu_{tr} \approx \mu_{en} \quad \text{und} \quad \Psi^{Det} \approx \Psi^{Ph} \quad (3.20)$$

Aus Gleichung 3.17 folgt analog zu Gleichung 3.19:

$$D^{Ph} = K^{Ph} = K^{Det} \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)^{Ph}}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)^{Det}} \quad (3.21)$$

Kapitel 4

Der ^{106}Ru -Applikator

Mit der in dieser Arbeit entwickelten Messapparatur, auf die in Kapitel 6 genauer eingegangen wird, sollen die ^{106}Ru -Applikatoren der Firma BEBIG vermessen werden. Diese werden, wie bereits in Kapitel 2 beschrieben, zur Tumorbehandlung des Auges verwendet. Sie sind in ihrer Geometrie der Form des Auges angepasst. In Abbildung 4.1 ist eine Photographie verschiedener Applikatoren zu sehen.



Abbildung 4.1: Photographie dreier verschiedener ^{106}Ru -Applikatoren, wie sie von BEBIG produziert werden [BEB06]

4.1 Aufbau der ^{106}Ru -Applikatoren

Der ^{106}Ru -Applikator hat die Form einer Kalotte. Diese wird auf ihrer konkaven Seite mit einem radioaktiven Material belegt. Der Krümmungsradius des Applikators ist dabei an die Form des menschlichen Auges angepasst und variiert zwischen 12 und 14 mm. Der genaue Aufbau ist in Abbildung 4.2 zu sehen.

Die radioaktive Schicht wird elektrolytisch auf einer 0,2 mm dicken Silberschicht abgeschieden. Diese Schicht wird dann von dem Strahlenaustrittsfenster (0,1 mm Silber) und dem Kapselboden (0,7 mm Silber) eingeschlossen. Der Rand der Kalotte mit einer Breite zwischen 0,6 bis 0,75 mm ist hart verlötet.

In dieser Arbeit sollen sechs verschiedene Applikatorarten der Firma BEBIG vermessen werden, siehe Abbildung 4.3. Diese unterscheiden sich im Wesentlichen durch ihren äußeren Durchmesser D , ihre Höhe h und ihre Aktivität, die an die jeweilige Oberfläche der Applikatoren angepasst ist. Die Applikatoren vom Typ COB und CIB unterscheiden sich zusätzlich noch durch ihre Ausschnitte, die der Schonung des Sehnerves dienen sollen. Die geometrischen Daten zu den verwendeten Applikatoren sind in Tabelle 4.1 und die Aktivitäten in Tabelle 4.2 zusammengefasst. Der Applikator vom Typ CXS entspricht geometrisch dem vom Typ CCX, hat jedoch eine geringere Aktivität.

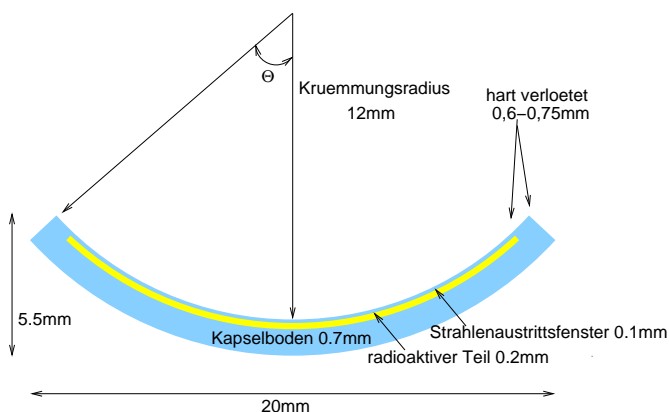
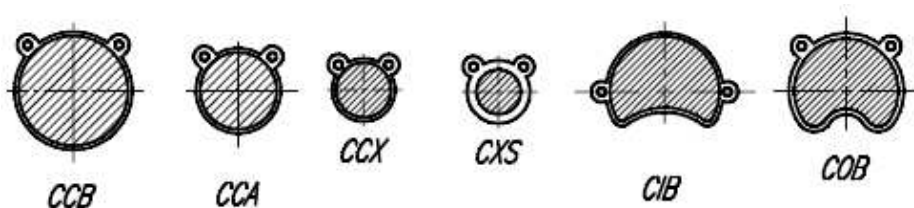

 Abbildung 4.2: schematischer Aufbau eines ^{106}Ru -Applikators


Abbildung 4.3: Die unterschiedlichen Typen der in dieser Arbeit verwendeten Applikatoren von BEBIG [BEB06]

Für diese Arbeit ist der Applikator vom Typ CCB besonders wichtig, weil er der am häufigsten eingesetzte Typ ist. Da in dieser Arbeit Dosis- und auch Oberflächenprofile in Abhängigkeit vom Winkel gemessen werden, folgen hier noch für diesen Applikator einige Angaben zu den Winkeln. Aus Abbildung 4.2 und Tabelle 4.1 kann man schließen, dass der Applikator einen Öffnungswinkel ($= 2\theta$) von $102,6^\circ$ hat und die radioaktive Belegung bis zu einem Öffnungswinkel zwischen $95,5^\circ$ und $96,9^\circ$ reicht.

Typ	Seriennummer	Außendurchmesser [mm]	Höhe [mm]	Anzahl Ösen	Winkel [Grad]
CCB	1256	20	5,5	2	90
CCB	1290	20	5,5	2	90
CCB	1299	20	5,5	2	90
CCX	132	11,5	2,3	2	90
CXS	32	11,5	2,3	2	90
CCA	968	15,5	3,3	2	90
COB	703	20	5,5	2	90
CIB	317	20	5,5	2	180

Tabelle 4.1: geometrische Eigenschaften der Applikatoren [BEB06]

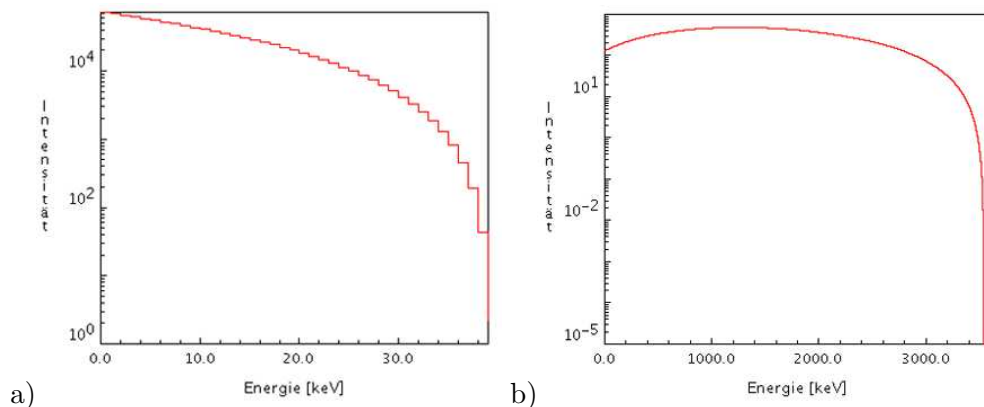
4.2 Das $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ - Spektrum

Die folgenden Angaben zu ^{106}Ru und ^{106}Rh wurden [Ndata04] entnommen.

Typ	Seriennummer	nominelle Aktivität [MBq]	Messdatum	Aktivität gemessen [MBq]
CCB	1256	25,9	15.06.05	27,2
CCB	1290	25,9	15.06.05	27,2
CCB	1299	25,9	22.08.05	24,4
CCX	136	7,4	17.06.05	8,1
CXS	32	4,07	18.05.05	3,7
CCA	968	13,69	22.08.05	15,6
COB	703	19,98	22.08.05	24,4
CIB	317	18,87	14.06.05	22,0

Tabelle 4.2: Aktivität der Applikatoren [BEB06]

^{106}Ru zerfällt über einen β^- -Zerfall mit einer Halbwertszeit $T_{\frac{1}{2}} = 373,59$ Tagen in ^{106}Rh . Dieses β -Spektrum hat eine maximale Energie E_{max} von 39,4 keV und eine mittlere Energie \bar{E} von 10 keV. Das ^{106}Rh wiederum zerfällt über einen weiteren β^- -Zerfall mit einer Halbwertszeit $T_{\frac{1}{2}} = 29,8$ s in das stabile ^{106}Pd . Dieses β -Spektrum hat eine maximale Energie \bar{E}_{max} von 3541 keV und eine mittlere Energie \bar{E} von 1412,6 keV. ^{106}Ru und ^{106}Rh liegen dabei in der Quelle im Gleichgewicht vor. In den Abbildungen 4.4a und 4.4b sieht man die β -Spektren von ^{106}Ru und ^{106}Rh .

Abbildung 4.4: Das a) ^{106}Ru -Spektrum und b) ^{106}Rh -Spektrum [Ndata04]

Bei dem ^{106}Rh Spektrum muss zusätzlich ein Gamma-Anteil beachtet werden. In 78,6% der Fälle geht ^{106}Rh direkt in das stabile ^{106}Pd über. In den übrigen Fällen bildet sich ein angeregter Zwischenzustand, der durch die Emission von einem oder mehreren γ -Teilchen in den stabilen Zustand übergeht. Die häufigsten γ -Energien liegen bei 511,9 keV (59,62%) und 621,9 keV (29,03%).

In den weiteren Betrachtungen wird der Ruthenium Anteil vernachlässigt, da es auf Grund der geringen Energie zu einer vollständigen Absorption innerhalb der Silberschicht der Applikatoren kommt. Die Abgabe von Bremsstrahlung ist zu vernachlässigen, siehe Abbildung 4.5. In Abbildung 4.6 ist die CSDA (continuous-slowing-down approximation) Reichweite von Elektronen in Silber und Wasser als Funktion der kinetischen Energie aufgetragen. Die CSDA Reichweite von Elektronen mit einer maximalen Energie von 39,4 keV liegt in Silber bei 0,052 mm und ist somit kleiner als die Dicke des Strahlenaustrittsfensters der Applikatoren

(0,1 mm). Dagegen verliert ein Elektron mit einer Energie von 1,5 MeV (ca. die mittlere Energie von ^{106}Rh) innerhalb des Strahlenaustrittsfensters gerade 0,6% seiner Energie.

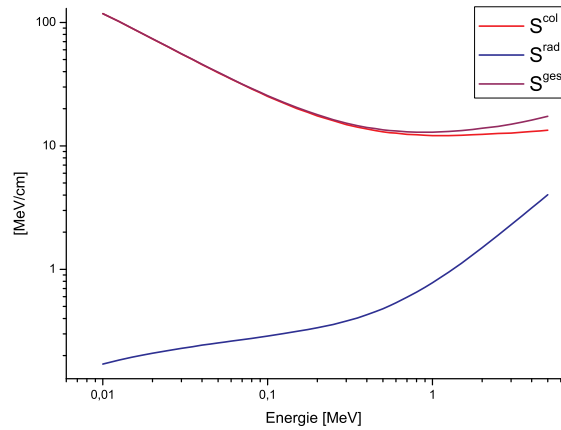


Abbildung 4.5: Stofsbremsvermögen S^{col} , Strahlungsbremsvermögen S^{rad} und das Gesamt-Bremsvermögen S^{ges} für Elektronen in Silber als Funktion der kinetischen Energie [NIST08]

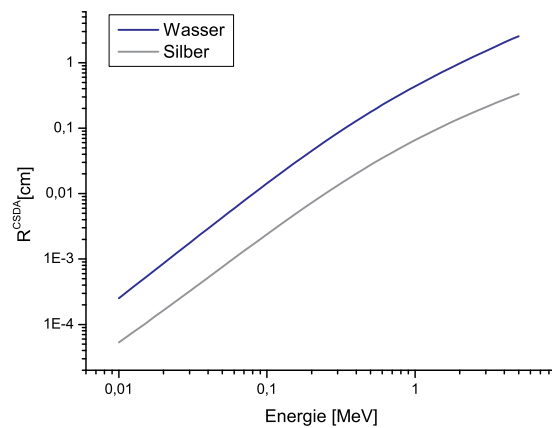


Abbildung 4.6: CSDA Reichweite R^{CSDA} von Elektronen in Silber und Wasser als Funktion der kinetischen Energie [NIST08]

Die maximale Reichweite der β -Strahlung von ^{106}Rh beträgt in Wasser 1,8 cm. Der γ Anteil spielt innerhalb eines Quellabstandes von bis 1 cm ebenso eine untergeordnete Rolle (kleiner 5%, siehe Kapitel 7). Zum einen kommt es nur in 21,4% der Fälle zur Abstrahlung eines γ 's und zum anderen kommt es auf Grund der mittleren freien Weglänge der γ -Strahlung von 10 cm in dem vorliegenden Energiebereich (500 keV) nur zu einer geringen Energiedeposition.

Kapitel 5

Der dosimetrische Messaufbau

5.1 Die Detektoren

Um Dosisverteilungen zu messen, können verschiedene Detektoren verwendet werden. Dazu gehören unter anderem Radiochromic Filme, Ionisationskammern, Thermolumineszenz-, Halbleiter-, und Plastikszintillator-Detektoren.

In dieser Arbeit sollen die Dosisverteilungen der in Kapitel 4 beschriebenen Applikatoren vermessen werden. Um bestmögliche Resultate zu erzielen, sollten folgende Voraussetzungen an den Detektor erfüllt sein:

- die Messung von β -Tiefendosiskurven erfordert eine hohe Dynamik (Messung über 4 Größenordnungen innerhalb von 10 mm)
- auf Grund des steilen Dosisgradienten muss das Detektorvolumen klein sein
- die Messungen finden in einem Wasserphantom statt, daher sollte der Detektor wasseräquivalent sein
- das Detektorvolumen sollte deutlich kleiner als das zu vermessende Objekt sein
- einfache Handhabung durch direktes Auslesen ist wünschenswert

5.1.1 Plastikszintillatorfasern

Die Messung der Dosisverteilungen erfolgt im Rahmen dieser Arbeit mit Plastikszintillator-Detektoren. Diese haben sich auf Grund ihrer Wasseräquivalenz (bezüglich der Dichte $1,032 \text{ g cm}^{-3}$ und atomaren Zusammensetzung), ihres kleinen Volumens (hier: $0,8$ bis $3,1 \text{ mm}^3$), ihrer Sensitivität, ihres großen linearen dynamischen Bereiches (5-6 Größenordnungen) und der Möglichkeit des direkten Auslesens als besonders günstig erwiesen ([Arch05], [Bamb00], [Bed92-1], [Bed92-2], [Bed03], [Flu96], [Lamb06] und [Soa01]).

Des weiteren wird das Strahlungsfeld durch das Einbringen des Detektors nur geringfügig gestört (siehe Kapitel 3.4), da sowohl das Verhältnis der Massen-Energieabsorptionskoeffizienten als auch das des Massenstoßbremsvermögens von Detektor zu Wasser in weiten Bereichen konstant ist. Das Massenstoßbremsvermögen weicht für Energien bis zu 3541 keV der verwendeten $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ -Quellen nur um 2% von dem von Wasser ab, siehe Abbildung 5.1. Der Gamma-Anteil der $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ -Quelle kann bei den in dieser Arbeit verwendeten Messabständen vernachlässigt werden (siehe Kapitel 4.2).

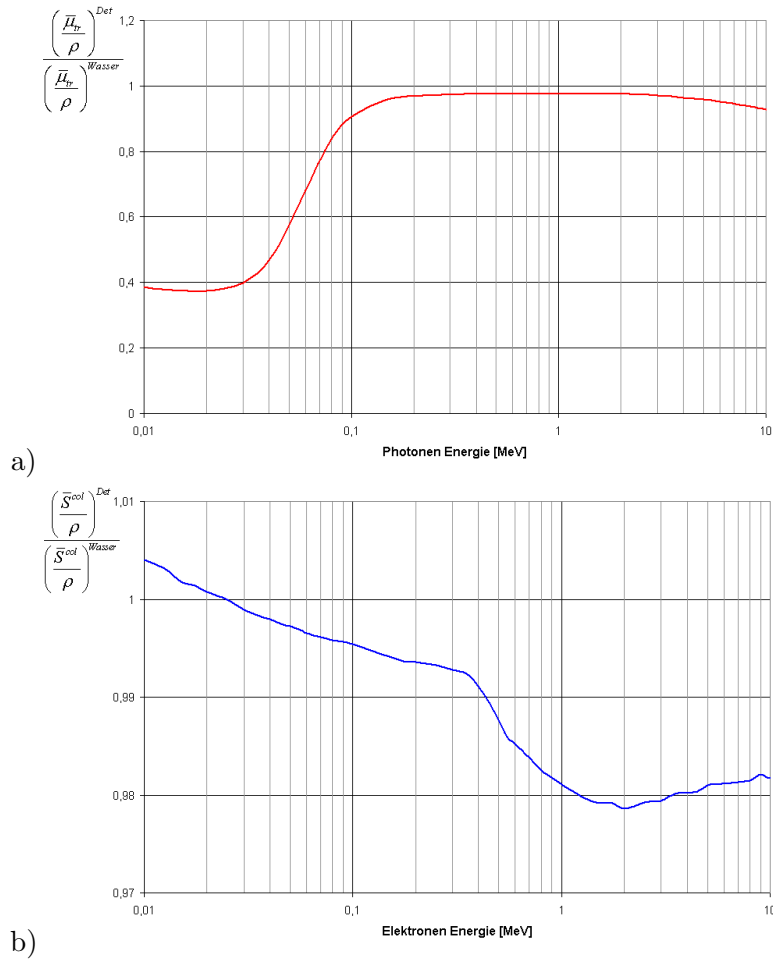


Abbildung 5.1: a) Massen-Energieabsorptionskoeffizient von Plastiksintillatoren $(\bar{\mu}_{tr}/\rho)^{Det}$ relativ zu Wasser $(\bar{\mu}_{tr}/\rho)^{Wasser}$ für Photonen unterschiedlicher Energien b) Massenstoßbremsvermögen von Plastiksintillatoren $(\bar{S}^{col}/\rho)^{Det}$ relativ zu Wasser $(\bar{S}^{col}/\rho)^{Wasser}$ für Elektronen unterschiedlicher Energien (Daten: [NIST08])

In Kapitel 7.5.1 und 8.5 wird zusätzlich mit Hilfe von Monte Carlo Simulationen für die verwendeten $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ - und $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ -Quellen gezeigt, dass es auf Grund der Szintillatoren zu vernachlässigbaren Störungen in der Dosisabsorption kommt. Die Eignung dieser Plastiksintillatoren für die Beta- und Gamma-Dosimetrie in den relevanten Energiebereichen wurde bereits von [Flu96] und [Bamb00] bestätigt. Ebenfalls wurde als wichtige Voraussetzung für die Messungen die Proportionalität zwischen der im Detektor deponierten Energie und der Lichtausbeute von [Flu96] bestätigt.

Die verwendeten Plastiksintillator-Detektoren basieren auf Fasern vom Typ BC-400 der Firma Bicron. Diese Fasern haben einen Durchmesser von 1 mm und sind auf eine Höhe von 0,5 mm bzw. 1 mm zugeschnitten. In Tabelle 5.1 sind Zusammensetzung und Eigenschaften des Szintillationsmaterials BC-400 aufgelistet.

Die weiteren Angaben zu Plastiksintillatoren, also organischer Szintillatoren, wurden [Gru93] entnommen. Ein organischer Szintillator besteht in der Regel aus drei Komponenten: Ein primärer Fluoreszenzstoff, in diesem Fall p-Terphenyl, wird

Zusammensetzung (Gewichtsprozent)	98% Polyvinyltoluol 2% p-Terphenyl 0,1% POPOP
Verhältnis H : C - Atome	1,104
Dichte	1,032g/cm ³
Lichtausbeute	65% Anthracen
Wellenlänge des Emissionsmaximums	423 nm

Tabelle 5.1: *Zusammensetzung und wichtige Eigenschaften des Szintillationsmaterials BC-400 [Bic08]*

durch den Energieverlust der eindringenden Teilchen angeregt. Beim Zerfall dieser angeregten Zustände wird ultraviolettes Licht mit einem Emissionsmaximum bei 340 nm (gilt für p-Terphenyl) emittiert. Die Abklingzeit für p-Terphenyl liegt bei 5 ns. Da die Absorptionslänge des ultravioletten Lichtes sehr kurz ist, ist der Fluoreszenzstoff für sein eigenes Licht nicht transparent. Daher wird ein zweiter fluoreszierender Stoff, in diesem Fall POPOP, beigemischt. Dieser absorbiert das primäre Fluoreszenzlicht und reemittiert Licht geringerer Frequenz (für POPOP: 423 nm). Man spricht in diesem Fall von einem Wellenlängenschieber, dessen Emissionsspektrum an die spektrale Empfindlichkeit des Lichtempfängers, also der Photokathode des sich anschließenden Photomultipliers, angepasst ist. POPOP hat eine Abklingzeit von 1,6 ns. Diese beiden aktiven Komponenten werden im Fall eines Plastikszintillators mit einem organischen Material, hier Polyvinyltoluol, zu einer polymerisierenden Substanz vermischt.

In Abbildung 5.2a ist das vom Hersteller zur Verfügung gestellte Emissionsspektrum des Szintillatormaterials dargestellt. Messungen von [Bamb08] an BC-400 Fasern und Platten zeigen jedoch für die Fasern eine deutliche Verschiebung des Spektrums hin zu niedrigeren Wellenlängen (siehe Abbildung 5.2b), was darauf hindeutet, dass die Konversion durch das POPOP nur unvollständig stattfindet. Allerdings kommt es bei dem Plattenmaterial nicht zu diesem Effekt, so dass wohl ein herstellungsbedingtes Problem angenommen werden muss [Bamb08]. Eine Auswirkung auf die Weiterverarbeitung im Photomultiplier ist nicht zu erwarten (vgl. Kapitel 5.3).

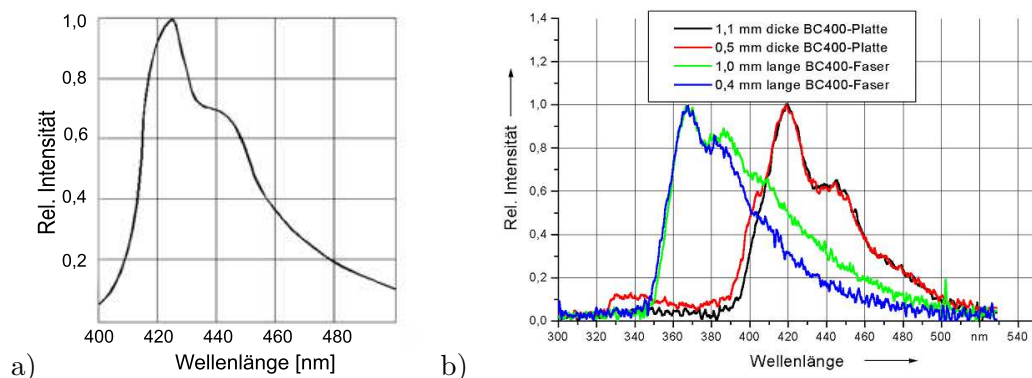


Abbildung 5.2: *a) Emissionsspektrum des Szintillationsmaterials BC-400 laut Hersteller [Bic08] b) von [Bamb08] gemessene Emissionsspektren an Platten und Fasern aus BC-400*

5.1.2 Lichtleiter

Das Licht aus dem Szintillator wird über einen PMMA-Lichtleiter der Firma Toray vom Typ CWKF-1001E22 mit einem Durchmesser von 1 mm und einer Länge von 1,5 m auf die Photokathode eines Photomultipliers geleitet (siehe Abbildung 5.3a). Die Eigenschaften des Lichtleiters sind in Tabelle 5.2 zusammengefasst [Cunz08]. Der PMMA-Kern ist mit Fluorpolymer umgeben. Auf Grund des geringeren Brechungsindex des Claddingmaterials kommt es an der Grenzschicht zu einer Totalreflexion, deren Lichtkegel einen Öffnungswinkel von 55° hat. Zum Schutz gegen äußere Einflüsse ist diese Struktur von einem schwarzen Polyethylenmantel umgeben.

Material	
Kern	PMMA
Cladding	Fluorpolymer
Mantel	schwarzes Polyethylen
Durchmesser	
Faser	1 mm
Mantel	2,2 mm
Brechungsindex	
Kern n_1	1,492
Cladding n_2	1,419
Dämpfung bei 650 nm	<150 dB/km
Öffnungswinkel	55°
Akzeptanzwinkel in Wasser	$20,3^\circ$
Mindestbiegeradius	>17 mm

Tabelle 5.2: *Eigenschaften des PMMA-Lichtleiters Typ CWKF-1001E22 der Firma Toray [Cunz08]*

Der Akzeptanzwinkel θ_a (Gleichung 5.1) beträgt in Wasser ($n_0 = 1,33$) $20,3^\circ$, wobei n_1 der Brechungsindex des Kerns und n_2 der des Claddings ist.

$$\sin \theta_a = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} / n_0 \quad (5.1)$$

Vor dem Verkleben des Lichtleiters mit den Szintillatoren werden die Stirnflächen der Lichtleiter plan poliert. Als Kleber wird ein Sekundenkleber auf Cyanacrylat Basis verwendet, der nur zu einer geringen Abschwächung des Lichtsignals führt [Hienz00]. Durch das verschobene Emissionsspektrum (Abbildung 5.2b) ist nur ein geringfügig anderes Dämpfungsverhalten zu erwarten. Das freie Lichtleiterende wird mit einem Lichtleiterstecker an den Photomultiplier angekoppelt. Dadurch ist es möglich das Lichtleiterende reproduzierbar in einem Abstand von etwa 1 mm in Luft von der Oberfläche der Photokathode zu platzieren.

5.1.3 Zweikanal-Plastikszintillatordetektorsystem

Das vom Photomultiplier nachgewiesene Signal setzt sich aus dem Szintillationslicht und gleichzeitig erzeugten Čerenkovlicht zusammen. Elektronen mit einer Energie größer 178 keV können sowohl im Lichtleiter als auch im Szintillator Čerenkovlicht erzeugen, welches auf Grund ähnlicher Wellenlängen ebenfalls vom Photomultiplier nachgewiesen wird. Da aber nur das im Szintillator erzeugte Signal

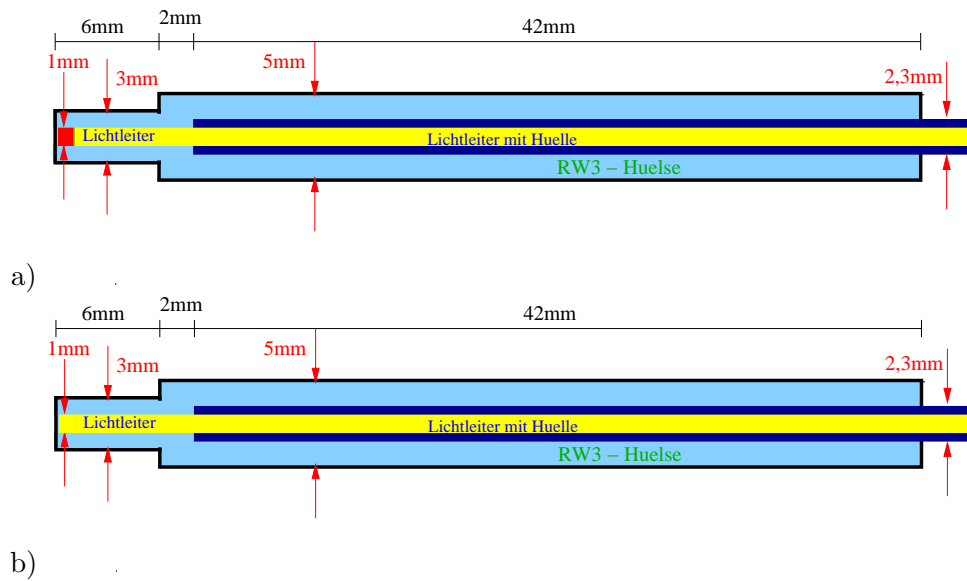


Abbildung 5.3: Aufbau des Zweikanalsystems bestehend aus Szintillationskanal (a) und Čerenkovkanal (b): rot: Szintillator, grün: Klebeschicht zwischen Szintillator und Lichtleiter, hellblau: RW3 Hülse, gelb: PMMA-Lichtleiter, dunkelblau: Polyethylenmantel des Lichtleiters, schwarz: schwarzer Sekundenkleber; a) Aufbau des Szintillationskanal b) Aufbau des Čerenkovkanals

proportional zur gesuchten Dosis ist, muss eine Korrektur um das im Lichtleiter produzierte Signal (Čerenkovlicht) erfolgen. Aus diesem Grund wird mit einem Zweikanalsystem gemessen, welches sich aus dem oben beschriebenen Szintillationskanal (SK) und einem Čerenkovkanal (CK) zusammensetzt. Letzter enthält daher nur einen Lichtleiter. Die Detektorköpfe beider Kanäle werden jeweils innerhalb einer RW3-Hülse (siehe Kapitel 5.2) positioniert, welche mit einem schwarzen Sekundenkleber (LoTyp 480 der Firma LOCTITE) lichtdicht gemacht wird. Der schematische Aufbau ist in Abbildung 5.3 dargestellt. In Tabelle 5.3 sind die Eigenschaften der verwendeten Szintillations- und Čerenkovkanäle zusammengefasst. Die Szintillationskanäle unterscheiden sich im Wesentlichen durch die Höhe ihrer Szintillatoren.

	Materialspitze	Ø Spitze [mm]	Höhe Spitze [mm]	Ø Hülse [mm]	Klebschicht vor Spitze [mm]	Ø Hülse + Kleber [mm]
SK 1	BC400	0,99	1	3,02	0,178	3,18
SK 2	BC400	0,99	1	2,99	0,153	3,29
SK 3	BC400	0,99	0,47	3,02	0,098	3,28
SK 4	BC400	0,99	0,47	3,02	0,124	3,20
CK 3	PMMA	durchgängig		3,00	0,195	3,30
CK 4	PMMA	durchgängig		3,00	0,210	3,21

Tabelle 5.3: Eigenschaften der Szintillatoren und Lichtleiter, die Hülsen bestehen aus RW3

5.2 Phantommaterialien

Phantommaterialien werden bei der Dosimetrie an Stelle des echten Körpergewebes verwendet. Damit sie die realen Strahlenverhältnisse simulieren können, müssen sie im relevanten Energiebereich über die gleichen Elektron- und Photon-Wechselwirkungskoeffizienten verfügen wie das zu ersetzende Gewebe, siehe auch Kapitel 3.4. Laut [ICRU44] weichen der Gesamt-Schwächungskoeffizient und das Gesamt-Bremsvermögen für Wasser fast über den ganzen Energiebereich (10 keV bis 100 MeV) um weniger als 3% von den entsprechenden Werten des Körpergewebes ab. Daher ist Wasser als Referenzmaterial gut geeignet. Für die Strahlentherapiequellen wird der Bezug der Dosis auf Wasser als Standard sogar explizit gefordert [Nat99]. In dieser Arbeit werden als Phantommaterialien Wasser und RW 3, welches für β -Strahlung in dem gewählten Energiebereich als wasseräquivalent gilt [Har88], verwendet. RW 3 wird außerdem als Detektorhülse und innerhalb der Messapparatur verwendet. In Tabelle 5.4 sind die atomaren Zusammensetzungen und Dichten von Körpergewebe, RW 3 und Wasser zusammengestellt.

Material	Komponenten					Dichte [g/cm ³]
	H	C	N	O	andere	
Muskelgewebe	10,2	14,3	3,4	71,0	Na, P, S, Cl, K < 1	1,05
Blut	10,2	11,0	3,3	74,5	Na, P, S, Cl, K, Fe < 1	1,06
Augeapfel	10,7	3,8	1,2	84,3		1,026
RW3	7,6	90,4	-	0,8	1,2 Ti	1,045
Wasser	11,19	-	-	88,81		1,00

Tabelle 5.4: Dichten und atomare Zusammensetzungen in Massenanteilen von Muskelgewebe, Blut, Augen, RW3 und Wasser

5.3 Photomultiplier und Picoamperemeter

Das Lichtsignal des Szintillations- und des Čerenkovkanals wird zu zwei Photomultipliermodulen des Typs Hamamatsu R647-01 (mit Socket vom Typ E849-35), die sich in einem lichtdichten Gehäuse befinden, geleitet. Die Ankopplung des Lichtleiters erfolgt über eine Lichtleiterbuchse. Betrachtet man die Kathodenstrahlungssensitivität in Abhängigkeit von der Wellenlänge des einfallendes Lichtes, so erkennt man ein Maximum zwischen 350 nm und 450 nm. Dieses stimmt sowohl mit dem vom Hersteller angegebenen Emissionsmaximum von 423 nm als auch mit dem beobachteten Maximum von 360 nm (vgl. Kapitel 9.3.2) des Szintillatormaterials vom Typ BC-400 gut überein, so dass von einer guten Signaleffizienz ausgegangen werden kann. Der Anteil des Dunkelstroms am erwarteten Signal sollte bei etwa 1% liegen. Bei dem verwendeten Photomultipliermodul liegt er bei ca. 5 pA und somit deutlich unter den erwarteten Signalströmen (1 bis 5 nA). Die Verstärkung ist abhängig von der angelegten Kontrollspannung und liegt typischerweise bei 10^6 . Der Strom wird von einem Picoamperemeter vom Typ 486 der Firma Keithley ausgelesen. Dieses liest jeweils einen Kanal aus und sendet die Daten an eine IEEE-488-Interfacekarte eines PC. Dabei können sechs Werte pro Sekunde ermittelt werden. Die Integrationszeit liegt bei 20 ms.

Kapitel 6

Die Messapparatur

6.1 Anforderungen an die Apparatur

Mit der Messapparatur soll es möglich sein, Oberflächendosisverteilungen von Augenapplikatoren in einem geringen und konstanten Abstand zu vermessen. Auf Grund der Krümmungsradien (12 mm) der Applikatoren ist dies mit herkömmlichen 3D-Messapparaturen (xyz-Tisch) deutlich erschwert. Die Idee ist daher, Augenapplikator und Detektor so zueinander zu bewegen, dass die durch den Detektor beschriebene Bahn parallel zur Oberfläche des Applikators verläuft. Dabei sollten die folgenden Voraussetzungen ebenfalls erfüllt sein:

- Die Messungen müssen in einem Wasserphantom stattfinden, um den Verhältnissen im Auge möglichst nah zu kommen [ICRU44]
- Die Materialien, die den Applikator direkt umgeben, sollten wasseräquivalent sein.
- Alle mechanischen Elemente der Apparatur im direkten β -Feld sollten das Feld möglichst wenig beeinflussen.
- Die Stabilität der Apparatur muss gegeben sein.

Um die Messapparatur in der klinischen Routine verwenden zu können, sollten Zeit- und Kostenfaktoren durch einen automatisierten Messablauf berücksichtigt werden.

6.2 Entwicklung der Apparatur

Ein wichtiger Einfluss auf das Design der Apparatur ist durch die Festlegung der zu verarbeitenden Materialien gegeben. Zunächst muss berücksichtigt werden, dass der Augenapplikator und der Detektor während der Messungen von mindestens 2 cm Wasser oder wasseräquivalenten Material, wie RW 3 (vgl. Kapitel 5.2), umgeben sein sollten, damit es zu einer kompletten Absorption der β -Strahlung kommt (vgl. Kapitel 4.2). Dadurch ist zum einen der Strahlenschutz und zum anderen eine möglichst geringe Veränderung des Strahlungsfeldes im Vergleich zum Auge gewährleistet. Für die mechanischen Elemente im direkten β -Feld muss auf Grund der einfacheren Verarbeitbarkeit und der höheren Stabilität von RW 3 auf Aluminium ausgewichen werden. Da dies ein Material mit kleiner Ordnungszahl Z ist, ist mit vernachlässigbaren Störungen durch Rückstreuung ($\propto \log(Z + 1)$ [Lee04]) zu rechnen. In den äußeren Regionen (Abstand > 2 cm) kann Edelstahl verwendet werden. Die deponierte Dosis ist hier bereits kleiner als 1%, so dass es ebenfalls nicht zu Störungen des β -Feldes kommt.

Das erste Konzept, um die gewünschte Bewegung zwischen Detektor und Applikator zu erreichen, soll im Folgenden kurz beschrieben werden. In Abbildung 6.1 sind eine technische Zeichnung und ein Photo der ersten Apparatur zu sehen. Der Detektor wird in einen Detektorhalter eingesetzt, der über zwei Stirnräder mittels eines Schrittmotors über den Applikator geschwenkt werden kann. Der Applikator wird mit einem Silikonkleber in die integrierte RW 3 Schale des Applikatorhalters verklebt. Dieser kann über ein integriertes Zahnradsegment mittels einer Schnecke und eines weiteren Schrittmotors senkrecht zur Detektorbahn geschwenkt werden (siehe Abbildungen 6.2 und 6.4).

Bei der Erprobung dieses ersten Entwurfes ergaben sich zwei wesentliche Probleme. Zum einen wurde keine Vorrichtung vorgesehen, die es ermöglicht hätte den Detektor in einem definierten Abstand zum Applikator zu positionieren. Das zweite Problem ergab sich durch das Schwenken des Detektorkopfes. Eine zu grobe Zahnung der Stirnräder resultierte in einem großen Spiel zwischen diesen und damit in zu großen Ungenauigkeiten. Diese Probleme wurden folgendermaßen behoben: Um einen definierten Abstand zwischen Detektor und Applikatoroberfläche einstellen zu können, wird der Detektor zunächst in die dafür vorgesehene Halterung eingespannt, siehe Abbildung 6.3A, indem er bis auf die Applikatoroberfläche gesetzt wird. Danach kann man Lehren mit einer definierten Dicke in einen dafür vorgesehenen Spalt einschieben. Zur Behebung des zweiten Problems wurden die Stirnräder ebenfalls durch eine Schnecke ersetzt, siehe dazu Abbildung 6.3B.

Dieser zweite Prototyp zeigte jedoch weitere Probleme, welche zu einem konzeptionellen Umdenken führten. Ein Problem war durch die Lagerung der Applikatorhalterung gegeben. In die Applikatorhalterung ist eine Nut als Führungsschiene eingefräst, siehe Abbildung 6.4A. Zwei Stifte, siehe Abbildung 6.4B, greifen in diese Nut und halten die Applikatorhalterung auf der gewünschten Bahn.

Ab einem gewissen Schwenkungsgrad kann die Applikatorhalterung von den zwei Stiften nicht mehr auf ihrer Bahn gehalten werden und kippt aus dieser heraus. Das gravierendere Problem resultierte insgesamt aber aus der Größe der Apparatur und dabei besonders aus der Materialienwahl. Mit einer Apparatur dieser Größe ist man nicht in der Lage, die gewünschte Reproduzierbarkeit zu erreichen. Zudem kann Aluminium in der Größe nicht die benötigte Stabilität erbringen. Insbesondere waren die Halterung der Schwenkmechanik für den Detektor und die Zahnräder betroffen.

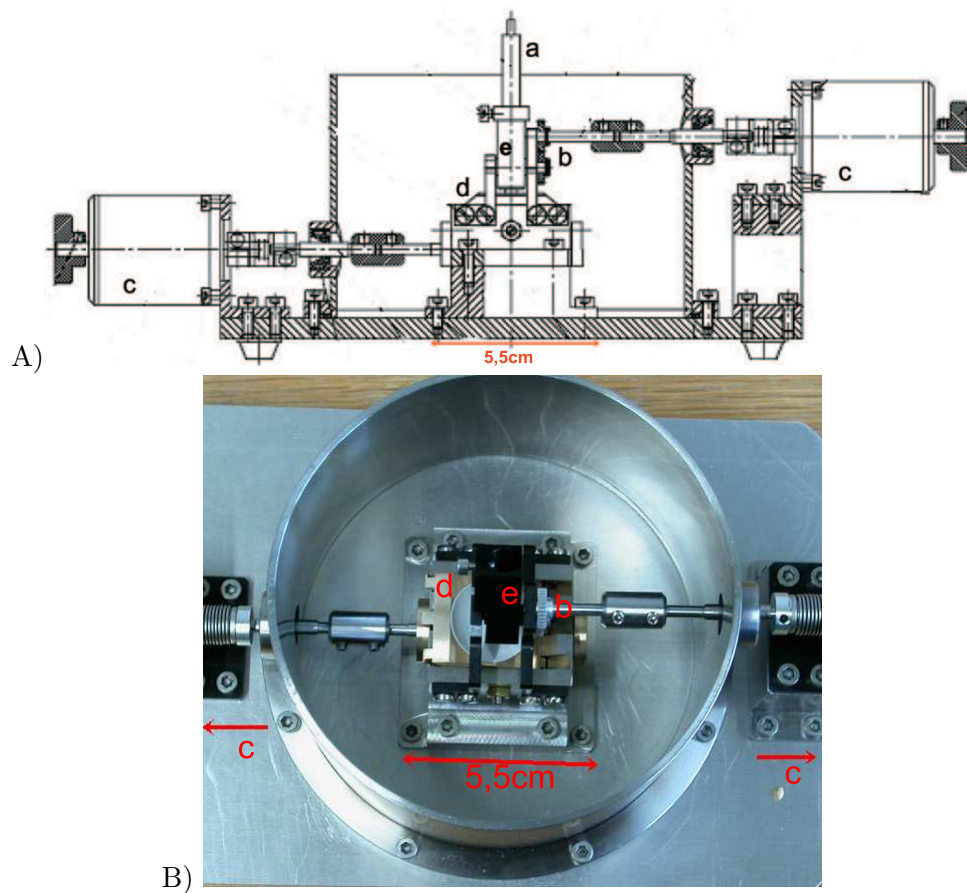


Abbildung 6.1: A) technische Zeichnung und B) Gesamtphoto der ersten Apparatur; a: Szintillatorkanal im e: Detektorhalter, b: Stirnräder, c: Schrittmotoren, d: schwenkbarer Applikatorhalter für den Applikator mit integrierter RW 3 Schale

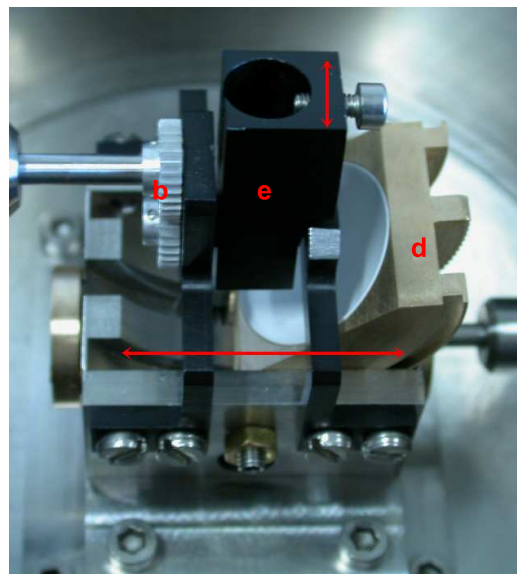


Abbildung 6.2: Detailaufnahme der ersten Apparatur; über die Stirnräder (b) können Detektorhalter (e) und Applikatorhalter (d) mittels einer Schnecke geschwenkt werden

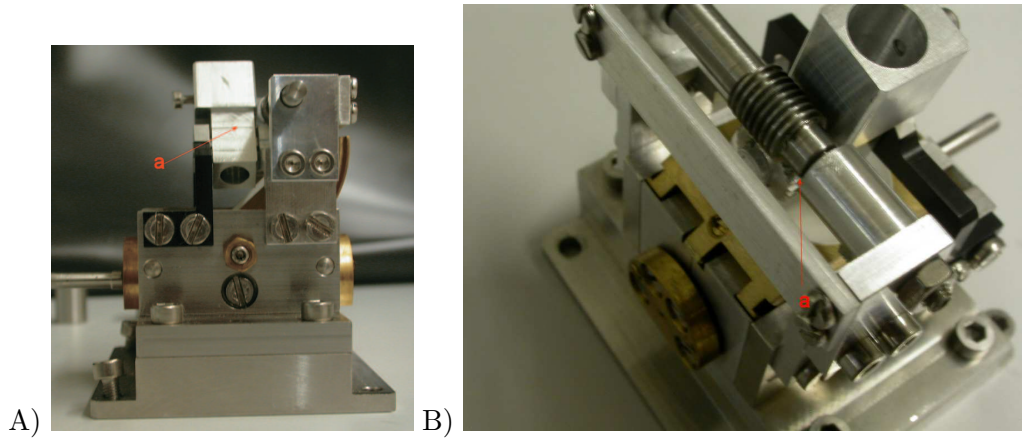


Abbildung 6.3: A) Detailaufnahme zur Halterung des Detektors; a: Einschubort zur Höheneinstellung B) Korrigierter Schwenkantrieb des Lichtleiters; a: Antrieb durch Schnecke und Zahnrad

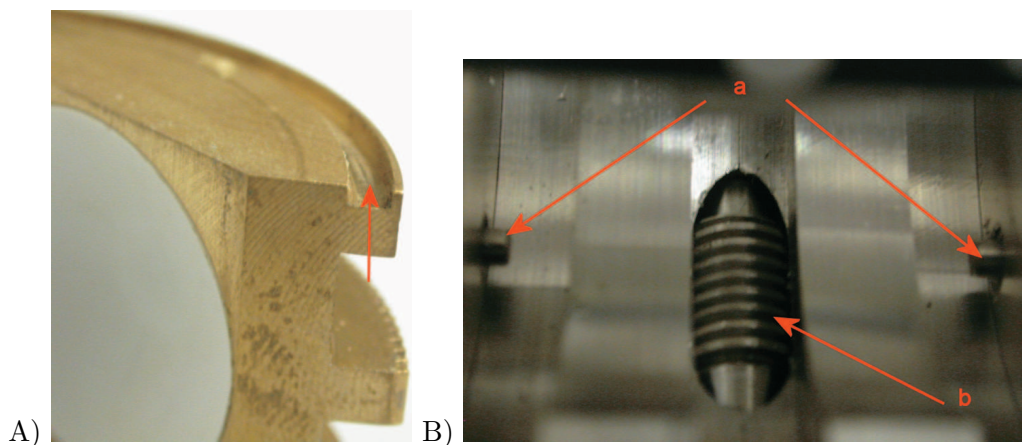


Abbildung 6.4: Detailaufnahme zur Applikatorhalterung; A) Applikatorhalter B) Antrieb a: Stifte, b: Schnecke

6.3 Die Apparatur

Auf Grund der oben genannten Probleme wurde die endgültige Apparatur im Ganzen ein Stück größer konstruiert, um die benötigte Stabilität und Handhabbarkeit zu gewährleisten. Der Schwenkantrieb des Detektors über die Schnecke und das Stirnrad wurde beibehalten. Allerdings wurde zur größeren Stabilität nur ein Segment des Zahnrades verwendet. Auf das Schwenken des Applikator wurde ganz verzichtet. Stattdessen kann dieser auf einem Drehteller fixiert und um seine zentrale Achse gedreht werden. Auch ist es aus strahlenschutztechnischen Gründen und zu Erhöhung der Reproduzierbarkeit sinnvoller den Applikator in eine separate RW 3-Schale zu verkleben. In Abbildung 6.5 ist eine Photographie des endgültig umgesetzten Konzepts zu sehen, das nun genauer beschrieben wird.

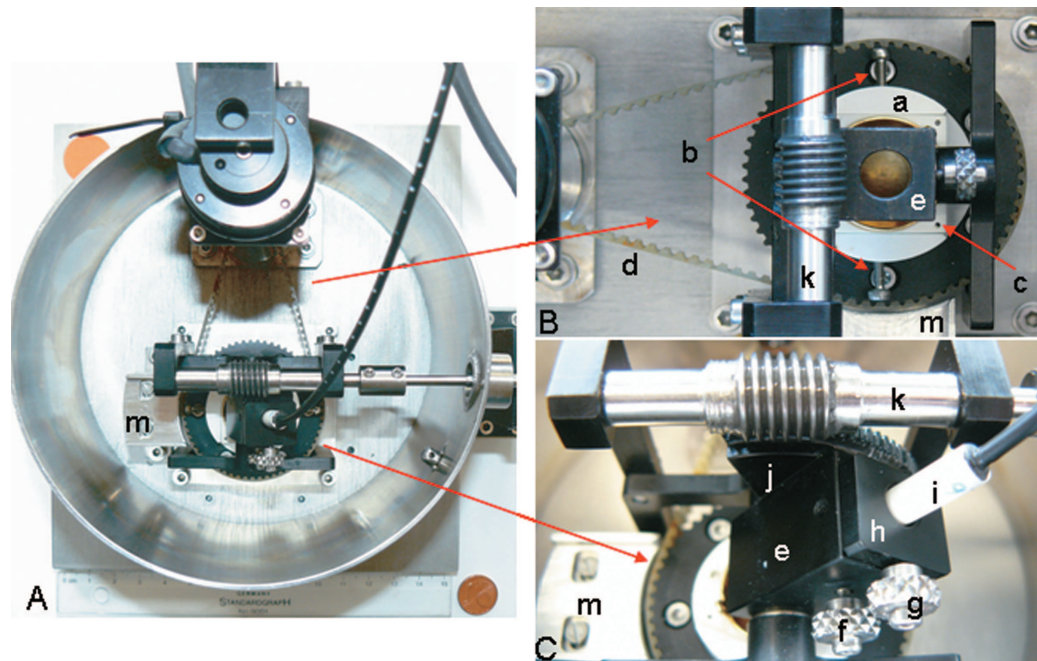


Abbildung 6.5: Photographien der Apparatur; A: komplette Übersicht; B: Realisierung der Drehbewegung des Applikators; dieser ist dazu in einer RW 3-Schale (c) verklebt, welche entlang der Schalen-Führung (m) in den Drehungs-Halter (a) eingebracht wird und mit zwei Schrauben (b) fixiert wird; der Drehungs-Halter wird mittels eines Schrittmotors über ein Zahnrad und -riemen (d) bewegt C: Realisierung der Kippbewegung des Detektors, Zahnradsegment (j) und Schnecke (k) mit eingebauten Detektor (i) im Detektorhalter (h) mit Fixierungsschraube (g), welcher wiederum im Kipp-Halter (e) mit Schraube (f) fixiert ist

6.3.1 Die verwendeten Materialien

Alle Materialien, die den Applikator direkt umgeben, sind aus RW 3 gefertigt (RW 3 Schale, Drehungs-Halter). Alle mechanischen Elemente in der näheren Umgebung des Applikators bestehen aus eloxiertem Aluminium (Zahnrad des Drehungs-Halters, Kipp-Halter und die Trägerstrukturen, der Detektor-Halter). Der Abstand des Aluminiums zum Applikator beträgt mindestens 5 mm (Trägerstrukturen), daher ist nicht mit Störungen durch Rückstreuung zu rechnen. Monte Carlo Simulationen (siehe Kapitel 7) konnten dies bestätigen. Auch bei dieser Apparatur wurde in den äußeren Regionen (Abstand > 2 cm) Edelstahl verwendet.

6.3.2 Realisierung der Bewegung in z , Φ und Θ und Einbau der Applikatoren und Detektoren

Zur Veranschaulichung soll hier zunächst das Koordinatensystem definiert werden, siehe Abbildung 6.6. Die Zentralachse des Applikators ist identisch mit der z -Achse. Die Position ist mit einem x markiert. Zur Orientierungshilfe ist dies ebenso in Abbildung 6.7 markiert. Die Bewegung in Φ wird durch die Drehung des Applikators realisiert. Der Kippwinkel Θ wird durch den geschwenkten Detektor und der Zentralachse aufgespannt.

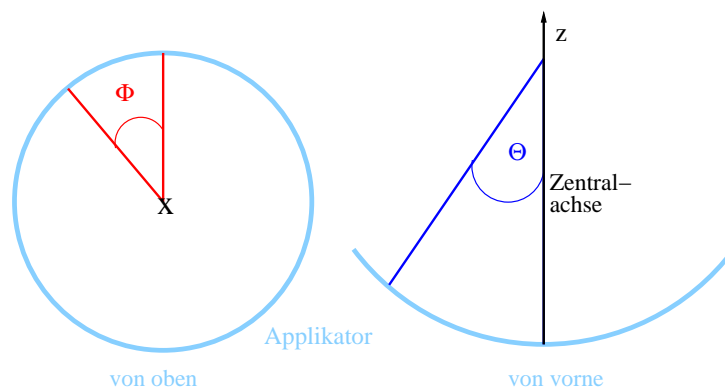


Abbildung 6.6: schematische Darstellung des für die Messungen verwendeten Koordinatensystems, links: Aufsicht auf den Applikator, rechts: Seitenansicht des Applikators, in dunkelblau ist der Detektor angedeutet

Bewegung in Φ und Einbau des Applikators

Um die Bewegung in Φ zu realisieren, kann der Applikator um seine Zentralachse gedreht werden (siehe Abbildung 6.5A, 6.5B und 6.7).

Die Applikatoren werden dazu in extra dafür vorgesehene RW 3-Schalen verklebt. Abbildung 6.8A zeigt solch eine Schale mit einem Goldapplikator. Dieser wird zu Probezwecken verwendet, da er keine Radioaktivität enthält. Der Vorteil ist, dass die Applikatoren für die Testzwecke bei der Doktorarbeit in diesen Schalen verbleiben können und dadurch die Strahlenbelastung durch immer erneutes Verkleben und Entfernen aus der Schale vermieden wird. Außerdem kann eine höhere Reproduzierbarkeit erreicht werden. Das Einkleben in diese Schalen erfolgt mit einer extra dafür angefertigten Einklebevorrichtung, die einen gleichmäßigen Anpressdruck über den gesamten Applikator gewährleistet, siehe Abbildung 6.8B. Als Kleber wird ein spezieller Silikonkleber (Silicon Adhesive Silbione MED ADH

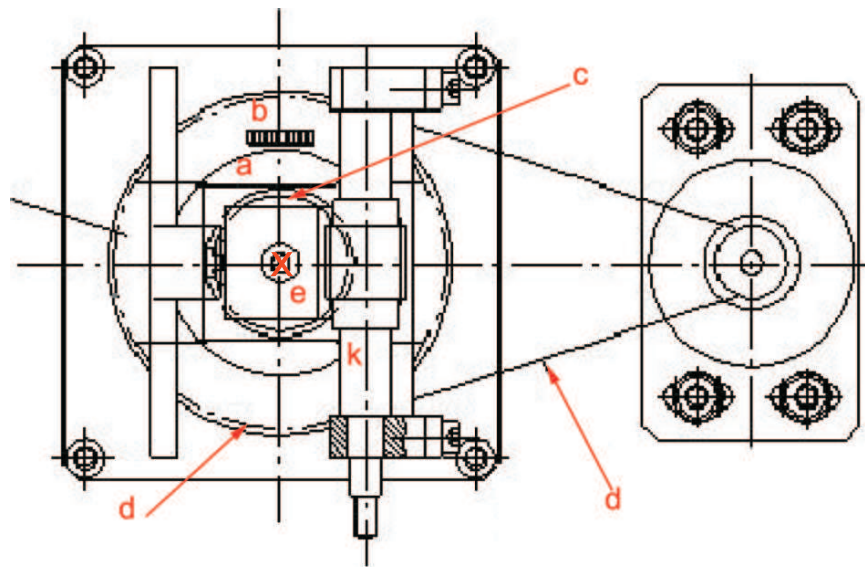


Abbildung 6.7: technische Zeichnung zur Realisierung der Drehbewegung des Applikators: a: Drehungs-Halter, b: Schraube zum Fixieren, c: RW 3-Schale, d: Zahnrad/-riemen, e: Kipp-Halter, k: Schnecke; x: Position der Zentralachse

4100 RTV) der Firma Rhodia Silicones verwendet, der auf seine Strahlenhärte getestet ist [Flu04].

Die RW 3-Schale mit dem Applikator kann nun entlang der Schalen-Führung in den Drehungs-Halter (siehe Abbildung 6.9) eingeschoben werden.

Die Apparatur ist dabei so konzipiert, dass es nur möglich ist den RW 3-Halter einzuschieben, wenn die Schalen-Führung und die Führung des Drehungs-Halters nicht gegeneinander versetzt sind (Abbildung 6.9A). Dadurch ist die Reproduzierbarkeit des Winkels Φ von $\pm 1^\circ$ gegeben. Die maximale seitliche Verschiebung der RW 3-Schale im Drehungs-Halter (siehe Abbildungen 6.9B und 6.10) ist durch die Breite der RW 3-Schale und des Drehungs-Halters auf 0,2 mm begrenzt. Durch zwei Schrauben kann die mittige Positionierung der RW 3-Schale innerhalb des Drehungs-Halters optimiert werden. Die RW 3-Schale wird dabei an die Rückseite des Drehungs-Halter gedrückt, so dass es im hinteren Bereich (Abbildung 6.9B) zu einer maximalen Verschiebung von 0,1 mm kommt. Der Drehungs-Halter ist auf einem Zahnrad montiert, welches mittels eines Zahnriemens durch einen Schrittmotor betrieben wird. Der Schrittmotor (siehe Abschnitt 6.4.2) hat dabei eine Übersetzung von 1:400 und eine zusätzliche von 1:6 resultierend aus dem Zahnradantrieb. Insgesamt bedeutet dies, dass ein Schritt des Schrittmotors eine Winkeländerung in Φ von $0,15^\circ$ bewirkt.

Bewegung in Θ und z und Einbau des Detektors

Beide Kanäle des Plastiksintillatordetektorsystems und der Messtaster (zur Aufnahme von Oberflächenprofilen der Applikatoren, näheres dazu in Abschnitt 6.4.1) können nacheinander mithilfe der Apparatur in polarer Richtung Θ verkippt werden (siehe Abbildung 6.5A, 6.5C und 6.11).

Um die jeweiligen Detektorkanäle in einem Abstand z zur Applikatoroberfläche zu fixieren, wird zunächst der Detektor-Halter innerhalb des Kipp-Halters mit einer Schraube fixiert (siehe Abbildung 6.12). Dann wird der Detektor so in

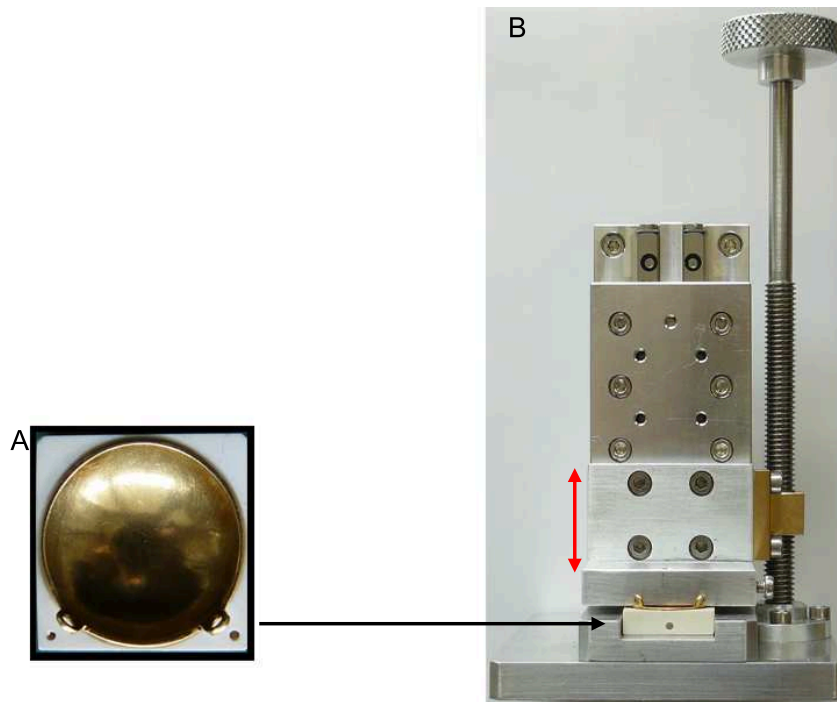


Abbildung 6.8: Photographie des Applikators und Fixierung; a) Test-Goldapplikator innerhalb seiner RW 3-Schale, von oben; b) Einklebevorrichtung, durch die beim Verkleben des Applikators innerhalb der RW 3-Schale ein gleichmässiger Druck ausgeübt wird, von vorne

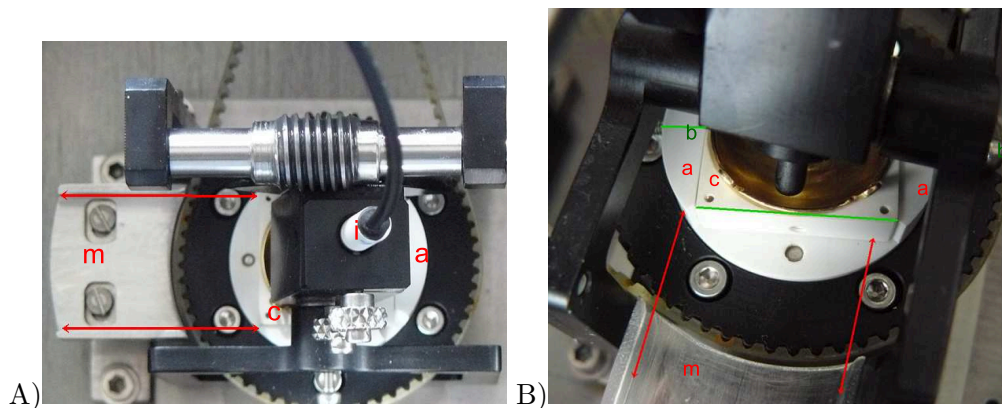


Abbildung 6.9: Photographien der Schalen-Führung (m) und des Drehungs-Halters (a); A) der Applikator in der RW 3 Schale (c) kann nur in den Drehungs-Halter rein- oder rausgeschoben werden, wenn die Schalen-Führung und die Führung des Drehungs-Halters übereinstimmen, (i) Detektor B) Schalen-Führung und die Führung des Drehungs-Halters stimmen nicht überein, der blaue Pfeil stellt die Richtung der möglichen seitlichen Verschiebung dar und die Fixierung mittels einer Schraube (b)

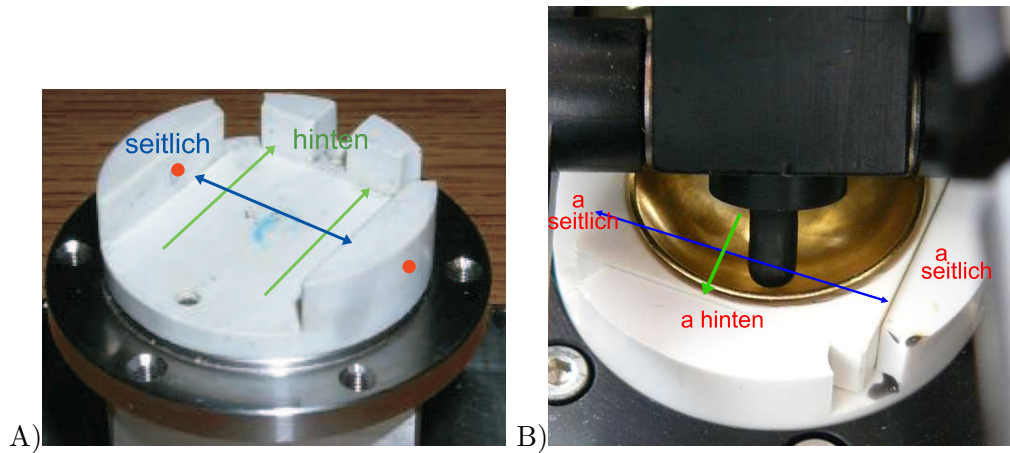


Abbildung 6.10: A) Photographie des aus der Apparatur ausgebauten Drehungs-Halters, zur Veranschaulichung ist definiert wo hinten und seitlich ist, in rot ist die Position der Schrauben markiert B) Drehungs-Halter (a) mit eingebauten Applikator in RW 3-Schale

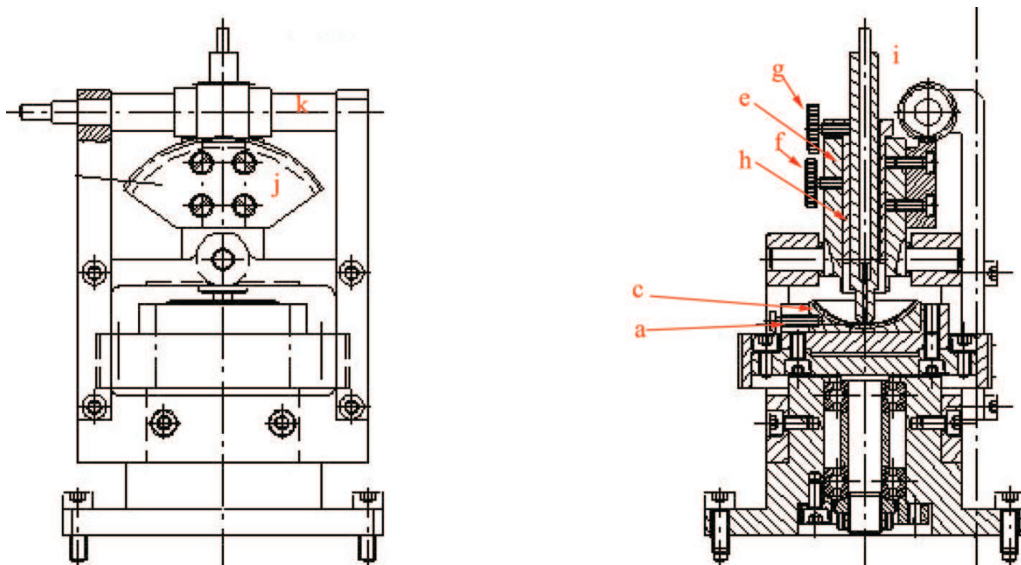


Abbildung 6.11: technische Zeichnung zur Realisierung der Kippbewegung des Detektors: a: Drehungs-Halter, c: RW 3-Schale, e: Kipp-Halter, f und g: Fixierungsschrauben, h: Detektorhalter, i: Detektor, j: Zahnradsegment und k: Schnecke

den Detektor-Halter eingebracht, dass der Detektor Kontakt zum Applikator hat und mit einer zweiten Schraube fixiert. Durch Lösen der ersten Schraube ist der Detektor-Halter und mit ihm der Detektor innerhalb des Kipp-Halters frei verschiebbar. Um nun einen definierten Abstand einzustellen, wird eine Lehre zwischen den beiden Haltern eingebracht und der Detektor-Halter wieder innerhalb des Kipp-Halters fixiert. Auf diesem Weg ist es möglich den Abstand zwischen Detektor- und Applikatoroberfläche zu variieren und Tiefendosiskurven (siehe Kapitel 9.2) aufzunehmen. Aus wiederholten Messungen der Dosis in einem definierten Abstand ergibt sich für die Abstandsfestlegung eine Unsicherheit von kleiner 1%.

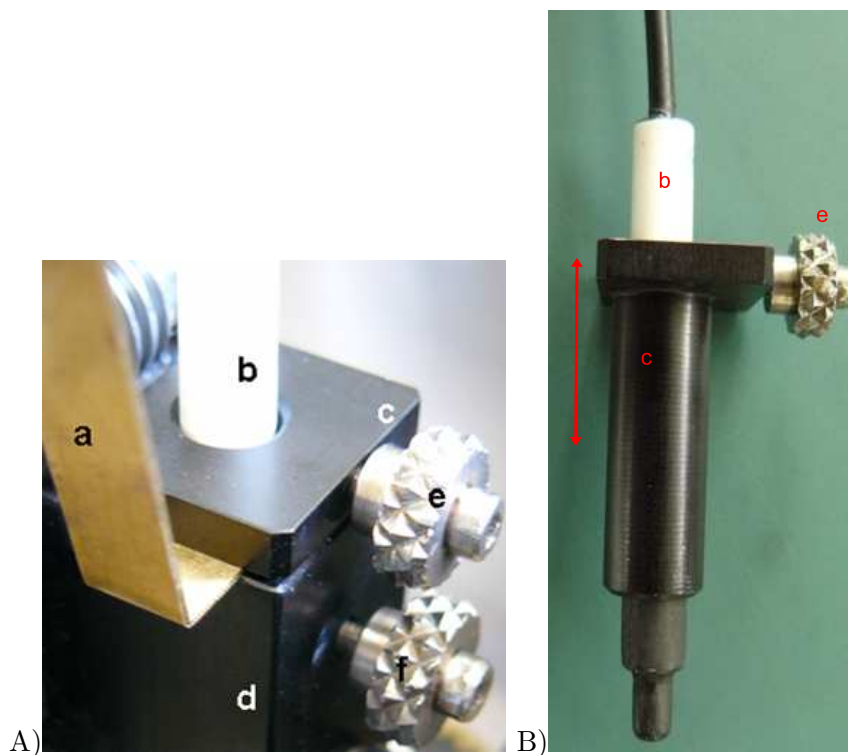


Abbildung 6.12: Photographie zur Erläuterung der Höhenverstellung des Detektors; a: Lehre, b: Detektor, c: Detektorhalter, d: Kipp-Halter, e und f: Fixierschrauben; A) Detektor mit Detektorhalter in Kipphalter eingebaut, B) Detektor mit Detektorhalter

Der Messtaster kann direkt in den Kipp-Halter eingebaut werden. Um die Bewegung in Θ zu realisieren ist der Kipp-Halter mit einem Zahnradsegment verbunden, welches ebenfalls mittels eines Schrittmotors (1:400) über eine Schnecke (1:90) angetrieben wird. Daraus resultiert eine minimale Winkeländerung Θ von $0,01^\circ$.

6.4 Die verwendeten Geräte

6.4.1 Messtaster

Die Detektoren beschreiben die Bahn einer idealen Kugelschale. Da es sich bei den Applikatoren nicht um ideale Kugelschalen handelt und diese auch nicht optimal in die Apparatur eingebaut werden können, variiert der Abstand zwischen Detektor- und Applikatoroberfläche. Um dies zu berücksichtigen, soll das Oberflächenprofil der Applikatoren mit einem Messtaster aufgenommen werden. Zum einen ist es somit möglich, einen Mindestabstand zwischen Applikator und Detektor zu ermitteln, der nötig ist, um Abrieb an der Detektorspitze und Schäden am Applikator zu verhindern. Zum anderen ist dadurch der Abstand zwischen Detektor und Applikator in jedem Punkt bekannt und kann in die Bestimmung der Oberflächendosis mit einbezogen werden. Bei der Wahl des Messtasters müssen die folgenden Anforderungen berücksichtigt werden:

- Die Auflösung des Messtasters sollte in der Größenordnung $1\ \mu\text{m}$ sein.
- Die Abmessungen des Messtasters müssen zu denen der Apparatur passen.
- Die durch den Messtaster auf den Applikator ausgeübten Kräfte müssen möglichst gering sein, um keine Schäden an diesem zu verursachen.



Abbildung 6.13: Photographie des Messtasters „Linear Gage Slim Head“ und der Ausleseeinheit „Linear Gage EF Counter“ der Firma Mitutoyo

Das Oberflächenprofil der Applikatoren wird mit Hilfe des Messtasters „Linear Gage Slim Head“ (siehe Abbildung 6.13) der Firma Mitutoyo aufgenommen. Dieser hat eine Auflösung von $1\ \mu\text{m}$ mit einer Fehlergrenze von $2\ \mu\text{m}$. Der Sensorkopf besteht aus einer Hartmetallkugel mit einem Durchmesser von $3\ \text{mm}$. Sowohl die Dimensionen, wie auch das Gewicht (siehe Tabelle 6.1), sind mit dem Kipphalter kompatibel. Die Ansteuerung des Messtasters erfolgt über den Linear Gage EF Counter (Typ 542-060), der über eine RS-232 Schnittstelle an den PC angeschlossen ist und mit LabView angesprochen und ausgelesen werden kann (siehe Abschnitt 6.5).

Bevor der Messtaster zur Messung des Oberflächenprofils genutzt werden konnte, wurde untersucht, ob der Messtaster Schäden am Silberfenster des Applikators

Auflösung	0,001 mm
Messspanne	5 mm
Fehlergrenze (20°C)	0,002 mm
Messkraft abwärts	< 0,65 N
Messkraft horizontal	< 0,6 N
Messkraft aufwärts	< 0,55 N
Tastspitze	Hartmetallkugel Ø 3 mm
Schaftdurchmesser	8 mm
Gewicht	145 g

Tabelle 6.1: Übersicht zum Messtaster „Linear Gage Slim Head“ der Firma Mitutoyo [Mit06]

verursachen kann. Hierzu wird die maximale Eindringtiefe, die durch die Hartmetallkugel des Messtasters erzeugt wird, bestimmt. Die durch den Messtaster verursachten Kräfte sind laut Hersteller kleiner als 0,65 N. Aus der Brinell Härte HB, welche eine Aussage über den Abdruckmesser d durch eine Hartmetallkugel mit einem Durchmesser D bei einer wirkenden Kraft F in die Oberfläche eines anderen Metalls macht, kann man die Eindringtiefe h der Hartmetallkugel in das Silberfenster der Applikatoren abschätzen. Es gilt:

$$HB = \frac{2F}{\pi D(D - \sqrt{D^2 - d^2})} \quad (6.1)$$

Aus der Brinell Härte von Reinstsilber von $24,5 \text{ N/mm}^2$ [Dub81] ergibt sich durch die Hartmetallkugel ein maximaler Abdruckdurchmesser von 0,2 mm. Damit lässt sich ebenfalls die Eindringtiefe h bestimmen, für die gilt:

$$h = \frac{D}{2} + \sqrt{\frac{D^2}{2} - \frac{d^2}{2}} \quad (6.2)$$

Es ergibt sich eine maximale Eindringtiefe von $3 \mu\text{m}$. Zur Überprüfung der von Mitutoyo angegebenen Daten wurde die durch den Messtaster wirkende Kraft noch einmal gesondert gemessen. Der Messbereich wird dabei auf 1 mm beschränkt, da dies die erwartete maximale Auslenkung in den Messungen des Oberflächenprofils ist. Zur Bestimmung der wirkenden Kräfte in Abhängigkeit von der Auslenkung des Messtasters wird eine Laborwaage mit einer Auflösung von 0,01 g verwendet (Abbildung 6.14). Der Messtaster wird in einen Halter eingespannt und ist mittels einer Mikrometerschraube in der Höhe variierbar.

Aus der ausgeübten Kraft kann wiederum die Eindringtiefe ermittelt werden. In Abbildung 6.15 ist der Zusammenhang zwischen Eindringtiefe und Auslenkung dargestellt. Dazu wurde in den Messungen 1, 2 und 4 die Auslenkung schrittweise von 0 nach 1 mm erhöht und in den Messungen 3 und 5 genau andersherum. Es resultieren Kräfte kleiner 0,4 N, was einer maximalen Eindringtiefe von $2 \mu\text{m}$ entspricht. In beiden Abschätzungen ist die resultierende Eindringtiefe von maximal $3 \mu\text{m}$ deutlich kleiner als die des Silberfenster ($100 \mu\text{m}$, siehe Abschnitt 4) der Applikatoren, so dass keine Schäden an dieser Silberschicht zu erwarten sind.



Abbildung 6.14: Messaufbau zur Bestimmung der Kraft, die der Messtaster auf eine Waage ausübt

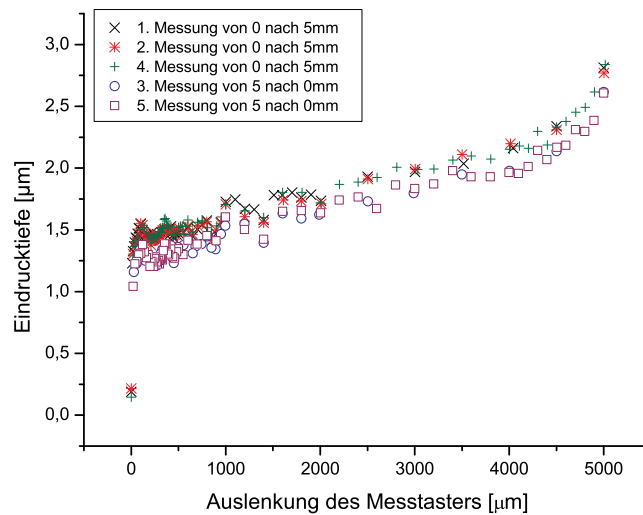


Abbildung 6.15: Eindrucktiefe des Messtasters in eine Silberschicht in Abhängigkeit von der Auslenkung des Messtasters. In den Messungen 1, 2 und 4 wurde die Auslenkung von 0 nach 1 mm verändert und in den Messungen 3 und 5 genau andersherum.

6.4.2 Motoren und Motorsteuerung

Für die Messapparatur werden Schrittmotoren der Firma Phytron vom Typ ZSS 32.200.1,2.E verwendet. Diese haben eine Schrittzahl von 400 Schritten pro Umdrehung, ein Haltemoment von 50 mmN im Betrieb und ein Selbsthaltemoment von 3 mmN. Ihr Gewicht liegt bei 350 g. Die Ansteuerung erfolgt über eine Isel Schrittmotorsteuerung, die über eine serielle RS-232 Schnittstelle an einen PC angeschlossen ist.

6.5 LabView

Um die gewünschte Automatisierung für die klinische Routine zu realisieren, wurde ein Programm in LabView¹ entwickelt, mit dem es möglich ist die Isel Schrittmotorsteuerung, die Steuerung des Messtasters (Linear Gage EF Counter) und das Keithley Nanoamperemeter anzusprechen und auszulesen.

Die Schrittweite und -anzahl ist darin festgelegt, so dass die einzelnen Messpositionen automatisch angefahren werden. Gleichzeitig werden Textdateien erzeugt, in denen die aktuelle Position und der vom Messtaster bzw. Nanoamperemeter ausgelesene Messwert festgehalten werden. In dem entwickelten Programm kann für die Messungen mit dem Detektorsystem festgelegt werden, dass an einer Messposition entweder so lange gemessen wird bis eine relative Unsicherheit unterschritten oder eine bestimmte Anzahl an Messungen oder Messzeit überschritten wird.

Mit dem Programm ist es möglich erste Auswertungsschritte der Messdaten durchzuführen, so wird die statistische Unsicherheit der Messwerte Mittelwert bestimmt und die Daten werden in Diagrammen dargestellt.

¹graphische Benutzeroberfläche für Programmieren, Steuern und Analyse, entwickelt von National Instruments <http://www.ni.com/labview/d/>

Kapitel 7

Monte Carlo Simulation - EGSnrcMP

Für eine Optimierung und Prüfung der Messungen ist ein Simulationsprogramm, welches eine genaue Modellierung der realen Quelle ermöglicht, von besonderem Interesse. Mit dem Simulationsprogramm können Auswirkungen von Parametern wie dem Quellspektrum, der Geometrie und Materialbeschaffenheit der Quelle, wie auch des umgebenden Gebiets auf die Dosisverteilungen untersucht werden. Die Wechselwirkungen von Photonen und Elektronen in Materie sind gut verstanden und theoretisch gut beschrieben. Allerdings ergeben sich für die Dosisverteilungen einer Strahlungsquelle in einer nichttrivialen geometrischen Anordnung mehrdimensionale Integrale, die nicht analytisch berechnet werden können. Mit Hilfe von Monte Carlo Simulationen können mehrdimensionale Integrale numerisch gelöst werden.

7.1 Das Programm - EGSnrcMP

Das EGS (**E**lectron-**G**amma-**S**hower) Computer Code System dient der Monte Carlo Simulation von Elektronen- und Photonentransporten in Materie für Teilchenenergien zwischen einigen keV bis hin zu hunderten von GeV. Das in dieser Arbeit verwendete Monte Carlo Simulationsprogramm EGSnrcMP stellt eine Weiterentwicklung von EGSnrc und dieses wiederum von EGS4 dar. EGS4 wurde vor ca. 20 Jahren am **S**tanford **L**inear **A**ccelerator **C**enter (SLAC) in Zusammenarbeit mit dem **N**ational **R**esearch **C**ouncil of **C**anada (NRC) entwickelt. In den letzten Jahren kam es im Besonderen zu Fortschritten in der Simulation des Elektronentransportes, wie zum Beispiel bei der Theorie zur Vielfachstreuung. Noch wichtiger sind die Fortschritte, die beim Elektronentransport-Algorithmus, der PRESTA II (**P**arameter **R**educed **E**lectron **S**tep **T**ransport **A**lgorithm) genannt wird, erzielt wurden.

Die wesentlichen Eigenschaften von EGSnrcMP sind:

- Der Transport von Elektronen, Positronen oder Photonen kann in jedem Element, jeder Verbindung oder jedem Gemisch simuliert werden. Die Daten hierfür können mit dem Paket PEGS4 erzeugt werden.
- Photonen und geladene Teilchen werden in Schritten zufälliger Länge transportiert.

- Die kinetische Energie von geladenen Teilchen reicht von wenigen 10 keV bis zu einigen hundert GeV.
- Die kinetische Energie von Photonen liegt zwischen 1 keV und einigen hundert GeV.
- Es können verschiedene Varianz-reduzierende Techniken verwendet werden.

Die folgenden physikalischen Prozesse werden bei dem EGSnrcMP Code System berücksichtigt [PIRS701] und [PIRS702]:

- Bremsstrahlungsproduktion unter Ausnutzung der Bethe-Heitler oder der NIST Wirkungsquerschnitte (Bremsstrahlung in Bornscher Näherung)
- Positronannihilation in Ruhe oder Bewegung
- Vielfachstreuung von geladenen Teilchen durch Coulomb Streuung am Kern; beliebige Schrittlängen basierend auf Rutherford- oder Mott- Streuung
- Møller (e^-e^-) und Bhabha (e^+e^-) Streuung können exakt oder genähert
- kontinuierlicher Energieverlust für geladene Teilchen zwischen einzelnen Wechselwirkungen
- Paarproduktion
- Compton Streuung entweder nach Klein-Nishina oder bound Compton
- kohärente (Rayleigh) Streuung
- Photoelektrische Effekte
- Relaxation von angeregten Atomen über die Erzeugung von Fluoreszenz-Photonen (K-, L-, M- Schale), Auger- und Coster-Kronig- Elektronen

EGSnrcMP und EGSnrc unterscheiden sich im Wesentlichen durch die neu integrierte C++ Bibliothek [PIRS898]. Damit ist es möglich, Gegenstände und Strahlungsfelder in verschiedensten Geometrien zu modellieren und stellt die Grundlage für alle in dieser Arbeit beschriebenen Simulationen dar.

7.2 Statistik und Unsicherheit

Um die Unsicherheit der Ergebnisse, also in diesem Fall die der Dosis, zu berechnen wird bei EGSnrcMP die *history by history* Methode verwendet [PIRS702]. Dabei werden die Ergebnisse aller Teilchendurchgänge (history) gespeichert und am Ende der Monte Carlo Simulation gemittelt. Der Fehler wird ebenfalls am Ende der Simulation berechnet. Die zu Grunde liegende Gleichung zur Berechnung des Fehlers $s_{\bar{X}}$ von dem gemittelten Ergebnis \bar{X} , also der gemittelten Dosis, lautet:

$$s_{\bar{X}} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \left(\frac{\sum_{i=1}^N X_i^2}{N} - \left(\frac{\sum_{i=1}^N X_i}{N} \right)^2 \right)} \quad (7.1)$$

Dabei ist N die Anzahl der Grund histories, d.h. die Anzahl der primären Elektronen bzw. Photonen. X_i ist der Beitrag der i -ten history zu X , also dem i -ten Teilchendurchgang. Der speziell entwickelte Algorithmus ist in [Sempau01] beschrieben.

7.3 Modellierung der Applikatoren und Szintillatoren

Die Modellierung der Applikatoren orientiert sich an dem schematischen Aufbau gemäß Abbildung 4.2. Dazu wurden in der C++ Bibliothek von EGSnrcMP [PIRS898] vorgegebene Geometrien wie Kugeln, Ebenen, Zylinder und Quader verwendet. Den einzelnen Teilgeometrien können dann unterschiedliche Materialeigenschaften zugeordnet werden. Ausgefallenerer Materialien, wie zum Beispiel das Szintillatormaterial, müssen mit PEGS4 [PIRS701] modelliert und eingebunden werden. Zur Veranschaulichung der modellierten Geometrien kann das Programmpaket EGSview verwendet werden, siehe dazu die Abbildungen 7.1 und 7.2.

Die Basis der hier modellierten Geometrie ist eine Wasserbox mit einer Kantenlänge von 10 cm. In diese werden vier sich überlagernde Kugeln aus Silber mit einem Radius von 13 mm, Ruthenium mit 12,2 mm, wiederum Silber mit 12,1 mm und abschließend Wasser mit 12 mm modelliert. Die Reihenfolge bestimmt dabei, was von den einzelnen Kugeln erhalten bleibt. Die zuletzt genannte Kugel überschreibt die davor genannten. Auf diesem Weg lässt sich eine aus Kugelschalen zusammengesetzte Kugel modellieren. Um ein Kugelschalensegment zu erhalten, wurde eine weitere Wasserbox modelliert, die den oberen Teil der Kugelschalen abschneidet, siehe auch Abbildung 7.1. Der endgültige Applikator mit aus Zylindern modellierten Szintillatoren ist in Abbildung 7.2 dargestellt. Diese werden entsprechend der Geometrie von SK 2 und SK 3 modelliert (siehe Tabelle 5.3). Die Klebeschicht wird durch einen zusätzlichen Abstand im Wasser berücksichtigt. Ebenso wird auf die Modellierung der RW 3 Hülse und des PMMA Lichtleiters verzichtet. Die in Kapitel 8.5 beschriebenen Monte Carlo Simulationen haben gezeigt, dass dadurch kein signifikanter Unterschied in der deponierten Dosis innerhalb des Szintillators zu erwarten ist. Die Szintillatoren können gemäß den Anforderungen aus den Messungen innerhalb der modellierten Applikatorgeometrie platziert werden. Bei der Modellierung des Spektrums (siehe Kapitel 4.2) wurde der ^{106}Ru Anteil vernachlässigt, da dieses vollständig innerhalb des Applikators absorbiert wird. Das β -Spektrum von ^{106}Rh wurde gemäß Abbildung 4.4b und Tabelle A.1 als kontinuierliches Spektrum modelliert. Der γ -Anteil wurde gemäß Tabelle A.2 als diskretes Linienspektrum modelliert. Zur Modellierung des Strahlungsfeldes können ebenso die oben genannten Geometrien verwendet werden. Dies hat sich bei dem vorliegenden Fall als nicht geeignet erwiesen. Daher wurde ein Strahlungsfeld entsprechend einer Kugelschale mit der Ausdehnung, wie sie in Abbildung 4.2 als radioaktiver Teil dargestellt ist, in den Quellcode integriert. Das Strahlungsfeld kann dabei entlang des Winkels Θ variiert werden, da von BEBIG ein Winkel zwischen $47,75^\circ$ und $48,45^\circ$ angegeben wird. Die Strahlung wird dabei isotrop über das Volumen verteilt. Pro Monte Carlo Simulation wurden 20 Millionen histories durchgeführt, das heißt also, es wurden 20 Millionen primäre Elektronen- bzw. γ -Durchgänge für die Quelle verwendet. Die übrigen Einstellungen, die für die Monte Carlo Simulation gewählt worden sind, haben sich an den Standardeinstellungen orientiert und werden im Anhang A genannt.

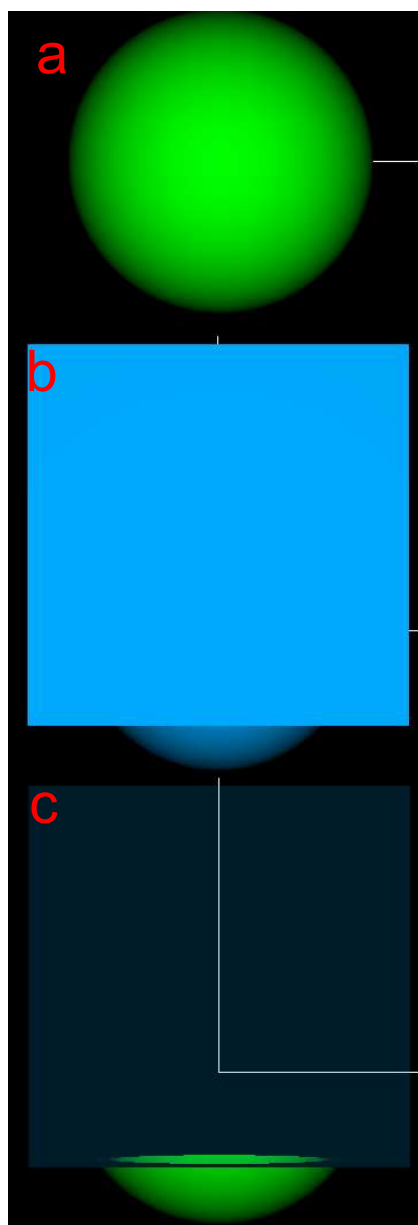


Abbildung 7.1: Modellierung der Applikatoren, dabei ist in hellblau: Wasser und in grün: Silber dargestellt; die Überlagerung aus der a) Silberkugel mit Ruthenium und b) der Wasserbox und Kugel ergibt c) das Kugelschalensegment

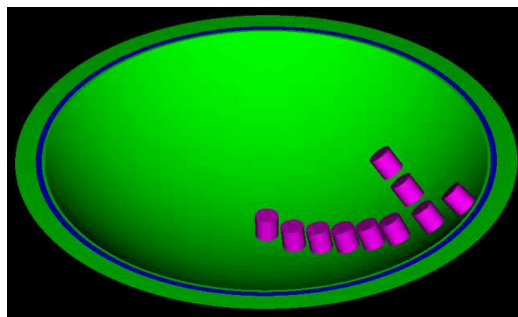


Abbildung 7.2: Applikator - Szintillator Modell; grün: Silber, blau: Ruthenium und pink: Szintillator Höhe 1 mm

7.4 Erste Ergebnisse

Zur Überprüfung der Monte Carlo Simulationen wurden diese zunächst mit Messungen, die am Uniklinikum Essen mit einem ähnlichen Messsystem (Szintillatortorhöhe von 1 mm aber xyz-Tisch) durchgeführt worden sind, verglichen. Die Messungen sind sowohl an der konkaven als auch der konvexen Seite des Applikators entlang der Zentralachse aufgenommen worden. Die Tiefendosiskurven auf der konkaven Seite sind in Abbildung 7.3 dargestellt, gegeben ist der Abstand zwischen Applikator- und Detektoroberfläche. Die Werte sind dabei auf den Wert bei 2 mm normiert. Bei den Monte Carlo Simulationen wird zwischen dem γ - und β -Anteil und der Summe aus beiden, auf deren Wert bei 2 mm normiert wird, unterschieden. Die Messungen und Simulationen sind dabei in guter Übereinstimmung.

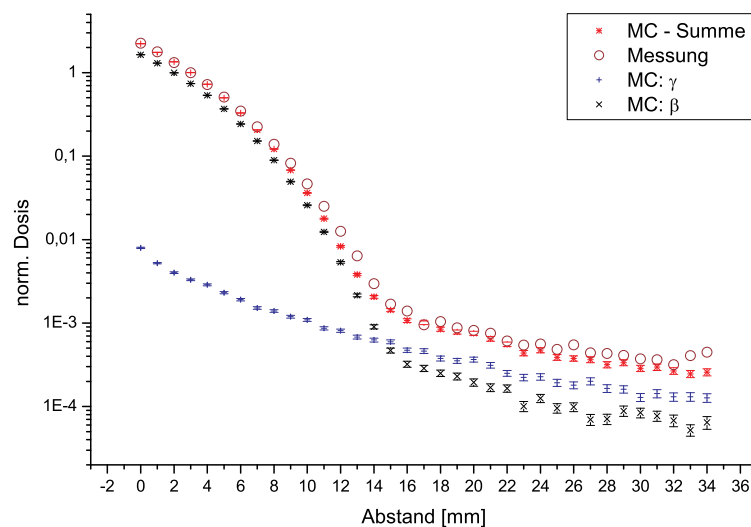


Abbildung 7.3: Vergleich zwischen Tiefendosiskurven auf der konkaven Seite des Applikators, die mit EGSnrcMP simuliert und die am Uniklinikum Essen gemessen wurden

Außerdem wird deutlich, dass der γ -Anteil für einen Abstand von bis zu 10 mm zur Applikatoroberfläche nur eine untergeordnete Rolle spielt (kleiner 5%, siehe Abbildung 7.4). In den weiteren Monte Carlo Simulationen, bei denen der Abstand kleiner als 5 mm ist (Anteil kleiner 0,7%), wird daher auf die Simulation des γ -Anteils verzichtet.

Bei dem Vergleich der Monte Carlo Simulationen mit den Messungen auf der konvexen Seite (Abbildung 7.5) zeigt sich keine so gute Übereinstimmung. Daher wurde zusätzlich noch die Dicke des Kapselbodens variiert (0,6-0,8 mm). Die besten Übereinstimmungen zeigen sich hier bei einer Kapselbodendicke von 0,8 mm. Die γ -Strahlung hat hier einen wesentlich höheren Anteil, da es durch den Kapselboden schon zu einer wesentlichen Abschwächung der β -Strahlung kommt. Die deponierte Dosis auf der konvexen Seite bei Kontakt mit dem Applikator liegt nur bei etwa 10% des Wertes auf der konkaven Seite.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Modellierung der Applikatoren und Szintillatoren als erfolgreich angesehen werden kann. Die weiteren Vergleiche mit den Messungen im Rahmen dieser Doktorarbeit dies (Kapitel 9 und Kapitel 10).

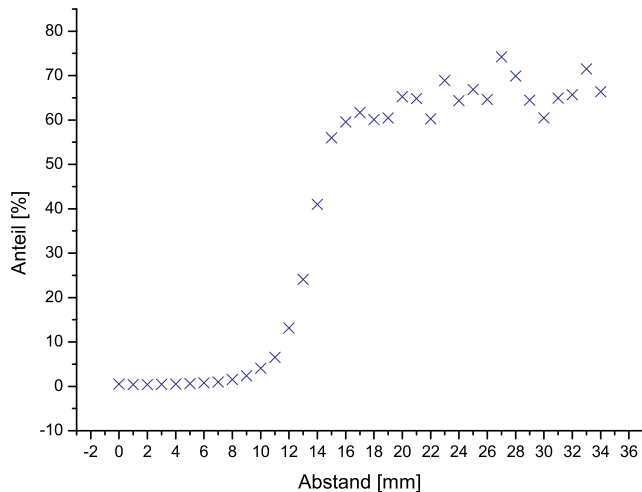


Abbildung 7.4: mit EGSnrcMP simulierter Gamma Anteil an der gesamten deponierten Dosis bei einer Tiefendosiskurve auf der konkaven Seite des Applikators

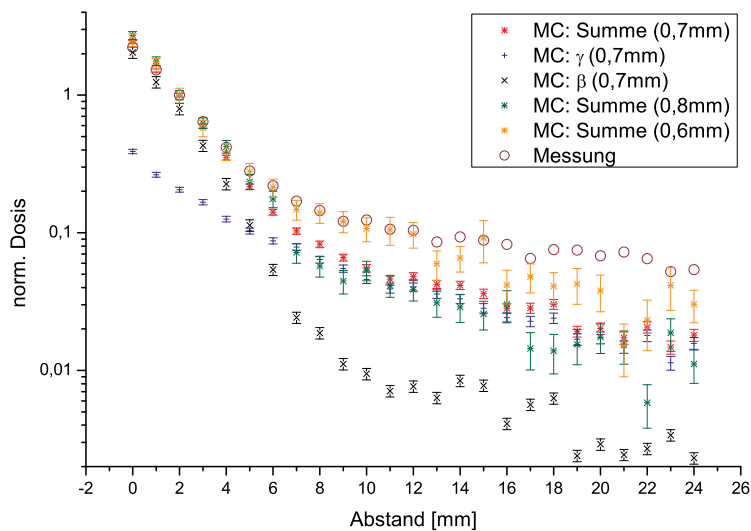


Abbildung 7.5: Vergleich zwischen Tiefendosiskurven auf der konvexen Seite des Applikators, die mit EGSnrcMP simuliert und die am Uniklinikum Essen gemessen wurden

7.5 Störungen des Strahlungsfeldes

7.5.1 Einfluss der Szintillatoren

Ähnlich wie in Kapitel 8.5 wird geprüft, in wie weit es auf Grund des Einbringens der Szintillatoren zu Störungen in der Dosisabsorption kommt. Dies wird für drei unterschiedliche Winkel Θ von 0° , 30° und 48° und effektive Messabstände zwischen 0,25 mm und 1 mm durchgeführt. Die Szintillatoren werden im ersten Schritt aus Wasser und im zweiten aus Plastikszintillatormaterial modelliert. In Abbildung 7.6 ist die Abweichung zwischen dem aus Wasser und aus Szintillatormaterial modellierten Szintillator dargestellt. Die Abweichungen variieren zwischen $\pm 3\%$. Es ist keine Abhängigkeit vom Szintillatortyp, Winkel oder Abstand erkennbar, so dass, wie erwartet, nicht von einer relevanten Störung durch das Szintillatormaterial ausgegangen werden muss.

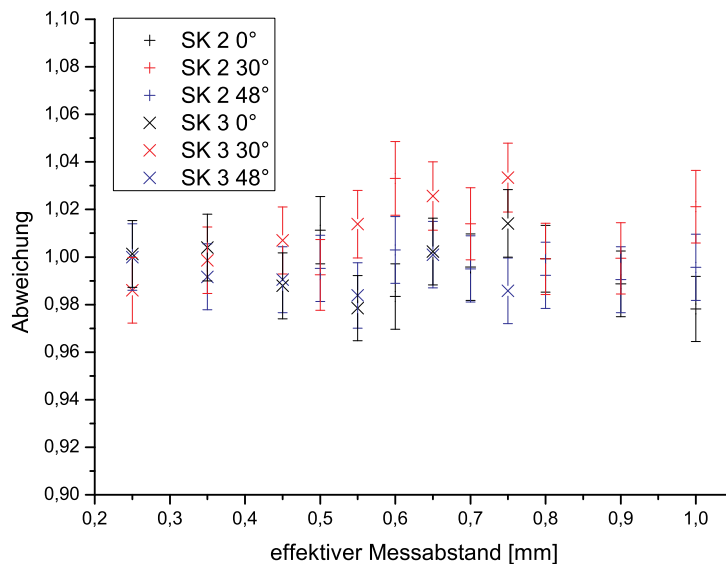


Abbildung 7.6: Einfluss der Szintillatoren auf das Strahlungsfeld der Applikatoren

7.5.2 Einfluss des Aluminiums in der Apparatur

Um den Einfluss des in der Apparatur verbauten Aluminiums zu prüfen, wurden wie im vorherigen Abschnitt Monte Carlo Simulationen mit und ohne die in Abbildung 7.7 dargestellten Aluminiumstrukturen durchgeführt. Dabei wurde der Szintillator wieder an unterschiedlichen Messpositionen simuliert. Auch hier haben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Modellen gezeigt.

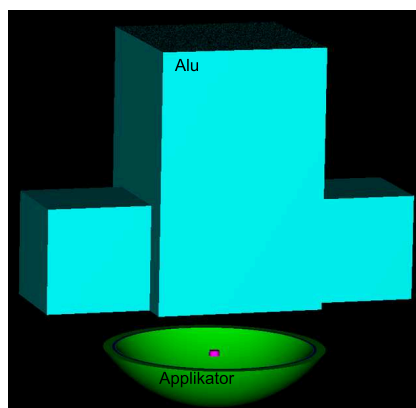


Abbildung 7.7: Schematische Darstellung zur Modellierung des Aluminiumeinflusses auf die Messungen; grün: Applikator, hellblau: Aluminium-Trägerstrukturen und pink: Szintillator

Kapitel 8

Kalibrierung

Für die Vermessung der Dosisverteilung von Augenapplikatoren wird ein Zweikanal-Plastiksintillatordetektorsystem (Kapitel 5.1) verwendet. Bei diesem System handelt es sich um ein relativ messendes Dosimeter, d.h. der mit diesem System gemessene Strom ist proportional zur Wasser-Energiedosisleistung. Will man eine Wasser-Energiedosisleistungs-Verteilung messen, muss das System absolut kalibriert werden. Da sich das Zweikanalsystem aus einem Szintillations- und einem Čerenkovkanal zusammensetzt, die unterschiedliche Verstärkungsraten über die beiden Photomultiplier und Abweichungen in den Ankopplungen und Transmissionsraten der Lichtleiter besitzen, ist es notwendig, das System zunächst relativ zu kalibrieren.

Sowohl für die relative als auch für die absolute Kalibrierung wird ein Sekundärstandard verwendet. Dabei handelt es sich um eine $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ Flächenquelle (S/N EY 845), die am NIST¹ absolut kalibriert worden ist [NIST97].

Das Vorgehen bei der Kalibrierung soll zunächst am Beispiel des Szintillationskanals SK 3 und des Čerenkovkanals CK 4 erläutert werden, deren Eigenschaften in Tabelle 5.3 zusammengefasst sind.

Außerdem findet eine ausführliche Abschätzung der Unsicherheiten statt, die durch Monte Carlo Simulationen (Abschnitt 8.5) ergänzt wird. Im Anschluss werden Messungen zur Prüfung des Linearitätsverhaltens des Messsystems, die an der PTB² in Braunschweig stattgefunden haben, vorgestellt (Abschnitt 8.6).

In Abschnitt 8.8 werden die Ergebnisse für alle verwendeten Systeme zusammengestellt.

8.1 Der Sekundärstandard

Bei dem Sekundärstandard handelt es sich um eine $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ Flächenquelle mit einem Durchmesser von 10 mm und einer Aktivität von 460 MBq (Stand Januar 1998). In Abbildung 8.1 ist die Quelle innerhalb ihrer Bleiabschirmung zu sehen. Die folgenden Angaben zu ^{90}Sr und ^{90}Y wurden [Ndata04] entnommen. ^{90}Sr zerfällt über einen β^- -Zerfall mit einer Halbwertszeit $T_{\frac{1}{2}} = 28,8 \text{ y}$ in ^{90}Y . Dieses β -Spektrum hat eine maximale Energie E_{max} von 546 keV und eine mittlere Energie \bar{E} von 196 keV. ^{90}Y wiederum zerfällt über einen weiteren β^- -Zerfall mit einer Halbwertszeit $T_{\frac{1}{2}} = 64,1 \text{ h}$ in das stabile ^{90}Zr . Dieses β -Spektrum hat eine maximale Energie E_{max} von 2280 keV und eine mittlere Energie \bar{E} von 935 keV.

¹National Institute of Standards and Technology

²Physikalisch-Technischen Bundesanstalt

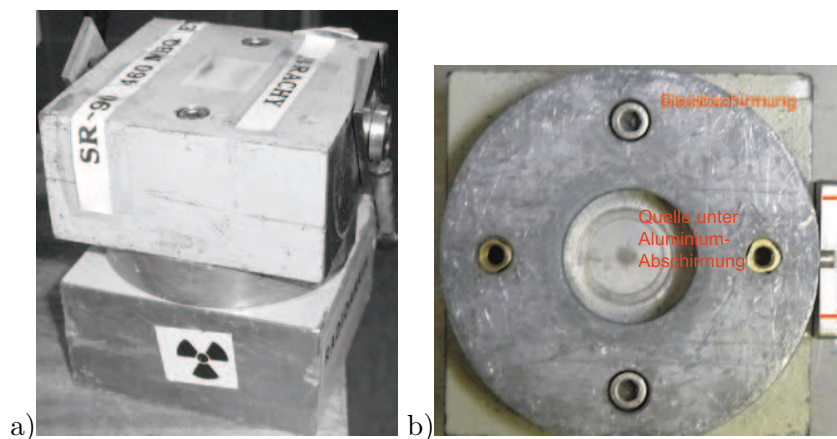


Abbildung 8.1: Photographie der $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ -Quelle (S/N EY 845) a) in ihrer Bleiabschirmung b) mit geöffneter Abdeckung unter herausnehmbarer Aluminiumabschirmung

^{90}Sr und ^{90}Y liegen in der Quelle im Gleichgewicht vor. Das resultierende β -Spektrum hat eine mittlere Energie \bar{E} von 566 keV.

8.2 Relative Kalibrierung

Zur relativen Kalibrierung ist es sinnvoll, in dem betrachteten Zweikanalsystem, bestehend aus Szintillations- und Čerenkovkanal, ein gleiches Signal möglichst direkt am Szintillationsdetektor zu erzeugen. Dies ist notwendig, um möglichst alle Faktoren wie unterschiedliche Ankopplungen und Transmissionsraten der Lichtleiter sowie unterschiedliche Verstärkungsraten der Photomultiplier einzukalibrieren. Zur Erzeugung eines gleichen Signals in den unterschiedlichen Kanälen wird lokal erzeugtes Čerenkov-Licht verwendet. Dazu werden die Lichtleiter des jeweiligen Kanals gleichzeitig nebeneinander auf der $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ -Quelle fixiert und bestrahlt, siehe Abbildungen 8.2 und 8.3.

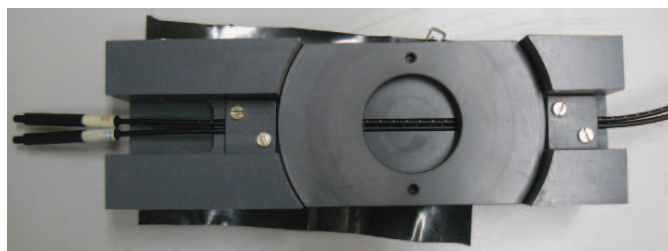


Abbildung 8.2: Photographie der Halterung zur relativen Kalibrierung mit eingespannten Lichtleitern

Der relative Kalibrierungsfaktor $K_{SK/CK}^{rel}$ ergibt sich aus dem Quotienten der Čerenkovströme, die im Szintillationskanal I_{SK}^c bzw. im Čerenkovkanal I_{CK}^c erzeugt werden.

$$K_{SK/CK}^{rel} = \frac{I_{SK}^c}{I_{CK}^c} \quad (8.1)$$

8.2.1 Vorabbetrachtungen

Zunächst wurden folgende Aspekte auf ihren Einfluss auf die Messung untersucht:

- Abhängigkeit des Stroms von der Positionierung der Lichtleiter auf der Quelle
- Abhängigkeit des Stroms von der angelegten Versorgungsspannung an den Photomultipliern
- Reproduzierbarkeit

Die Messungen der Ströme im Szintillations- und Čerenkovkanal wurden grundsätzlich so lange wiederholt bis ein relativer statistischer Fehler von 0,5% unterschritten wurde.

Positionierung der Lichtleiter Um auf eine Winkelkorrelation in der Positionierung zu prüfen, wird die Detektorhalterung mit den Lichtleitern auf der Quelle gedreht, siehe Abbildung 8.3. Ebenso wurde für eine Vergleichsmessung die Quelle unter der Detektorhalterung gedreht, um sicherzustellen, dass auftretende Effekte nicht durch eine veränderte Lichtleiterführung entstehen.

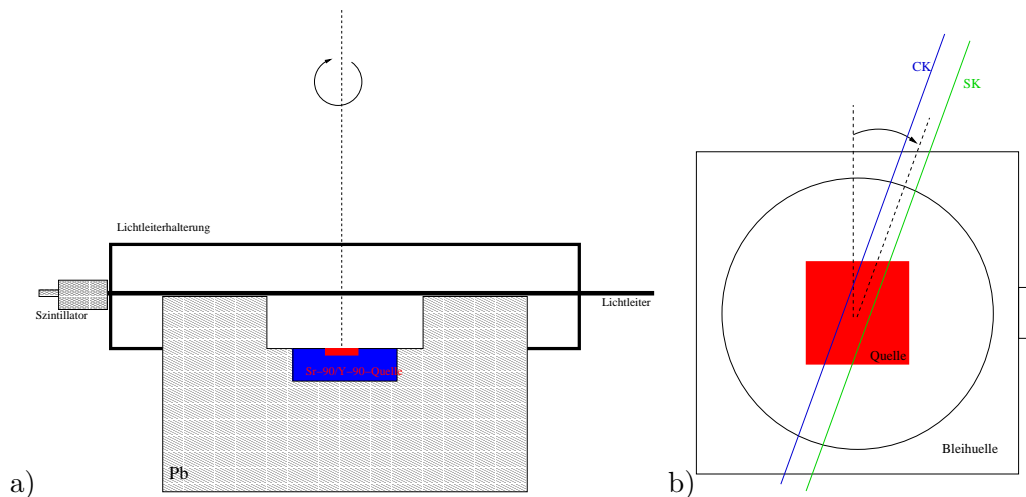


Abbildung 8.3: schematische Darstellung der Vorrichtung zur relativen Kalibrierung der Detektorsysteme, nicht maßstabsgetreu: a) von vorne b) von oben

Das wiederholte Messen des Stromes für unterschiedliche Winkel (0° , 90° , 180° , 270° , 360°) hat ergeben, dass eine Winkelkorrelation vorliegt. Bei 180° wird der Strom maximal, unabhängig, ob man die Quelle oder den Detektor dreht. Der Strom variiert dabei um maximal 3%. Ausserdem wurden der Szintillations- und Čerenkovkanal innerhalb der Halterung (siehe Abbildung 8.2) getauscht. Dies hatte keinen Einfluss auf die Messungen. Es hat sich gezeigt, dass die relative Stromänderung in Abhängigkeit von der Positionierung für den Szintillations- und Čerenkovkanal gleich ist. Daher hat die Winkelkorrelation insgesamt keinen Einfluss auf den relativen Kalibrierungsfaktor $K_{SK/CK}^{rel}$.

Außerdem wurde untersucht, wie sich der Kalibrierungsfaktor verändert, wenn der Abstand zwischen Detektorspitze und Bestrahlungspunkt variiert wird (Abbildung 8.4). Dabei kann allerdings auf Grund des Aufbaus der Halterung und der RW3 Hülsen der Detektorköpfe ein Abstand von 12,5 cm nicht unterschritten

werden. Eine Änderung um bis zu 20 cm hat keinen signifikanten Einfluss auf das Verhältnis der Ströme I_{SK}/I_{CK} also den relativen Kalibrierungsfaktor $K_{SK/CK}^{rel}$. An der PTB wurden die Messungen mit Szintillator- und Čerenkovkanälen ohne Hülsen wiederholt, so dass über die gesamte Länge des Lichtleiters gemessen werden konnte. Auch dort hat sich kein signifikanter Einfluss auf die relativen Kalibrierungsfaktoren gezeigt.

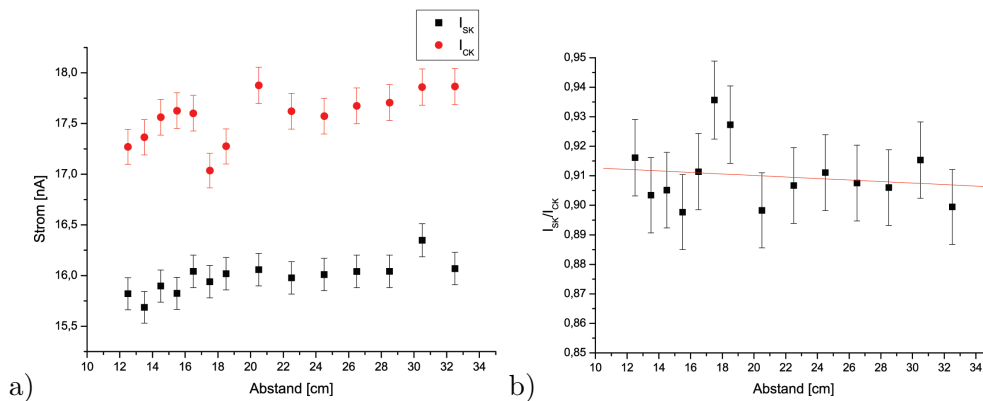


Abbildung 8.4: Einfluss auf den relativen Kalibrierungsfaktor durch die Variation des Abstandes zwischen Detektorspitze und Bestrahlungspunkt a) Ströme: Čerenkovstrom im Szintillationskanal I_{SK} bzw. Čerenkovkanal I_{CK} b) Verhältnis der Ströme I_{SK}/I_{CK} mit linearen Fit

Variation der Versorgungsspannung Weiterhin wurde eine Messreihe durchgeführt, bei der die an dem Photomultiplier angelegte Spannung zwischen 901 und 906 V variiert wurde. Der gemessene Strom stieg dabei um 9% gleichmaßen für Szintillations- und Čerenkovkanal.

Reproduzierbarkeit Zusammengefasst sind die Messungen bei gleicher Spannung und gleichem Winkel gut reproduzierbar. Der Strom variiert um maximal 1%. Bei wiederholtem Messen (Umbau, Variation der Lichtleiterpositionierung) hat sich eine relative Messunsicherheit des relativen Kalibrierungsfaktors $K_{SK/CK}^{rel}$, bei angenommener Rechteckverteilung [GUM] der Werte, von 0,7% ergeben.

8.2.2 Ergebnisse

Zur Bestimmung des relativen Kalibrierungsfaktors $K_{SK/CK}^{rel}$ wurden die Ströme des Szintillations- und Čerenkovkanals für die unterschiedlichen Winkel (0° , 90° , 180° , 270° , 360°) gemessen und über diese gemittelt (siehe Abbildung 8.5). Dies wird vor und nach der absoluten Kalibrierung durchgeführt. Als relative Messunsicherheit für den relativen Kalibrierungsfaktor wird der ermittelte Wert von 0,7% angenommen.

Der relative Kalibrierungsfaktor $K_{SK/CK}^{rel}$ wurde für jeden Winkel vorher und nachher gebildet. Abschliessend wurde über alle Messungen gemittelt (siehe Abbildung 8.6). Es ergibt sich $K_{SK3/CK4}^{rel} = 0,9096 \pm 0,0064$.

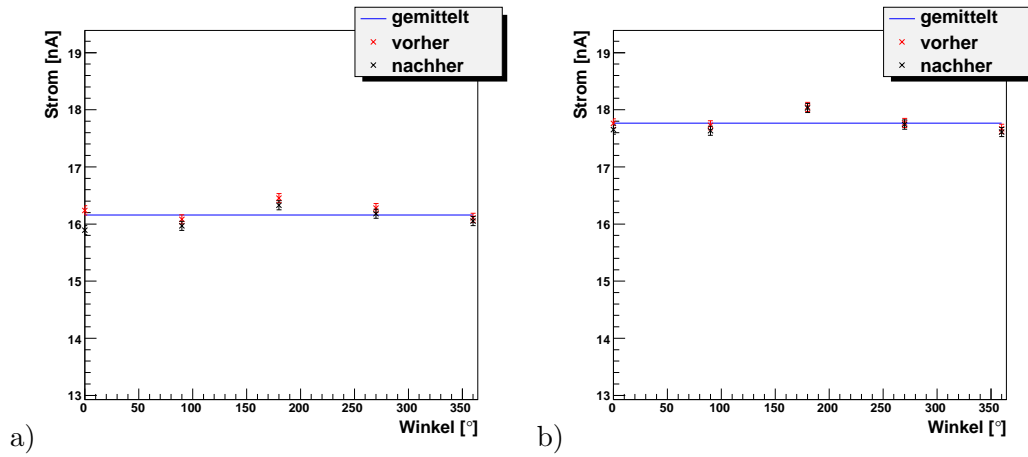


Abbildung 8.5: Čerenkovströme in Abhängigkeit vom Winkel zur Relativkalibrierung des a) Szintillationskanals (SK 3) gegen den b) Čerenkovkanal (CK 4) vor und nach der absoluten Kalibrierung, die durchgezogene Linie stellt den Mittelwert aus den jeweiligen Werten dar

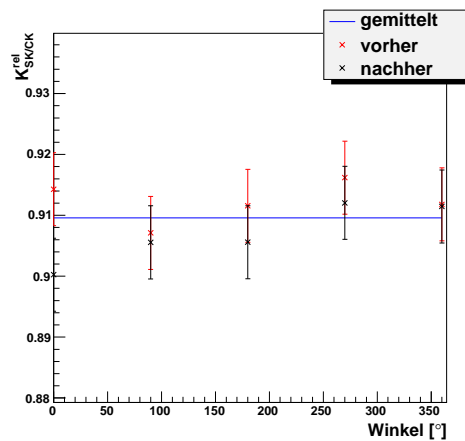


Abbildung 8.6: relative Kalibrierungsfaktoren $K_{SK/CK}^{rel}$ für jeden Winkel vor und nach der absoluten Kalibrierung, die durchgezogene Linie stellt den Mittelwert aus allen Werten dar

8.3 Absolute Kalibrierung

Bei der absoluten Kalibrierung wird einem bestimmten Signalstrom I eine definierte Wasser-Energiedosisleistung \dot{D}_W zugeordnet. Der Signalstrom wird dabei mit dem bereits beschriebenen Zweikanalsystem gemessen, so dass ebenfalls die relative Kalibrierung eine Rolle spielt. Es besteht der folgende Zusammenhang zwischen Signalstrom und Wasser-Energiedosisleistung:

$$\dot{D}_W = K^{abs} \cdot I \quad (8.2)$$

Dabei ist K^{abs} der gesuchte absolute Kalibrierungsfaktor.

Zunächst einmal wird erläutert, wie die Wasser-Energiedosisleistung \dot{D}_W im Detektorvolumen ermittelt werden kann. Dazu soll die Kalibrierung vom NIST [NIST97] kurz beschrieben (Abschnitt 8.3.1) und anschließend die Wasser-Energiedosisleistung berechnet werden (Abschnitt 8.3.2). Danach wird genauer auf die Messungen des Signalstroms I (Abschnitt 8.3.3) eingegangen. In Abschnitt 8.3.4 werden die absoluten Kalibrierungsfaktoren K_{abs} berechnet und diskutiert.

8.3.1 Grundlagen

Der Beta-Strahler $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ S/N EY845 wurde am NIST mit einer Extrapolationskammer in einem Abstand zur Quelle von 2,015 mm (RW 3 Platte) vermessen. Die Wasser-Energiedosisleistung \dot{D}_W^{NIST} in Gys^{-1} ist gegeben durch

$$\dot{D}_W^{NIST} = \frac{\bar{E}_I \cdot S_{L/W} \cdot B}{\rho_L \cdot A} \left(\frac{\Delta I}{\Delta d} \right)_0 \quad (8.3)$$

mit:

$\left(\frac{\Delta I}{\Delta d} \right)_0$:	Stromänderung in Abhängigkeit zur Kammerextrapolation in nA/mm normiert auf Referenztemperatur und -druck
$\bar{E}_I = 33,97 \text{ J}$:	mittlere Energie zur Erzeugung eines Ionenpaares
$S_{L/W} = 1,12$:	Verhältnis Massen-Stoßbremsvermögen Luft zu Wasser
$B = 1,005$:	Korrekturfaktor für reduzierte Rückstreuung
$\rho_L = 1,197 \text{ kg/m}^3$:	Luftdichte bei Referenztemperatur und -druck
$A = 14,68 \text{ mm}^2$:	Fläche der Sammelelektrode

Daraus ergibt sich $\dot{D}_W^{NIST} = 0,055 \text{ Gys}^{-1}$ in einer Entfernung von 2,015 mm von der $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ Quelle. Dabei gibt [NIST97] eine kombinierte Unsicherheit von 6% an (siehe auch [ICRU72]).

Allerdings muss berücksichtigt werden, dass es sich bei den in dieser Arbeit verwendeten Detektoren um zylindrische Szintillatoren handelt, was bedeutet, dass die Dosis nicht an einem definierten Punkt gemessen wird, sondern über das Volumen des Szintillators gemittelt werden muss. Daher ist es nötig, das Tiefendosisprofil der Quelle zu kennen. Dies wurde am NIST mittels Radiochromic Filmen und dem Phantommaterial RW 3 vermessen (näheres siehe [NIST97] und Abbildung 8.8). Die Tiefendosiskurve wurde entlang der Symmetrieachse der Quelle vermessen, wobei die Abstände gemäß der klinischen Relevanz (zwischen 1 und 5 mm) gewählt wurden (vgl. Abbildung 8.7). Für die Parametrisierung wurde von NIST folgender Zusammenhang gewählt:

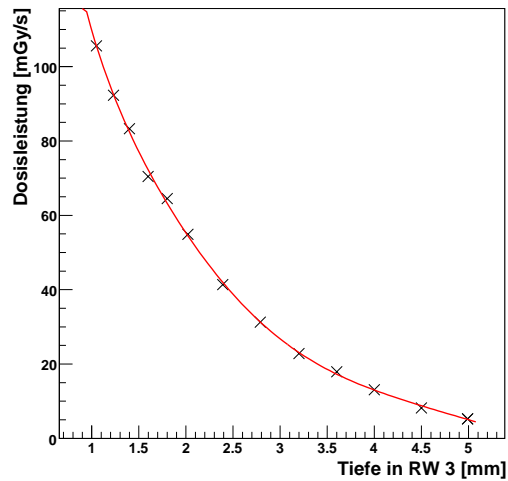


Abbildung 8.7: Tiefendosisprofil des Sekundärstandards in RW 3 [NIST97]

$$D_0 T(z) = \exp(a + bz + cz^2 + dz^3 + ez^4 + fz^5) \quad (8.4)$$

mit

$$\begin{aligned} a &: 6,40431 \\ b &: -3,191925 \text{ mm}^{-1} \\ c &: 2,2451 \text{ mm}^{-2} \\ d &: -0,927807 \text{ mm}^{-3} \\ e &: 0,178385 \text{ mm}^{-4} \\ f &: -0,0129656 \text{ mm}^{-5} \end{aligned}$$

Im Allgemeinen gilt für eine über ein Zylindervolumen gemittelte Dosisleistung:

$$\overline{D}_W(z_0, t, R) = \frac{\int_{z_0}^{z_0+t} \int_0^R \int_0^{2\pi} D(r, \theta, z) r dr d\theta dz}{\pi R^2 t} \quad (8.5)$$

Dabei ist z_0 der Abstand zwischen der Oberfläche der Quelle und der Stirnseite des Szintillators mit der Höhe t und dem Radius R , siehe dazu auch Abbildung 8.8. $D(r, \theta, z)$ ist die Dosis an einem Punkt (r, θ, z) oberhalb der Quelle.

Das Strahlungsfeld der $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ Flächenquelle ist radialsymmetrisch über dem Quellenzentrum. Ausserdem gilt, dass für Werte von z zwischen 1 und 3 mm die radiale Abhängigkeit des Volumendosisprofils unabhängig von der Tiefe ist, daher ergibt sich:

$$\overline{D}_W(z_0, t, R) = D_0 \overline{T}(z_0, t) \overline{A}(R) \quad (8.6)$$

mit

$$\overline{T}(z_0, t) = \frac{\int_{z_0}^{z_0+t} T(z) dz}{t} \quad (8.7)$$

und

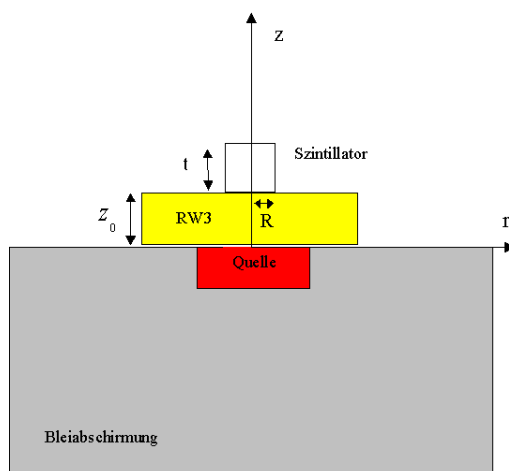


Abbildung 8.8: schematische Darstellung (nicht maßstabsgetreu) der Vorrichtung zur Messung des Tiefendosisprofils und Erläuterung des Achsensystems

$$\bar{A}(R) = \frac{2 \int_0^R A(r) r dr}{R^2} \quad (8.8)$$

Die Werte für $\bar{A}(R)$ können Tabellen (siehe [NIST97]) entnommen werden.

8.3.2 Berechnung der Wasser-Energiedosisleistung im Detektorvolumen

Aus den Formeln 8.4 bis 8.6 lässt sich nun die über das Volumen gemittelte Wasser-Energiedosisleistung innerhalb des Szintillators berechnen.

Genauso wie die relative wird auch die absolute Kalibrierung des Zweikanalsystems und damit auch die Berechnung von \dot{D}_W exemplarisch für den Szintillationskanal SK 3 und den Čerenkovkanal CK 4 vorgestellt. Die benötigten Daten und die sich daraus ergebenden Wasser-Energiedosisleistungen sind in Tabelle 8.1 zusammengefasst. Zur Veranschaulichung der Bezeichnungen dient Abbildung 8.8. Für eine spätere Konsistenzprüfung wird die Rechnung für zwei unterschiedliche Absorberdicken $z_0 = 1,01$ mm und $1,97$ mm durchgeführt. NIST gibt für die resultierende mittlere Wasser-Energiedosisleistung eine relative Unsicherheit von 5,4% [ICRU72] an.

Eingangswerte			Zwischenergebnisse			Ergebnis
R [mm]	t [mm]	z_0 [mm]	$\bar{T}(z_0, t)$	$\bar{A}(R)$	$D_0(z)$ [mGy/s]	\dot{D}_W [mGy/s]
0,5	0,47	1,01	0,8445	1,144	96,4253	$104,8250 \pm 6$
0,5	0,47	1,97	0,8534	1,144	51,0877	$55,3601 \pm 3$

Tabelle 8.1: Gemittelte Wasser-Energiedosisleistung der $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ Quelle in einem Szintillator mit einem Radius von 0,5 mm und einer Höhe von 0,47 mm für die Abstände 1,01 mm und 1,97 mm zur Quelle

Korrektionsfaktoren

Die auf diese Weise bestimmten Wasser-Energiedosisleistungen $\overline{\dot{D}}_W$ müssen auf Grund ihrer Abweichungen von den Bezugs- und Referenzbedingungen während der Absolut-Kalibrierung korrigiert werden. Daher werden die folgenden Korrektionsfaktoren eingeführt:

k_{HWZ} Der Zerfallsfaktor k_{HWZ} berücksichtigt den radioaktiven Zerfall der Beta-Quelle. Gemäß des Zerfallsgesetzes gilt:

$$k_{HWZ} = \exp\left(-\frac{\tau \ln 2}{T_{\frac{1}{2}}}\right) \quad (8.9)$$

Hierbei ist $T_{\frac{1}{2}} = 10515,5 \text{ d}$ die Halbwertszeit von ^{90}Sr (Kapitel 8.1) und τ die Zeit zwischen der Messung am NIST und den Kalibrierungen in dieser Arbeit. Für die absolute Kalibrierung mit dem gewählten Zweikanalsystem ergibt sich $\tau = 3889 \text{ d}$ und somit $k_{HWZ} = 0,7737$.

k_{Kleber} Zu dem Abstand durch die RW 3 Schicht muss noch die Kleberschicht vor dem Szintillator hinzugerechnet werden. k_{Kleber} ist der Quotient aus der berechneten Wasser-Energiedosisleistung ohne ($\overline{\dot{D}}_W$) und mit ($\overline{\dot{D}}_{W,Kleber}$) Berücksichtigung der Klebeschicht.

$$k_{Kleber} = \frac{\overline{\dot{D}}_{W,Kleber}}{\overline{\dot{D}}_W} \quad (8.10)$$

Die Klebeschicht vor dem Szintillator des Szintillationskanals SK 3 ist 0,098 mm dick. Damit ergibt sich in diesem Fall für eine neue Absorberdicke z_0 von 1,108 mm bzw. 2,068 mm ein Korrektionsfaktor $k_{Kleber} = 0,934$ bzw. 0,933. Hierbei wird davon ausgegangen, dass die Klebeschicht als RW 3-Äquivalent angesehen werden kann. In Kapitel 8.5 wird diese Annahme mittels Monte Carlo Simulationen bestätigt.

Zusammenfassung

Die in Gleichung 8.2 gesuchte Wasser-Energiedosisleistung \dot{D}_W ergibt sich also schlussendlich zu

$$\dot{D}_W = k_{HWZ} \cdot k_{Kleber} \cdot \overline{\dot{D}}_W \quad (8.11)$$

In Tabelle 8.2 sind die Ergebnisse für das Zweikanalsystem SK 3 und CK 4 zusammengefasst.

RW 3 Dicke [mm]	$\overline{\dot{D}}_W$ [mGy/s]	k_{HWZ}	k_{Kleber}	\dot{D}_W [mGy/s]
1,01	105 ± 6	0,7737	0,9342	74 ± 4
1,97	55 ± 6	0,7737	0,9327	40 ± 2

Tabelle 8.2: Berechnete Wasser-Energiedosisleistung \dot{D}_W der $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ Quelle für das Zweikanalsystem SK 3 und CK 4 mit den dazugehörigen Korrektionsfaktoren und der über das Szintillatorvolumen gemittelten Wasser-Energiedosisleistung $\overline{\dot{D}}_W$

8.3.3 Bestimmung des Signalstroms

In diesem Abschnitt soll die Bestimmung des Stroms I , der zur Ermittlung des absoluten Kalibrierungsfaktors K^{abs} , siehe Gleichung 8.2, nötig ist, beschrieben werden.

Dieser Strom I setzt sich aus dem Signalstrom I^{Sig} und Korrekturfaktoren k_x , auf die später eingegangen wird, zusammen.

$$I = k_x \cdot I^{Sig} \quad (8.12)$$

Der Signalstrom I^{Sig} setzt sich aus dem gemessenen Signalstrom des Szintillationskanals I_{SK} und des Čerenkovkanals I_{CK} unter Berücksichtigung des relativen Kalibrierungsfaktors K^{rel} gemäß Gleichung 8.13 zusammen.

$$I^{Sig} = I_{SK} - K_{SK/CK}^{rel} \cdot I_{CK} \quad (8.13)$$

Der Messaufbau ist in Abbildung 8.9 dargestellt. Der Szintillations- und der Čerenkovkanal werden nacheinander in einen RW 3-Halter, welcher mit Wasser gefüllt ist, eingespannt. Der Boden des RW 3-Halters, also die Absorberplatte, ist dabei auswechselbar. Auf diese Weise ist es möglich, unterschiedlich dicke Absorberplatten zu verwenden, um somit den Kalibrierungsvorgang auf Konsistenz zu prüfen.

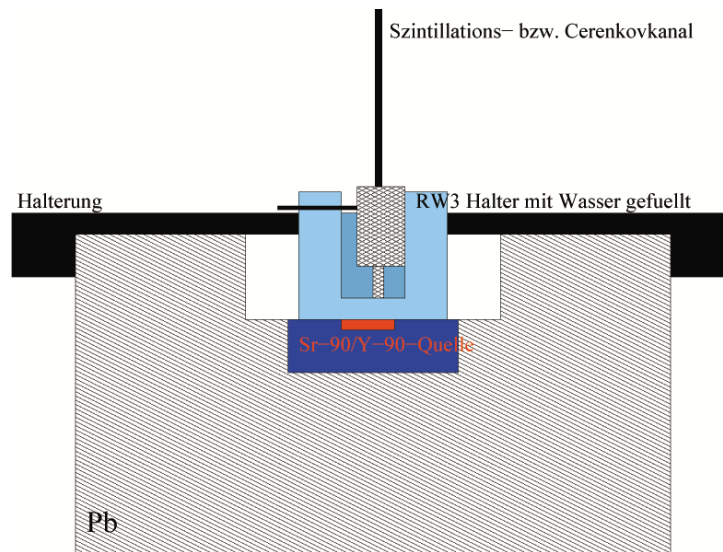


Abbildung 8.9: schematische Darstellung zur Messvorrichtung bei der absoluten Kalibrierung der Detektorsysteme

Vorabbetrachtungen

Zunächst wurden folgende Aspekte bezüglich ihres Einflusses auf die Messung des Signalstroms I^{Sig} untersucht:

- Abhängigkeit des Stroms im Szintillationskanal von der Dauer der Messung
- Abhängigkeit des Stroms von den angelegten Versorgungsspannungen der Photomultiplier
- Reproduzierbarkeit

Die Messungen der Ströme wurde solange wiederholt, bis ein relativer statistischer Fehler von 0,5% unterschritten worden ist.

Abhängigkeit des Stroms von der Messdauer Die Messungen des Signalstroms des Szintillationskanals SK 3 in Abhängigkeit von der Zeit in einem Abstand von 1,01 mm zu der Quelle haben ergeben, dass es zu Beginn einer Messung zunächst zu einem deutlichen Signlrückgang kommt. Innerhalb von 200 s geht das Signal um 2% zurück (siehe Abbildung 8.10a). Danach fällt die Kurve flacher ab. Innerhalb der nächsten 400 s kommt es zu einem Signlrückgang von 0,5%. Bereits in [Hienz00] wurde gezeigt, dass es bei hohen Dosisleistungen zu einem Rückgang der Verstärkung der Photomultiplier kommen kann. Die Erholungsphase für die Photomultiplier liegt dabei im Bereich von Tagen. Bei der unmittelbar anschließenden Messung des Signalstroms zur Bestimmung des absoluten Kalibrierungsfaktors in einem Abstand von 1,97 mm tritt dieser Effekt daher, aber auch auf Grund der geringeren Dosisleistung, nicht so stark auf, siehe Abbildung 8.10b. Der Signalstrom geht in Abhängigkeit von der Zeit innerhalb von 200 s nur noch um 0,6% zurück. In den anschließenden 400 s fällt der Signalstrom um 0,1%. Für den Čerenkovkanal hat sich keine Abnahme mit der Zeit gezeigt, da der Strom deutlich geringer ist.

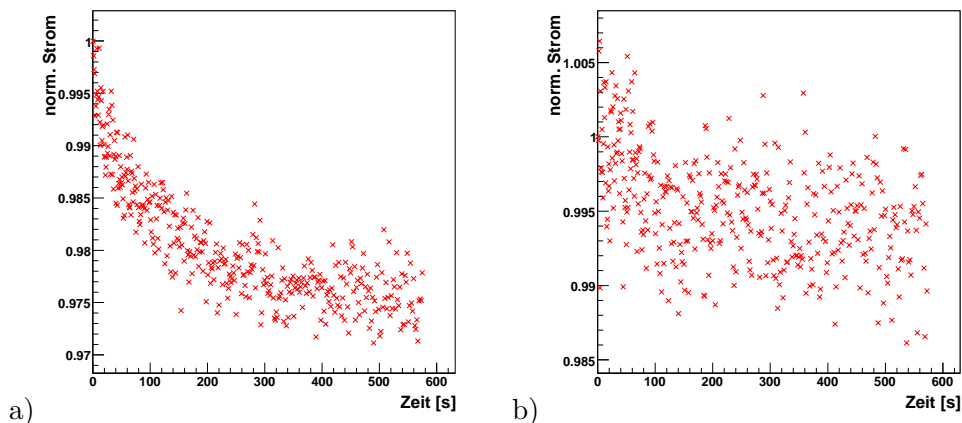


Abbildung 8.10: Rückgang des relativen Signalstroms bei der absoluten Kalibrierung in Abhängigkeit von der Zeit a) die RW 3 Dicke beträgt 1,01 mm; vor der Messung hat an diesem Tag noch keine andere Messung mit dem Szintillator stattgefunden b) die RW 3 Dicke beträgt 1,97 mm; die Messung erfolgte unmittelbar im Anschluss an die Messung in a

Durch die Zeitabhängigkeit des Signalstroms hat sich der folgende Messablauf ergeben: Die Ströme I_{SK} und I_{CK} werden für die beiden Absorberdicken über jeweils 300 s gemessen. Ein längerer Messzeitraum sollte vermieden werden, um die Szintillatoren und Lichtleiter durch die hohe Dosisleistung nicht unnötig zu beschädigen. Der Kurventeil, in dem es zu einem steilen Abfall kommt, wird für die weiteren Auswertungen nicht berücksichtigt. An die flacher abfallende Kurve wird eine lineare Ausgleichskurve gelegt, deren Achsenabschnitt den jeweilig gesuchten Strom darstellt. Abbildung 8.12 stellt dies exemplarisch dar. Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Messungen an der PTB (Kapitel 8.6) haben gezeigt, dass das nötige lineare Verhalten zwischen Dosisleistung und Strom auf diesem Weg gegeben ist.

Variation der Versorgungsspannung Um den Einfluss der angelegten Versorgungsspannung des Photomultipliers auf den Signalstrom zu messen, wurde für den Čerenkovkanal CK 4 unter Verwendung einer 1,01 mm dicken Absorberplatte die Versorgungsspannung U am Photomultiplier zwischen 895 V und 905 V variiert. Der Čerenkovkanal wurde gewählt, da dieser keinen Signlrückgang in Abhängigkeit von der Zeit aufweist. Der Zusammenhang ist in Abbildung 8.11 dargestellt. An die Messpunkte wurde eine exponentielle Kurve angepasst. Im Laufe der Messung treten Spannungsschwankungen von ± 1 V auf, was zu Stromschwankungen von $\pm 0,8\%$ führt.

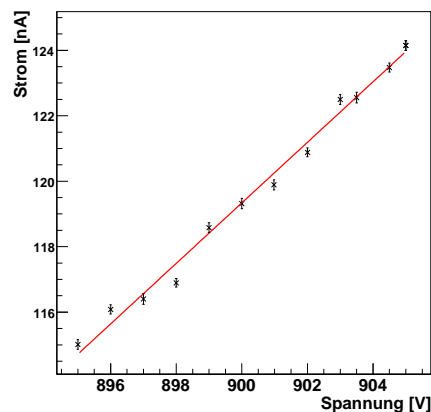


Abbildung 8.11: *Abhängigkeit des Stroms von der am Photomultiplier angelegten Versorgungsspannung*

Reproduzierbarkeit Beim wiederholten Messen (nach Abbau, Umbau, Tagen Pause) hat sich für den Szintillationskanal SK 3 für beide Absorberdicken eine maximale Stromänderung von 40 nA gezeigt. Bei einer angenommenen Rechteckverteilung bedeutet dies für eine Absorberdicke von 1,01 mm einen relativen Fehler von 0,9% und für 1,97 mm von 1,7%. Für den Strom des Čerenkovkanals ergibt sich eine relative Unsicherheit von 1,7% unabhängig von der Absorberdicke.

Zusammenfassung In Tabelle 8.3 sind die systematischen Unsicherheiten zusammengefasst. Da in die Messung der Reproduzierbarkeit sowohl die Unsicherheit über den Signlrückgang innerhalb einer gewissen Zeit, wie auch die Unsicherheit über die an den Photomultipliern angelegte Spannung eingeht, wird als Gesamtfehler s_{Gesamt} der Fehler der Reproduzierbarkeit gewählt.

RW 3 Dicke [mm]	s_U %	s_R^{CK} %	s_R^{SK} %	s_{Gesamt}^{CK} %	s_{Gesamt}^{SK} %
1,01	0,8	1,7	0,9	1,7	0,9
1,97	0,8	1,7	1,7	1,7	1,7

Tabelle 8.3: *systematische Unsicherheiten bei der Bestimmung des Signalstroms, die sich aus der Strom-Spannungskurve s_U und der Reproduzierbarkeit s_R ergeben*

Ergebnisse

Die Ergebnisse zur Bestimmung des Signalstroms I^{Sig} , der in die Berechnung des absoluten Kalibrierungsfaktors (Gleichung 8.2) eingeht, sind in Tabelle 8.4 zusammengefasst. Die Unsicherheit setzt sich aus den in Abschnitten 8.2.1 und 8.3.3 diskutierten Effekten zusammen. In Abbildung 8.12 ist der Szintillatorstrom I_{SK} und Čerenkovstrom I_{CK} in Abhängigkeit von der Zeit für zwei RW 3 Absorberplatten von 1,01 und 1,97 mm aufgetragen. Der gesuchte Strom wird über die Achsenabschnitte der dargestellten Ausgleichgeraden bestimmt.

RW3 Dicke [mm]	I_{SK3} [nA]	I_{CK4} [nA]	K^{rel}	I^{Sig} [nA]
1,01	1354 ± 10	121 ± 2	$0,9096 \pm 0,0064$	1244 ± 10
1,97	706 ± 12	53 ± 1	$0,9096 \pm 0,0064$	658 ± 12

Tabelle 8.4: Messdaten des Signalstroms zur absoluten Kalibrierung des Zweikanalsystems SK 3 und CK 4

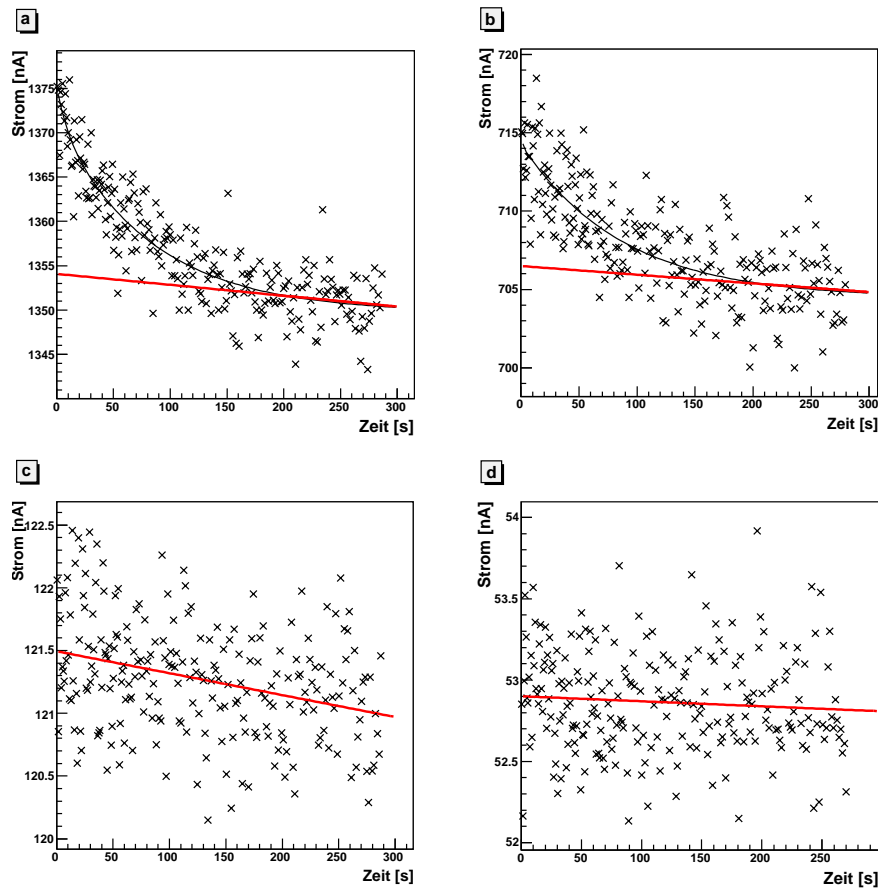


Abbildung 8.12: Messungen zur Bestimmung des Signalstroms, Szintillatorstrom I_{SK} und Čerenkovstrom I_{CK} in Abhängigkeit von der Zeit für zwei RW 3 Absorberplatten von $z_0=1,01$ und $1,97$ mm a) I_{SK} und $z_0=1,01$ mm b) I_{SK} und $z_0=1,97$ mm c) I_{CK} und $z_0=1,01$ mm d) I_{CK} und $z_0=1,97$ mm

Korrektionsfaktoren

Bei der Bestimmung des Signalstroms während der Absolutkalibrierung werden Čerenkov- und Szintillatorkanal im selben Abstand ($a_{CK,FP}$) zur Quelle positioniert. Allerdings soll der Čerenkovanteil des Signals in den Lichtleitern korrigiert werden. Daher wird der Čerenkovkanal bei den Messungen mit den Applikatoren entsprechend der Höhe des Szintillators weiter entfernt von der Applikatoroberfläche (Abstand: $a_{CK,RP}$) positioniert (siehe Kapitel 9). Dieser Unterschied muss ebenso in den Kalibrierungen berücksichtigt werden. Daher wurde ein Tiefendosisverlauf aufgenommen, bei dem der Abstand der Čerenkovkanalspitze (inklusive Klebeschicht) vom Sekundärstandard mit Hilfe von Abstandslehren zwischen 1,3 mm und 6,2 mm variiert. In Abbildung 8.13 ist der gemessene Čerenkovstrom I_{CK}^t gegen den Abstand $a_{CK,eff}$ aufgetragen.

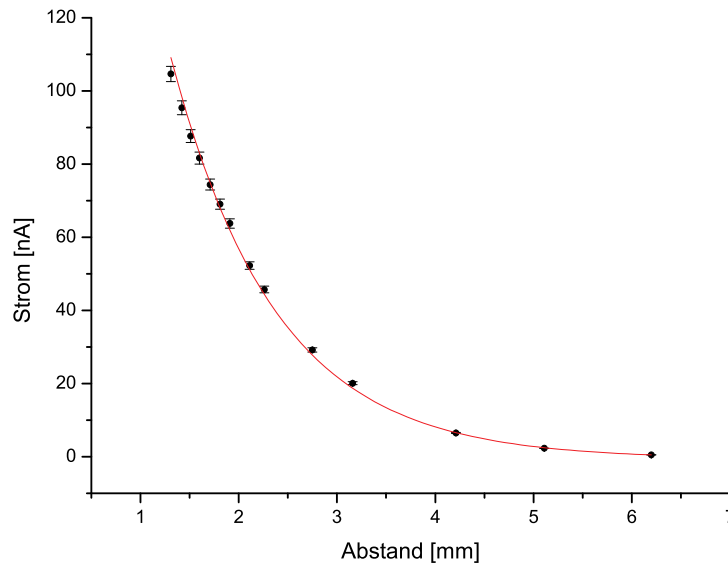


Abbildung 8.13: Tiefendosisprofil des Čerenkovstroms am Sekundärstandard zur Abstandskorrektur des Čerenkovsignals

Für die Parametrisierung wurde der folgende Zusammenhang gewählt:

$$I_{CK}^t(a_{CK,eff}) = A_1 \cdot \exp\left(-\frac{a_{CK,eff}}{t_1}\right) + A_0 \quad (8.14)$$

mit

$$\begin{aligned} A_1 &: (375 \pm 5) \text{ nA} \\ t_1 &: (1,065 \pm 0,007) \text{ mm} \\ A_0 &: (-0,63 \pm 0,03) \text{ nA} \end{aligned}$$

Um den Positionierungsunterschied in der Kalibrierung zu berücksichtigen, wird das Verhältnis der Ströme in dem Messabstand bei der Kalibrierung $a_{CK,FP}$ und dem tatsächlich für die späteren Messungen gebrauchten $a_{CK,RP}$ gebildet:

$$k'_{CK} = \frac{I_{CK}^t(a_{CK,RP})}{I_{CK}^t(a_{CK,FP})} \quad (8.15)$$

Der in Gleichung 8.12 gesuchte Korrektionsfaktor ergibt sich dann zu

$$k_{CK} = \frac{I_{SK} - k'_{CK} \cdot K_{SK/CK}^{rel} \cdot I_{CK}}{I^{Sig}} \quad (8.16)$$

Die Ergebnisse und die nötigen Eingangsdaten sind in Tabelle 8.5 zusammengestellt. Der Signalstrom erhöht sich durch diese Korrektur um bis zu 2,5%.

RW3 Dicke [mm]	$a_{CK,FP}$ [mm]	$a_{CK,RP}$ [mm]	k'_{CK}	k_{CK}	I [nA]
1,01	1,22	1,58	$0,713 \pm 0,002$	$1,025 \pm 0,001$	1275 ± 10
1,97	2,18	2,54	$0,711 \pm 0,004$	$1,021 \pm 0,001$	672 ± 12

Tabelle 8.5: gewählter Messabstand bei der Kalibrierung $a_{CK,FP}$ und korrigierter Abstand $a_{CK,RP}$, Korrektionsfaktor des Čerenkovstroms k'_{CK} und des Signalstroms für das System SK 2 und CK 4

8.3.4 Der absolute Kalibrierungsfaktor

Für den absoluten Kalibrierungsfaktor K^{abs} gemäß Gleichung 8.2 ergeben sich die in Tabelle 8.6 zusammengestellten Ergebnisse. Die Werte sind für die unterschiedlichen RW 3 Dicken konsistent. Als endgültiger Wert wird das Mittel aus diesen beiden Werten gewählt, es ergibt sich also $K^{abs} = (0,0595 \pm 0,0023) \text{ mGys}^{-1} \text{ nA}^{-1}$.

	I [nA]	\bar{D}_W [mGy/s]	K^{abs} [mGy/s/nA]	relative Unsicherheit [%]
1,01 mm	1273 ± 10	76 ± 4	$0,0595 \pm 0,0032$	5,5
1,97 mm	672 ± 12	40 ± 2	$0,0594 \pm 0,0034$	5,7
Mittel			$0,0595 \pm 0,0023$	3,9

Tabelle 8.6: absolute Kalibrierungsfaktoren für eine RW3 Dicke von 1,01 mm und 1,97 mm und die dazu benötigten gemessenen Ströme, sowie berechneten gemittelten Dosiswerte

8.4 Der effektive Messpunkt

In die Bestimmung der über das Szintillatorvolumen gemittelten Wasser-Energiedosisleistung \bar{D}_W (Kapitel 8.3.2) sind der Abstand z_0 zwischen Quelloberfläche und der Stirnseite des Szintillators sowie die Höhe des Szintillators t eingegangen. Für die Behandlung der Augentumoren ist es aber nötig unabhängig vom Detektor zu wissen, in welchem effektiven Abstand zur Applikatoroberfläche die bestimmte Wasser-Energiedosisleistung vorliegt. Daher soll im folgenden Abschnitt der effektive Messpunkt z_{eff} , also der Punkt, in dem die bestimmte Wasser-Energiedosisleistung \bar{D}_W gültig ist, bestimmt werden.

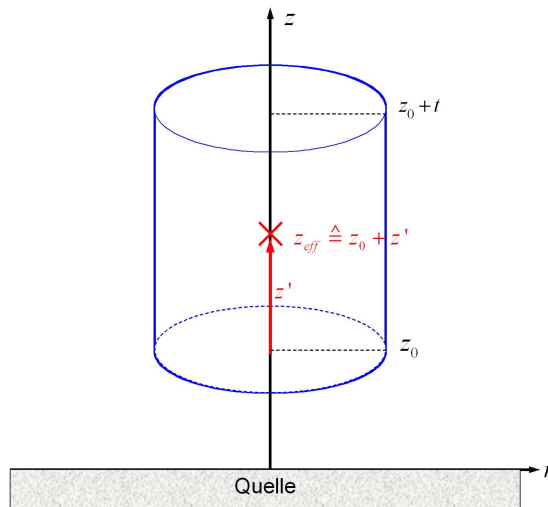


Abbildung 8.14: Veranschaulichung des effektiven Messpunktes z_{eff}

Der effektive Messpunkt z_{eff} ergibt sich also folgendermaßen:

$$z_{eff} = z_0 + z' \quad (8.17)$$

wobei z' den Abstand zwischen Stirnseite des Szintillators und effektivem Messpunkt widerspiegelt. In Abbildung 8.14 ist dieser Zusammenhang veranschaulicht. Zur Beschreibung des Dosisverlaufs wird anstelle von Gleichung 8.4 der folgende Zusammenhang zu Grunde gelegt:

$$\dot{D}_W(z) = \dot{D}_W(z_0)e^{-a(z-z_0)} \quad (8.18)$$

Gegeben ist eine Dosisleistung D_W im Punkt z_0 . Gesucht wird die Verschiebung z' die nötig ist, damit die gegebene Dosisleistung mit der über das Szintillatorvolumen gemittelten Dosisleistung übereinstimmt. Dieser Zusammenhang ist in Gleichung 8.19 gegeben, wobei zusätzlich ein Korrektionsfaktor $k_A(z)$ eingeführt wird. Auf diesen wird in Abschnitt 8.4 genauer eingegangen.

$$\dot{D}_W(z_0)t \equiv \int_{z_0+z'}^{z_0+t+z'} \dot{D}_W(z) \cdot k_A(z) dz \quad (8.19)$$

$k_A = 1$

Unter Vernachlässigung des Korrektionsfaktors ergibt sich für die Verschiebung z'

$$z' = -\frac{1}{a} \ln \left[-\frac{e^{-at} - 1}{at} \right] \quad (8.20)$$

Man erkennt, dass die Verschiebung des Messpunktes von dem Verlauf der Dosiskurve über seine Steigung a und der Höhe t des Szintillators abhängt.

In Tabelle 8.7 sind alle nötigen Parameter, sowie die Verschiebung z' und der effektive Messpunkt z_{eff} zusammengefasst. Die Verschiebung liegt bei 0,23 mm. Der effektive Messpunkt befindet sich also fast zentral innerhalb des Szintillators.

RW3 [mm]	z_0 [mm]	$D(z_0)$ [mGy/s]	t [mm]	a [mm ⁻¹]	z' [mm]	z_{eff} [mm]
1,01	1,108	97,924	0,47	0,755±0,005	0,2281±0,0004	1,3361±0,0004
1,97	2,068	51,632	0,47	0,755±0,005	0,2281±0,0004	2,2961±0,0004

Tabelle 8.7: *effektiver Messpunkt für zwei unterschiedliche RW 3 Dicken bei dem Plastiksintillationskanal SK 3*

$k_A \neq 1$

Messungen der PTB haben gezeigt, dass das Ansprechvermögen eines Szintillators senkrecht zu der Symmetrieachse starker räumlicher Variation unterliegt. Das Ansprechvermögen innerhalb des Szintillators nimmt mit zunehmende z ab [Bamb08]. Als Korrektionsfaktor k_A für die Berechnung des effektiven Messpunktes wird daher eine Funktion $A(z)$, die der Beschreibung des räumlichen Ansprechvermögens dient, eingeführt.

$$k_A(z) \equiv A(z) = mz + 1 - m(z_0 + z') - \frac{mt}{2} \quad (8.21)$$

Aus Gleichung 8.19 und 8.21 ergibt sich für die Verschiebung $z'_{A(z)}$

$$z'_{A(z)} = \frac{1}{a} \ln \left[-\frac{m}{2a}(e^{-at} + 1) - \frac{m}{a^2 t}(e^{-at} - 1) - \frac{e^{-at} - 1}{at} \right] \quad (8.22)$$

Für m wird ein Wert von $0,4 \text{ mm}^{-1}$ angegeben [Bamb08]. In Tabelle 8.8 ist ein Vergleich zwischen z' und $z'_{A(z)}$ dargestellt. Der effektive Messpunkt verschiebt sich durch die Korrektur auf das Ansprechvermögen um $0,0074 \text{ mm}$ von der Stirnseite des Szintillators weg. Der Korrektionsfaktor führt also zu einer Veränderung der Verschiebung um 3%. Eine Verschiebung des Szintillators um $0,0074 \text{ mm}$ würde einer Dosisänderung um ca. 0,5% entsprechen.

RW3 [mm]	z' [mm]	$z'_{A(z)}$ [mm]	Differenz [mm]	$D(z_{eff})/D(z_{eff,A(z)})$
1,01	0,22806±0,0004	0,23543±0,0004	0,0074±0,0005	1,005
1,97	0,22806±0,0004	0,23543±0,0004	0,0074±0,0005	1,005

Tabelle 8.8: *Verschiebung zum effektiven Messpunkt für zwei unterschiedliche RW3 Dicken bei dem Szintillationskanal SK 3*

8.5 Monte Carlo Simulationen zur RW 3- und Wasser-Äquivalenz

Eine Abschätzung zur Wasser- bzw. RW 3- Äquivalenz der verwendeten Materialien in den absoluten Kalibrierungen wird mit Hilfe von Monte Carlo Simulationen realisiert. Dazu wird das Programm EGSnrcMP (siehe Kapitel 7) verwendet. In Abbildung 8.15 ist eine schematische Darstellung des modellierten Aufbaus zu sehen. Der Sekundärstandard wird durch das ^{90}Sr mit einem Durchmesser von 6 mm und einer Höhe von 0,45 mm und einer darüber liegenden Silberschicht mit einer Dicke von 0,1 mm realisiert. Zwischen Quelle und Detektor befindet sich die verwendete RW 3 Absorberplatte (Dicken von 1,01 mm bzw. 1,97 mm). Es werden zwei unterschiedliche Detektoren modelliert, deren Abmessungen den Szintillatoren SK2 und SK3 (siehe Tabelle 5.3) angepasst sind. Dieser Aufbau ist von Wasser umgeben. Es werden jeweils 100 Millionen Ereignisse simuliert, was zu einem statistischen Fehler von kleiner 0,3% führt.

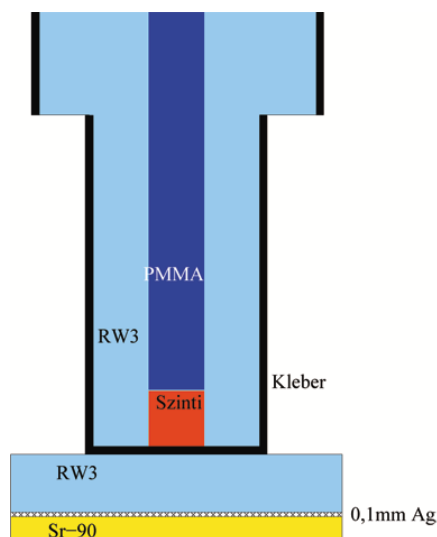


Abbildung 8.15: schematische Darstellung des modellierten Aufbaus zur Prüfung der Wasser- bzw. RW 3- Äquivalenz

Klebeschicht

In Kapitel 8.3.3 wurde davon ausgegangen, dass die Klebeschicht vor dem Szintillator bzw. Lichtleiter als RW 3 bzw. Wasseräquivalent angesehen werden kann. Um diese Annahme zu prüfen, wurde die in Abbildung 8.15 dargestellte Klebeschicht (LoTyp 480 der Firma LOCTITE, zum genauen Aufbau siehe Kapitel 5.1.3) durch eine entsprechende RW 3 bzw. Wasserschicht ersetzt. In Tabelle 8.9 sind die Ergebnisse zusammengestellt. Die auf die realen Gegebenheiten normierten Dosiswerte gelten im jeweiligen Szintillatorvolumen. Für die in den Messungen üblichen Dicken zeigt sich keine signifikante Änderung der Ergebnisse. Daraus kann man schließen, dass man die Klebeschicht zur RW 3 Dicke oder auch als Wasserschicht annehmen kann.

Modell Kleber aus	SK 2		SK 3	
	RW 3 1,01 mm norm. Dosis	RW 3 1,97 mm norm. Dosis	RW 3 1,01 mm norm. Dosis	RW 3 1,97 mm norm. Dosis
Kleber	$1,000 \pm 0,003$	$1,000 \pm 0,005$	$1,000 \pm 0,002$	$1,000 \pm 0,003$
RW 3	$1,003 \pm 0,003$	$0,999 \pm 0,005$	$1,001 \pm 0,002$	$0,998 \pm 0,004$
Wasser	$1,002 \pm 0,003$	$0,995 \pm 0,005$	$1,001 \pm 0,002$	$0,995 \pm 0,004$

Tabelle 8.9: Monte Carlo Simulationen zur Wasser- bzw. RW 3 Äquivalenz des verwendeten Klebers

Szintillator und Lichtleiter

Bei der Herleitung der Wasser-Energiedosisleistung (Kapitel 8.3.1) wird davon ausgegangen, dass die Dosis in einem RW 3-Phantom bestimmt wird. Daher soll hier betrachtet werden, inwiefern der Szintillator und Lichtleiter Einfluss auf die deponierte Dosis haben. Dazu werden die folgenden drei Modelle betrachtet:

- Modell 1: alles außer der Quelle besteht aus RW 3
- Modell 2: alles außer Quelle und Szintillator besteht aus RW 3
- Modell 3: alles außer Quelle, Szintillator und Lichtleiter besteht aus RW 3

Die angegebenen Dosiswerte stellen die jeweilig deponierte Dosis im Szintillatorvolumen (unabhängig vom Material) dar, diese sind auf das Modell 1 normiert. Auch hier lassen sich nur geringfügige Einflüsse (<1%) feststellen, so dass man davon ausgehen kann, dass durch das Einbringen der Szintillatoren und Lichtleiter das Strahlungsfeld und somit auch die absorbierte Dosis nicht verändert werden.

Modell	SK 2		SK 3	
	RW 3 1,01 mm norm. Dosis	RW 3 1,97 mm norm. Dosis	RW 3 1,01 mm norm. Dosis	RW 3 1,97 mm norm. Dosis
Modell 1	$1,000 \pm 0,003$	$1,000 \pm 0,005$	$1,000 \pm 0,004$	$1,000 \pm 0,005$
Modell 2	$1,000 \pm 0,003$	$0,998 \pm 0,005$	$1,006 \pm 0,004$	$1,003 \pm 0,005$
Modell 3	$0,998 \pm 0,003$	$0,999 \pm 0,005$	$1,007 \pm 0,004$	$1,001 \pm 0,005$

Tabelle 8.10: Monte Carlo Simulationen zur RW 3 Äquivalenz des verwendeten Szintillators und Lichtleiters; Modell 1: alles außer die Quelle besteht aus RW 3; Modell 2: alles außer Quelle und Szintillator besteht aus RW 3; Modell 3: alles außer Quelle, Szintillator und Lichtleiter besteht aus RW 3

8.6 Linearität - Messungen an der PTB

An der PTB in Braunschweig wurde das im Rahmen dieser Arbeit verwendete Messsystem an dem dortigen Sekundärstandard auf ^{90}Sr -Basis [Selb02] bezüglich seines Linearitätsverhaltens untersucht. Zum einen wurde geprüft, ob der gemessene Strom trotz seiner Abnahme mit der Zeit linear zur Wasser-Energiedosisleistung ist. Zum anderen wurde die Übertragbarkeit der Kalibrierungsfaktoren auf die Applikatoren untersucht, da zwischen dem Signalstrom, bei der absoluten Kalibrierung und dem bei der Vermessung der Applikatoren bis zu drei Größenordnungen liegen. Das Prinzip der Messung entspricht dabei dem in diesem Kapitel vorgestellten. Allerdings ist es mit dem Sekundärstandard an der PTB möglich, die Dosisleistung mittels verschieden dicker RW 3 Absorberplatten und Abständen der Quelle zum Detektor über einen Bereich von 0,5 mGy/s bis 371 mGy/s zu variieren. Die relative Kalibrierung erfolgt ebenfalls unter Nutzung des Čerenkovsignals. In Abbildung 8.16 sind Photos des Sekundärstandards der PTB und der Aufbau zur relativen Kalibrierung zu sehen.

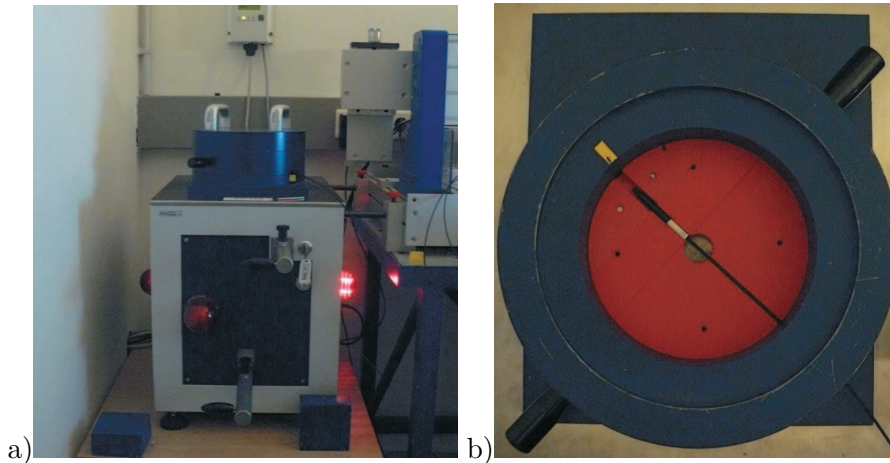


Abbildung 8.16: Photos des Messaufbaus an der PTB; a) der Sekundärstandard der PTB; b) Aufbau zur relativen Kalibrierung

Die Bestimmung der Wasser-Energiedosisleistung innerhalb der Szintillatoren erfolgt analog zu den Berechnungen in Kapitel 8.3.1. Allerdings muss für die unterschiedlichen Abstände der Quelle zum RW 3 Absorber jeweils eine eigene Parametrisierung erstellt werden, die die Wasser-Energiedosisleistung in Abhängigkeit von der Absorberdicke beschreibt. Als Quellenabstände wurden 11 mm und 40 mm gewählt (siehe auch Abbildung 8.17).

Für die Parametrisierung wurde folgender Zusammenhang gewählt:

$$\dot{D}(z) = p_{0,i} \cdot \exp\left(-\frac{1}{2} \cdot \left(\frac{z - p_{1,i}}{p_{2,i}}\right)^2\right) \quad (8.23)$$

mit

$$\begin{array}{ll} p_{0,11} & : (288,2 \pm 5,6) \text{ mGy/s} & p_{0,40} & : (23,13 \pm 0,29) \text{ mGy/s} \\ p_{1,11} & : (-3,919 \pm 0,078) \text{ mm} & p_{1,40} & : (-2,569 \pm 0,058) \text{ mm} \\ p_{2,11} & : (3,197 \pm 0,024) \text{ mm} & p_{2,40} & : (2,946 \pm 0,021) \text{ mm} \end{array}$$

für einen Quellenabstand von $i = 11$ mm bzw. 40 mm.

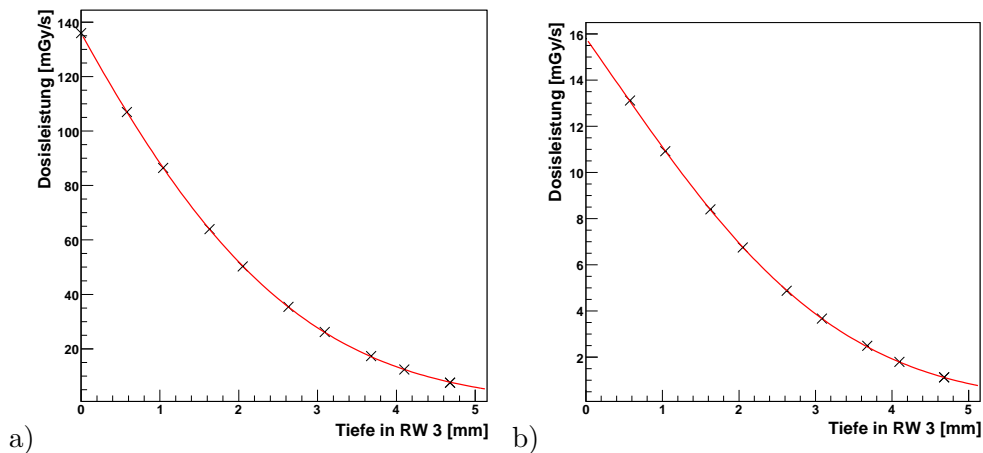
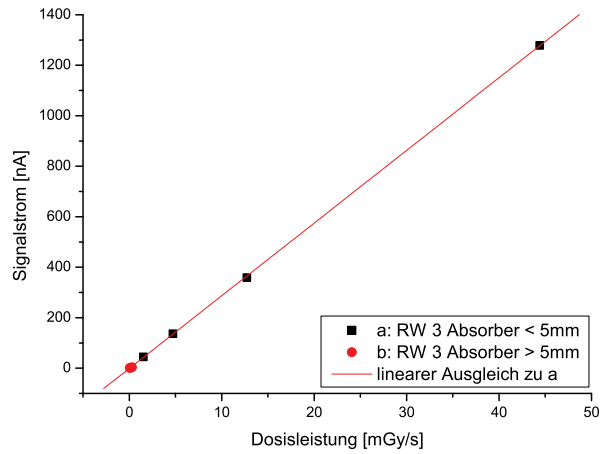


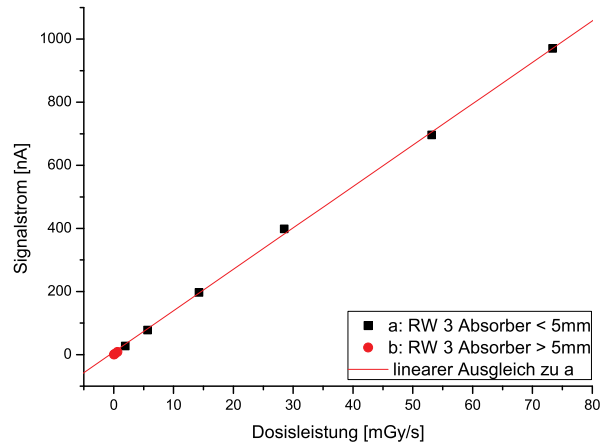
Abbildung 8.17: Wasser-Energiedosisleistung in Abhängigkeit von Absorberdicke mit Parametrisierung; a: Quellenabstand 11 mm; b: 40 mm

An der PTB wurden die Szintillatorkanäle SK 2 und 3 mit dem Čerenkovkanal CK 4 auf ihre Linearität überprüft. Es wurde ein Dosisleistungsbereich von 0,04 bis 72 mGy/s abgedeckt. Bei dem Messsystem SK 2 CK 4 lag die maximale Dosisleistung bei 43 mGy/s mit einem entsprechenden Signalstrom von 1278 nA. Für das Messsystem SK 3 CK 4 ergab sich eine maximale Dosisleistung von 72 mGy/s, was einem Signalstrom von 970 nA entspricht. Im Vergleich kommt es bei der absoluten Kalibrierung mit dem Sekundärstandard vom NIST zu Kalibrierungsströmen bis zu 2300 nA bei einer Dosisleistung von 63 mGy/s für das Messsystem SK 2 CK 4 (SK 3 CK 4: 1240 nA und 76 mGy/s). Bei der Vermessung der Applikatoren liegen die Dosisleistungen auf Grund der niedrigen Aktivitäten bei etwa 0,2 mGy/s, was Signalströmen von 6 nA (SK 2 CK 4) bzw. 3 nA (SK 3 CK 4) entspricht. Die niedrige Dosisleistung ist durch das Alter der Quellen bedingt. Bei frischen Quellen treten maximale Dosisleistungen von 3,5 mGy/s auf. Die Messungen an der PTB haben gezeigt, dass der Abfall des Stromes mit der Zeit (Vergleich Abschnitt 8.3.3) ab Dosisleistungen größer 7 mGy/s von Bedeutung ist. Dort kommt es innerhalb von 100 s zu einem Abfall, der kleiner als 1% ist. Da bei den Applikatormessungen die Dosisleistung kleiner als 7 mGy/s ist, ist kein Dosisleistungsabfall mit der Zeit zu erwarten. Darauf wird noch einmal gesondert in Kapitel 9.1.2 eingegangen.

In Abbildung 8.18 sind die Signalströme gegen die über das jeweilige Szintillatorvolumen gemittelten Dosisleistungen aufgetragen. Die geforderte Linearität konnte für beide Systeme bestätigt werden. Im Rahmen der Auswertung dieser Messungen hat sich jedoch herausgestellt, dass es mit allen RW 3 Absorberplatten ab einer Dicke von 5 mm generell nicht möglich ist Messungen mit der von der PTB geforderten Präzision durchzuführen. Daraus folgt, dass alle Dosisleistungen kleiner 1 mGy/s bei den gewählten Quellenabständen nicht die geforderte Genauigkeit liefern. Diese sind in der Abbildung 8.18 in Form von roten Kreisen dargestellt.



a)

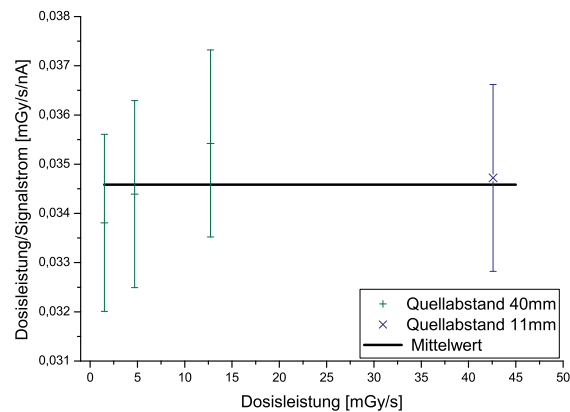


b)

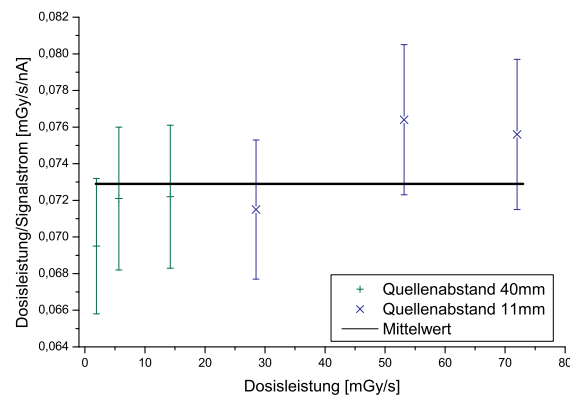
Abbildung 8.18: Linearitätsverhalten der Szintillatorkanäle a) SK 2 bzw. b) SK 3 und des Čerenkovkanals CK 4; der Signalstrom ist gegen die über das jeweilige Szintillatorvolumen gemittelten Dosisleistungen aufgetragen

Zur Prüfung des linearen Verhaltens wurde zusätzlich in der Abbildung 8.19 der Quotient aus Dosisleistung und Signalstrom gegen die Dosisleistung aufgetragen. Zur Verdeutlichung ist der Mittelwert aus diesen Quotienten aufgetragen. Die Abweichungen zum Mittelwert betragen bis zu 5%, allerdings liegen sie noch innerhalb der Unsicherheit dieses Quotienten, die sich aus der Unsicherheit des Signalstroms (2%) und der Dosisleistung (5%) ergibt.

Zusammenfassend kann man also sagen, dass die Linearität des Signalstroms zur Dosisleistung im für die Messungen benötigten Bereich gegeben ist. Die absolute Kalibrierung kann trotz des Stromabfalls in Abhängigkeit von der Zeit als erfolgreich angesehen und auf die deutlich kleineren Ströme bei der Applikatorvermessung übertragen werden.



a)



b)

Abbildung 8.19: Abweichung vom Linearitätsverhalten des a) Szintillatorkanals SK 2 und Čerenkovkanals CK 4 und b) Szintillatorkanals SK 3 und Čerenkovkanals CK 4

8.7 Anwendung in der Applikatorvermessung

Da die nötige Linearität des Plastiksintillatordetektorsystems gegeben ist, können die Kalibrierungsfaktoren in den Applikormessungen verwendet werden. Vor den einzelnen Messungen muss aber geprüft werden, ob das Plastiksintillatordetektorsystem in derselben Weise, wie während der absoluten Kalibrierung, an die Photomultiplier angekoppelt ist. Daher wird vor jeder Messung des Oberflächendosisleistungsprofils eine relative Kalibrierung durchgeführt. Um auf die absoluten Kalibrierungsdaten zurückschließen zu können, werden die Čerenkovströme aus dieser relativen Kalibrierung $I_{SK,CK}^{c,mess}$ mit der aus der absoluten Kalibrierungsmessung $I_{SK,CK}^c$ verglichen. Zur Vereinfachung werden die im folgenden sogenannten Übertragungsfaktoren K_{SK}^u für den Szintillatorkanal und K_{CK}^u für den Čerenkovkanal eingeführt.

$$K_{SK,CK}^u = k_{HWZ} \cdot I_{SK,CK}^c / I_{SK,CK}^{c,mess} \quad (8.24)$$

Dabei muss ebenfalls der Zerfallsfaktor (Gleichung 8.9) berücksichtigt werden. Das bedeutet dann für die Berechnung der Wasser-Energiedosisleistung mit den Gleichungen 8.1, 8.2, 8.13 und 8.24:

$$\dot{D}_W = K^{abs} \cdot (K_{SK}^u \cdot I_{SK} - K_{SK/CK}^{rel} \cdot K_{CK}^u \cdot I_{CK}) \quad (8.25)$$

Ebenso ist es mittels der relativen Kalibrierung möglich einen Vergleich zwischen zwei unterschiedlichen Messungen zu ziehen. Der Übertragungsfaktor $K_{SK,CK}^{mess}$ setzt sich aus den Čerenkovströmen für Messungen 1 und 2 zusammen, allerdings spielt hier der Zerfallsfaktor auf Grund der deutlich kleineren Halbwertszeit von ^{106}Ru von $T_{\frac{1}{2}} = 373,59$ Tagen eine wesentlich größere Rolle

$$K_{SK,CK}^{mess} = k_{HWZ} \cdot I_{SK,CK}^{c,mess1} / I_{SK,CK}^{c,mess2} \quad (8.26)$$

Genau wie beim relativen Kalibrierungsfaktor wird eine relative Unsicherheit von 0,7% angenommen.

8.8 Endergebnisse

In diesem Abschnitt sind die relativen (Tabelle 8.11) und absoluten (Tabelle 8.14) Kalibrierungsfaktoren, sowie die zugehörigen effektiven Messpunkte (Tabelle 8.13) für die unterschiedlichen Systeme zusammengestellt. Dabei sind die absoluten Kalibrierungsfaktoren, die mit einer RW 3 Absorberplatte von 1,01 mm und 1,97 mm aufgenommen wurden, und der Mittelwert aus beiden gegenübergestellt. Es wird ersichtlich, dass die Werte mit den unterschiedlichen RW 3 Absorbern innerhalb des Fehlers vom Mittelwert der beiden abweichen und die Messungen somit als konsistent angesehen werden können.

System		I_{SK}^C	I_{CK}^C	K^{rel}
SK	CK	[nA]	[nA]	
1	4	14,74 ± 0,08	17,55 ± 0,04	0,8402 ± 0,0059
2	4	18,21 ± 0,07	18,59 ± 0,04	0,9797 ± 0,0069
3	4	16,16 ± 0,05	17,76 ± 0,05	0,9096 ± 0,0064
4	4	16,27 ± 0,04	17,79 ± 0,10	0,9146 ± 0,0064

Tabelle 8.11: Zusammenstellung der Ergebnisse zur relativen Kalibrierung der Messsysteme

System		I^{sig}		I	
		RW 3 1,01 mm	RW 3 1,97 mm	RW 3 1,01 mm	RW 3 1,97 mm
SK	CK	[nA]	[nA]	[nA]	[nA]
1	4	1827 ± 14	946 ± 17	1887 ± 14	972 ± 17
2	4	2308 ± 17	1157 ± 21	2380 ± 17	1188 ± 21
3	4	1244 ± 10	658 ± 12	1275 ± 10	672 ± 12
4	4	1140 ± 9	586 ± 11	1174 ± 9	601 ± 11

Tabelle 8.12: Zusammenstellung der Ergebnisse der Signalströme der Messsysteme bei der absoluten Kalibrierung

System		\dot{D}_W		$z' + a_K$	$z'_{A(z)} + a_K$
		RW 3 1,01 mm	RW 3 1,97 mm	[mm]	[mm]
SK	CK	[mGy/s]	[mGy/s]		
1	4	61 ± 3	31 ± 2	0,6467	0,6801
2	4	63 ± 3	32 ± 2	0,6217	0,6551
3	4	76 ± 4	40 ± 2	0,3261	0,3334
4	4	74 ± 4	39 ± 2	0,3521	0,3594

Tabelle 8.13: Zusammenstellung der Ergebnisse der gemittelten Dosisleistungen nach NIST und der effektiven Messpunkte der Messsysteme, dabei ist a_K die Klebeschicht vor den Szintillatoren

System		K^{abs}		
		RW 3 1,01 mm	RW 3 1,97 mm	gemittelt
SK	CK	[mGy/s/nA]	[mGy/s/nA]	[mGy/s/nA]
1	4	0,0325 ± 0,0018	0,0323 ± 0,0018	0,0324 ± 0,0013
2	4	0,0263 ± 0,0014	0,0271 ± 0,0015	0,0267 ± 0,0010
3	4	0,0594 ± 0,0032	0,0594 ± 0,0034	0,0594 ± 0,0023
4	4	0,0634 ± 0,0035	0,0652 ± 0,0037	0,0643 ± 0,0025

Tabelle 8.14: Zusammenstellung der Ergebnisse der absoluten Kalibrierungsfaktoren der Messsysteme

Kapitel 9

Basisdosimetrie der Augenapplikatoren

Zur Basisdosimetrie der Augenapplikatoren gehört zum einen die Aufnahme einer Tiefendosiskurve entlang der Zentralachse des Applikators und zum anderen die Bestimmung des Oberflächendosisprofils. Für letzteres sind im Wesentlichen drei Messschritte nötig:

- Messung des Oberflächenprofils
- Messung des Szintillatorstromprofils
- Messung des Čerenkovstromprofils

Die Aufnahme des Oberflächenprofils dient der Abstandsbestimmung der Detektorspitze des Szintillations- bzw. Čerenkovkanals zur Oberfläche des Applikators. Zur weiteren Optimierung soll der Szintillatorstrom um den Čerenkovanteil korrigiert werden (siehe Kapitel 5.1 und 8), da auf Grund der Geometrie der Applikatoren nicht von einem konstanten Čerenkovanteil ausgegangen werden kann. Die Berechnung der Dosis erfolgt dabei analog zu den Rechnungen in Kapitel 8, wobei die Übertragungsfaktoren gemäß Gleichung 8.25 berücksichtigt werden müssen. In den folgenden Messungen wird als Čerenkovkanal immer der Kanal CK 4 verwendet, d.h. die Zweikanal-Plastikszintillatordetektorsysteme unterscheiden sich nur in ihren Szintillatorkanälen. Zur Vereinfachung wird im Folgenden beim Zweikanal-Plastikszintillatordetektorsystem bestehend z.B. aus SK 3 und CK 4 vom Messsystem 3 gesprochen.

Vorab wird die Stabilität des dosimetrischen Messsystems während einer Applikatorvermessung diskutiert, sowie anhand von Tiefendosiskurven entlang der Zentralachse der Applikatoren gezeigt, dass das Detektorsystem reproduzierbar arbeitet und mit den Messdaten aus den BEBIG Messprotokollen, die für jeden Applikator zur Verfügung stehen, kompatible Ergebnisse liefert. Außerdem wird die Wahl der Messintervalle diskutiert. Anschließend wird auf die Messung der einzelnen Profile eingegangen.

9.1 Vorabbetrachtungen

9.1.1 Dunkelstrom

Das Zweikanal-Plastikszintillatordetektorsystem ist mittels schwarzen Sekundenklebers lichtdicht gemacht worden (Kapitel 5.1.3). Bei Raumbeleuchtung wird ein zum Dunkelstrom zusätzliches Signal von maximal 1 pA erwartet [Bamb08]. Um diesen Effekt zu minimieren, wird in Dämmerlicht gearbeitet. Laut Herstellerangabe liegt der Dunkelstrom (Rauschen der Photomultiplier) bei 5 pA. Messungen im Dämmerlicht ergaben für den ersten Photomultiplier, an dem der Szintillationskanal angekoppelt ist, einen Wert unter 4 pA und für den zweiten Photomultiplier (Čerenkovkanal) einen kleiner 7 pA.

9.1.2 Messtabilität

Bei der absoluten Kalibrierung der Messsysteme mit dem Sekundärstandard vom NIST hat sich gezeigt, dass der Messstrom in Abhängigkeit von der Zeit abnimmt (Kapitel 8.3.3). Die gleiche Messung wurde für den Szintillationskanal SK 3 und den Čerenkovkanal CK 4 an einem CCB Applikator wiederholt. Dazu wurden diese für 600 s auf Kontakt mit einem CCB Applikator (Aktivität 3,5 MBq) gebracht und der Messstrom in Abhängigkeit von der Zeit aufgenommen, siehe dazu Abbildung 9.1. Wie erwartet kommt es durch die deutlich niedrigeren Aktivität der Applikatoren zu keiner Abnahme des Messstroms. Man muss jedoch bei Messungen über einen längeren Zeitraum beachten, dass es auf Grund von Variationen in der Spannung zu Stromschwankungen von $\pm 0,8\%$ (Kapitel 8.3.3) kommt.

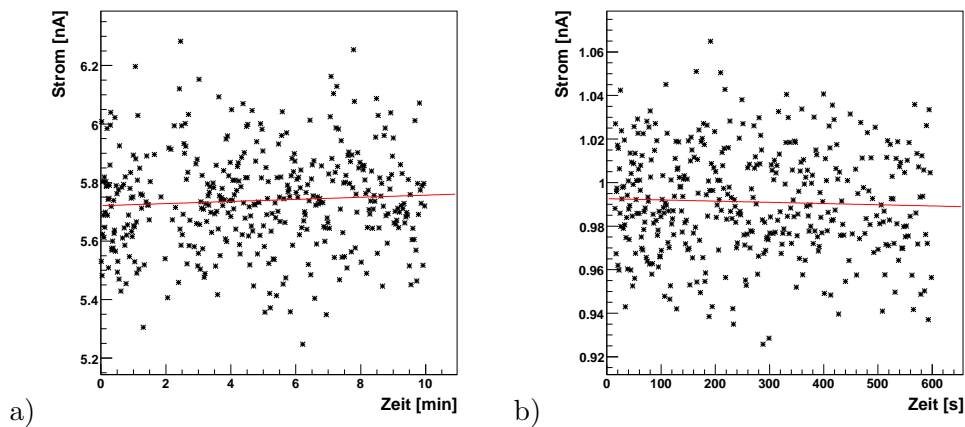


Abbildung 9.1: Messtabilität bei der Applikatorvermessung mit a) SK 3 b) CK 4

9.1.3 Messintervalle

Ziel ist es, die Oberfläche des Applikators möglichst lückenlos unter gleichzeitiger Berücksichtigung eines möglichst geringen Zeitaufwandes für den klinischen Betrieb zu vermessen. Die Apparatur ermöglicht Messintervallen von $\Delta\Phi = 0,15^\circ$ und $\Delta\Theta = 0,01^\circ$ (siehe Kapitel 6). Bei einem CCB Applikator mit einem Öffnungswinkel von $102,6^\circ$ würde das ca. 1 Million Messschritte entsprechen, was nicht mit einem geringen Zeitaufwand vereinbar wäre. Bei der Vermessung der

CCB Applikatoren wird im Rahmen dieser Arbeit stattdessen in Messintervallen von $\Delta\Phi = 12^\circ$ und $\Delta\Theta = 2,5^\circ$ bis zu einem maximalen Kippwinkel von $\Theta_{max} = 55^\circ$ gemessen. Daraus resultieren 690 Messpunkte bei einem Abstand der Messpunkte in Θ -Richtung von 0,52 mm und in Φ -Richtung von maximal 2,05 mm bei $\Theta = 55^\circ$. Dieser Abstand kann bezogen auf den Detektordurchmesser als ausreichend angesehen werden und bei Bedarf auch verringert werden.

9.2 Tiefendosiskurven

Mit der Apparatur ist es möglich, den Abstand z zwischen Applikator- und Detektoroberfläche zu variieren (siehe Kapitel 6.3.2). Dazu werden Lehren verschiedener Dicke (0,1 mm bis 5 mm) verwendet. Es ist also möglich, Tiefendosiskurven aufzunehmen. Der effektive Messabstand a_{eff} , das heißt, der Abstand zwischen Applikatoroberfläche und effektivem Messpunkt, setzt sich aus dem Messabstand a_m hier also die Lehrendicke, der Klebeschicht a_K und der Verschiebung $z'_{A(z)}$ zum effektiven Messpunkt (siehe Tabelle 8.13) zusammen.

$$a_{eff} = a_m + a_K + z'_{A(z)} \quad (9.1)$$

Zunächst wird überprüft, ob der Messabstand reproduzierbar eingestellt werden kann. Dazu werden die einzelnen Messkanäle mehrmals in die selbe Position ein- und ausgebaut und der Strom vermessen. Die Ströme zeigen bei wiederholter Messung (mit demselben System) eine maximale Abweichung von 5,6%. Es wird daher eine Unsicherheit von 1,6% (bei angenommener Rechteckverteilung) auf die Reproduzierbarkeit jedes Messkanals angenommen. In dieser Unsicherheit sind die Unsicherheit aus der Messstabilität (0,8%) und die statistische Unsicherheit (0,2%) inbegriffen.

Die gemessenen Tiefendosiskurven ermöglichen einen direkten Vergleich mit denen in den BEBIG Messprotokollen (siehe Anhang B), die für jeden Applikator zur Verfügung stehen. Letztere sind für Abstände von 0,6 mm bis 10 mm zwischen Szintillatormittelpunkt und der Oberfläche des Applikators entlang der Zentralachse angegeben. Die Unsicherheit jedes Messpunktes beträgt 10% (1σ). Gemessen wurde ebenfalls mit einem Szintillationsdetektor (Durchmesser von 1 mm, Höhe von 0,5 mm), allerdings wurde auf die Čerenkovkorrektur verzichtet.

Analog zu Kapitel 8.3.3 wird bei den Messungen der Čerenkovanteil in dem Lichtleiter des Szintillationskanals korrigiert. Die Bestimmung des Korrekturfaktors k'_{CK} erfolgt analog. In Abbildung 9.2 ist der gemessene Čerenkovstrom I_{CK} gegen den Abstand $a_{CK,eff}$ zwischen Applikatoroberfläche und Čerenkovkanalspitze (beinhaltet auch die Klebeschicht vor dem Čerenkovkanal) aufgetragen. Im folgenden werden diese Kurven als Čerenkov-Tiefendosiskurven bezeichnet. Die Parametrisierung wurde gemäß Gleichung 8.14 gewählt. Für die Parameter ergibt sich:

$$\begin{aligned} A_1 & : (0,532 \pm 0,005) \text{ nA} \\ t_1 & : (2,9 \pm 0,1) \text{ mm} \\ A_0 & : (-0,012 \pm 0,007) \text{ nA} \end{aligned}$$

Mit Hilfe dieser Parametrisierung kann gemäß Gleichung 8.15 der Korrekturfaktor k'_{CK} bestimmt werden. In Tabelle 9.1 sind diese für die vier verwendeten Systeme für eine Lehrendicke von 0,6 mm beispielhaft zusammengestellt. Dabei ist $a_{CK,FP} = a_{CK,eff}$ und $a_{CK,RP}$ setzt sich aus der Lehrendicke, der Klebeschicht vor

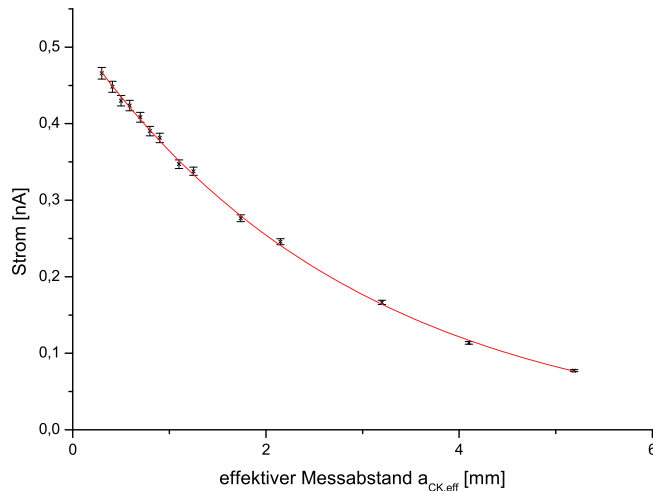


Abbildung 9.2: Čerenkov-Tiefendosiskurve, aufgenommen mit dem Čerenkovkanal CK 4 am Applikator CCB1256

dem Szintillationskanal a_K und der Höhe des Szintillators zusammen. Damit kann der Signalstrom um den Čerenkovstrom, der im Lichtleiter des Szintillationskanals erzeugt wurde, korrigiert werden. Die Dosisleistung ergibt sich gemäß Gleichung 8.25. In Abbildung 9.3 sind die Tiefendosiskurven für alle Szintillatorkanäle und die Messdaten von BEBIG gezeigt.

Messsystem	$a_{CK,FP}$ [mm]	$a_{CK,RP}$ [mm]	k'_{CK}
1	0,8	1,77	$0,71 \pm 0,01$
2	0,8	1,74	$0,71 \pm 0,01$
3	0,8	1,16	$0,88 \pm 0,01$
4	0,8	1,18	$0,87 \pm 0,01$

Tabelle 9.1: gewählter Messabstand bei der Kalibrierung $a_{CK,FP}$ und korrigierter Abstand $a_{CK,RP}$ und Korrektionsfaktor des Čerenkovstroms k'_{CK} für die vier Messsysteme

Die Übereinstimmung der Messdaten untereinander ist dabei sehr gut. Unter Berücksichtigung der Reproduzierbarkeit der Positionierung der einzelnen Messkanäle und der in Kapitel 8.8 zusammengestellten Werte und Unsicherheiten ergibt sich eine Gesamtunsicherheit auf die Dosisleistung jedes einzelnen Messpunktes von 4,4%.

Im Folgenden soll untersucht werden, wie groß der Einfluss der Čerenkovkorrektur ist. In Abbildung 9.4 ist der Anteil des Čerenkovstroms am vom Szintillationskanal gemessenen Strom in Abhängigkeit vom effektiven Messabstand für die Messsysteme 2 und 3 dargestellt. Der Čerenkovanteil ist für das Messsystem 3 fast zweieinhalb mal so groß wie im Messsystem 2. Innerhalb beider Systeme kommt es innerhalb von 5 mm zu einem Abfall des Čerenkovanteils von bis zu 30%.

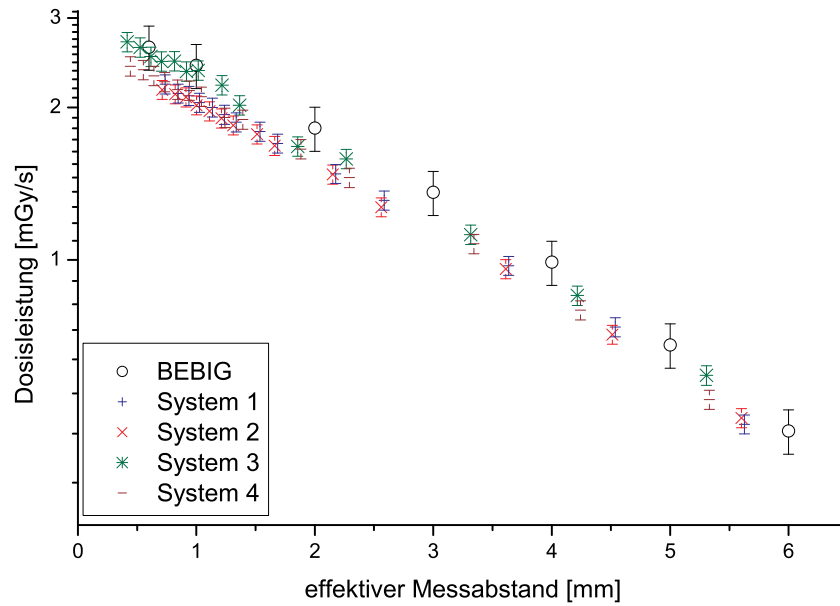


Abbildung 9.3: Tiefendosiskurven des Applikators CCB1256 gemessen mit allen vier Messsystemen und Vergleich mit den Messdaten von BEBIG

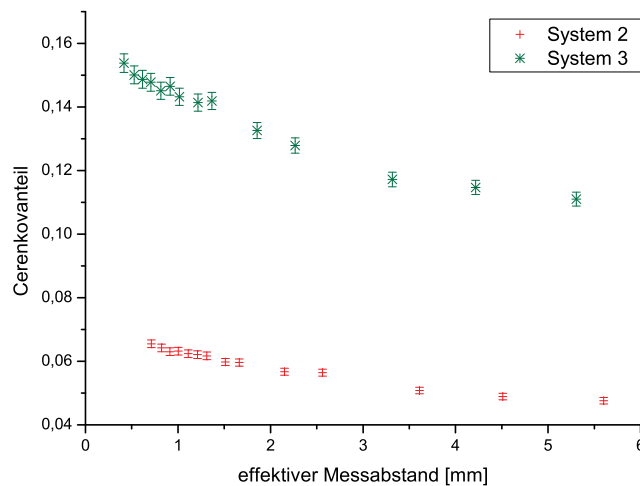


Abbildung 9.4: Čerenkovanteil des Applikators CCB1256 gemessen mit den Messsystemen 2 und 3 in Abhängigkeit vom Abstand zur Applikatoroberfläche

In Abbildung 9.5 ist die Tiefendosisleistung des Messsystems 3 ohne Čerenkovkorrektur dargestellt. Dabei wurde auch auf die Korrektur des absoluten Kalibrierungswertes um den Čerenkovanteil verzichtet.

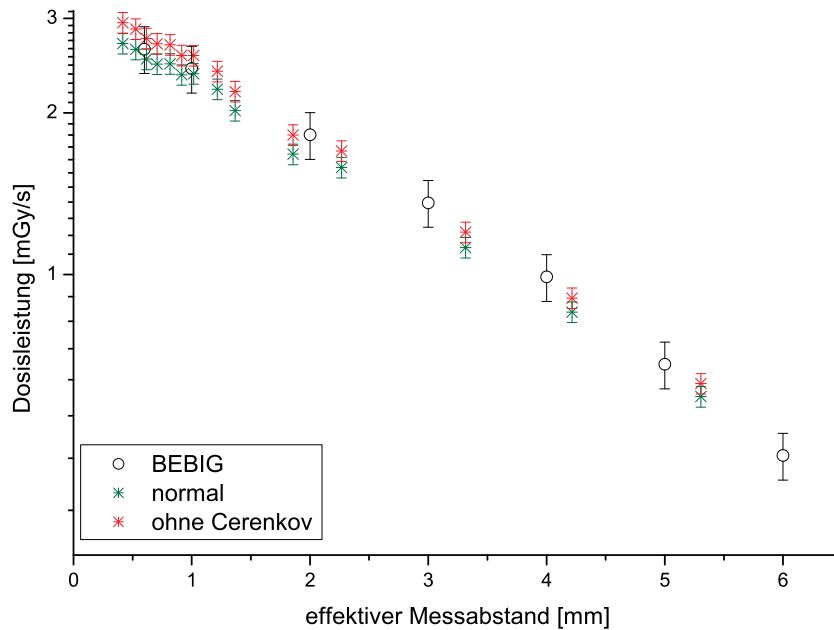


Abbildung 9.5: Tiefendosisleistung gemessen mit dem Messsystem 3 ohne und mit Čerenkovkorrektur sowie die BEBIG Tiefendosisleistung

Durch den Wegfall der Čerenkovkorrektur kommt es zu einem Anstieg der absoluten Dosisleistung von bis zu 9%. Bei einem Abstand von 5 mm ist dieser auf 6% gefallen. Diese Variationen liegen aber immer im Unsicherheitsbereich von BEBIG. Diese Ergebnisse zeigen, dass es aufgrund des nicht konstanten Čerenkovanteils nötig ist, diese Korrektur in allen Messungen insbesondere im Nahbereich und bei kleinen Szintillatorhöhen durchzuführen.

9.3 Oberflächendosisleistungsprofil

In diesem Abschnitt wird das Messverfahren anhand eines Applikators vom Typ CCB beschrieben. Dazu wurde ein Applikator (Seriennummer 1256) gewählt, der laut Herstellerangaben, eine deutliche Dosiserhöhung (Hotspot) von 6% ausserhalb des Zentrums hat. Diese vereinfacht die Kontrolle der Reproduzierbarkeit in der Messposition und der Höhe des Stroms. Zur Messung werden die Messsysteme 2 und 3 verwendet.

9.3.1 Oberflächenprofil

Die Apparatur ist so konzipiert, dass durch das Detektorsystem eine Kugelschale mit einem konstanten Krümmungsradius abgefahren wird. Wäre es möglich die Zentralachse eines idealen Applikators auf der Zentralachse der Apparatur zu fixieren, könnte der Applikator in einem konstanten Abstand vermessen werden. Da aber seitliche Verschiebungen und kein idealer Applikator zu erwarten sind, kommt es zu Abweichungen vom idealen Modell (siehe zur Erläuterung auch Abbildung 9.6), die mit einem Messtaster bestimmt werden. Zur Vermessung des Oberflächenprofils wird der Messtaster (siehe Kapitel 6.4.1) im Kipp-Halter (siehe Abb. 6.5) fixiert und zentral mit der nötigen Auslenkung, um das gesamte Oberflächenprofil erfassen zu können, aufgesetzt. An dieser Stelle ist die Abweichung per Definition 0.

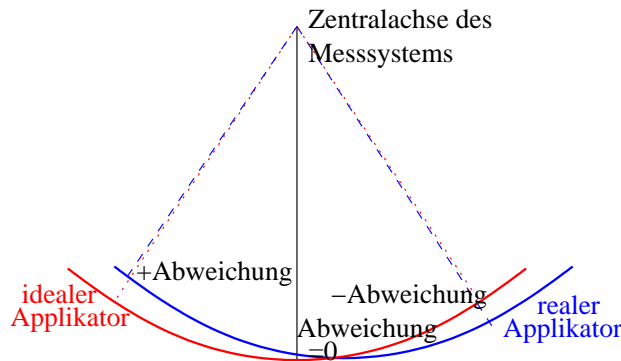


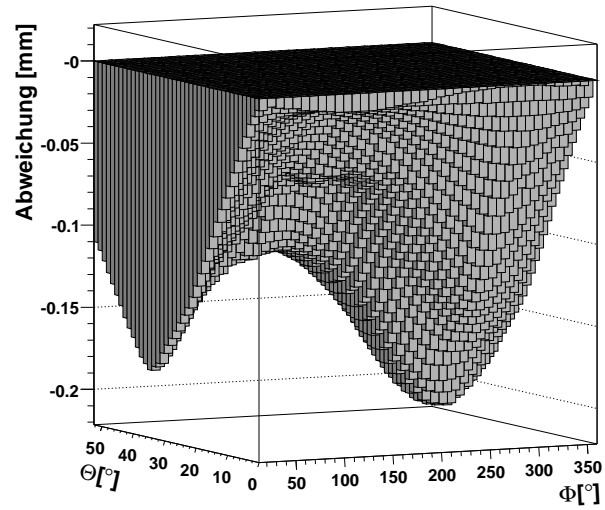
Abbildung 9.6: Veranschaulichung zur Bestimmung der Abweichung zwischen einem Applikator von einer idealen Kugelschale

In den Abbildungen 9.7 und 9.27 ist das Oberflächenprofil eines CCB Applikators (Seriennummer 1256) dargestellt.

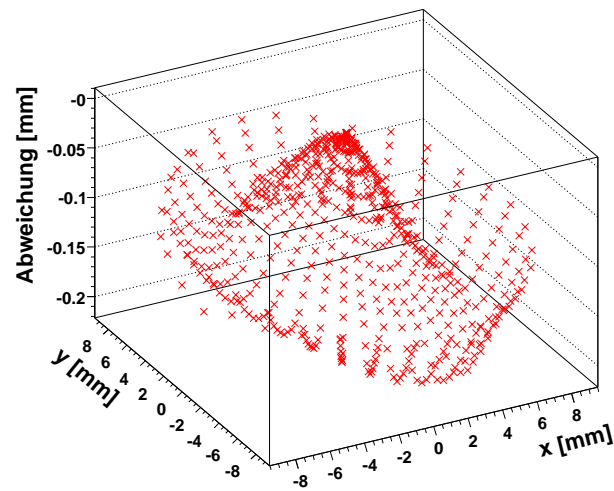
Als wichtigstes Ergebnis ist zunächst festzuhalten, dass trotz der erwarteten Verschiebungen (siehe Kapitel 6.3) nur geringe Abweichungen von kleiner als 0,2 mm auftreten. Aus den Tiefendosiskurven (Kapitel 9.2) kann man folgern, dass dadurch eine Dosisvariation von bis zu 5% zu erwarten ist.

Deutlich erkennbar ist die sinusförmige Abhängigkeit in Φ , die beispielhaft in Abbildung 9.8 für ein Θ von $7,5^\circ$ dargestellt ist. Diese ist im Wesentlichen eine Folge aus der seitlichen Verschiebung zwischen den Zentralachsen des Applikators und der Apparatur. Diese gemessene Abweichung kann durch $p_0 \cdot \sin(p_1 + \Phi) + p_2$ parametrisiert werden.

Außerdem ist zu erkennen, dass die Abweichung durchgehend negativ ist, was auf eine Abweichung in z oder im Krümmungsradius zurückführbar ist. Wenn der Applikator zu hoch eingebaut ist, bedeutet dies gleichzeitig, dass der Messtaster auf



a)



b)

Abbildung 9.7: Oberflächenprofil eines CCB Applikators; die Abweichung von einem idealen Applikator ist in a) gegen Θ und Φ sowie in b) gegen kartesische Koordinaten x und y aufgetragen

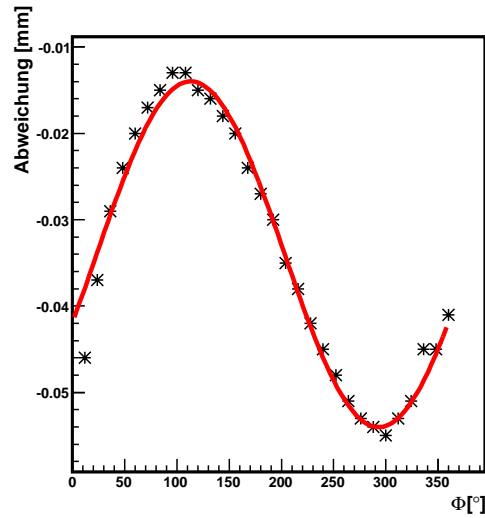
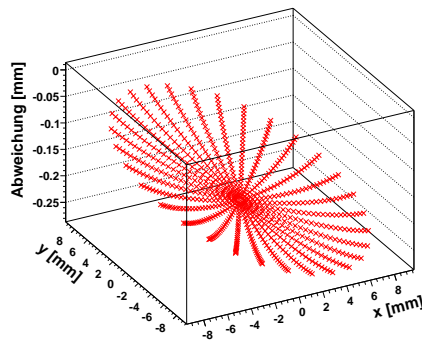
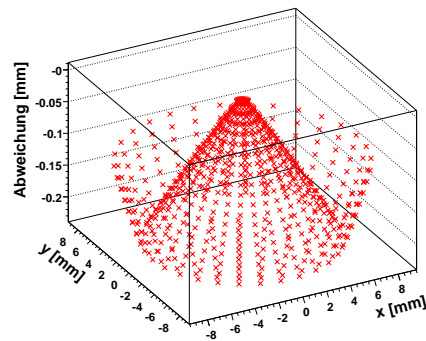


Abbildung 9.8: Sinusförmige Abhängigkeit der Abweichung in Abhängigkeit vom Azimuthalwinkel Φ , dargestellt für $\Theta = 7,5^\circ$ mit den folgenden Fitparametern: $p_1 = (0.0203 \pm 0.0006)mm$, $p_2 = (-23.1 \pm 1.6)^\circ$ and $p_3 = (-0.0340 \pm 0.0004)mm$

einem zu geringen Krümmungsradius fährt. Alternativ kann der Krümmungsradius der Applikatoren größer als die angegebenen 12 mm sein. Im folgenden wird der Einfluss einer Verschiebung in x,y,z bzw. eines variierenden Krümmungsradiuses auf das Oberflächenprofil näher untersucht. In Abbildung 9.9a ist das beispielhaft für eine Überlagerung aus einer Verschiebung in x,y,z und einer Erhöhung des Krümmungsradiuses um jeweils 0,1 mm dargestellt.



a)



b)

Abbildung 9.9: Berechnete Abweichung zwischen einem idealen und optimal fixierten Applikator und einem Applikator, der a) in x, y und z um 0,1 mm verschoben ist und der einen Krümmungsradius von 12,1 mm hat bzw. b) in x und y um 0,1 mm verschoben ist und einen variablen Krümmungsradius hat; aufgetragen ist die Abweichung gegen x und y

Deutlich ersichtlich ist die aus der Verschiebung in x und y resultierende Verkipfung des Oberflächenprofils. Eine Variation im Krümmungsradius würde zu dem in Abbildung 9.9b dargestellten Oberflächenprofil führen. Hierbei wurde der Krümmungsradius in Abhängigkeit von Θ variiert. Bis zu einem Θ von 38° wird

er alle 2° von 12 mm jeweils um 0,012 mm erhöht. Ab 38° wird er dann alle 2° um $0,018^\circ$ wieder verringert. Abschließend ist in Abbildung 9.10 eine Überlagerung aus den oben beschriebenen Effekten dargestellt (Verschiebung in x und y um 0,1 mm und variabler Krümmungsradius). Die hier berechneten Abweichungen zeigen einen ähnlichen Verlauf, wie das vermessene Oberflächenprofil (Abbildung 9.7). Man kann also davon ausgehen, dass die Abweichungen vom idealen Verlauf an den hier diskutierten Ursachen liegen.

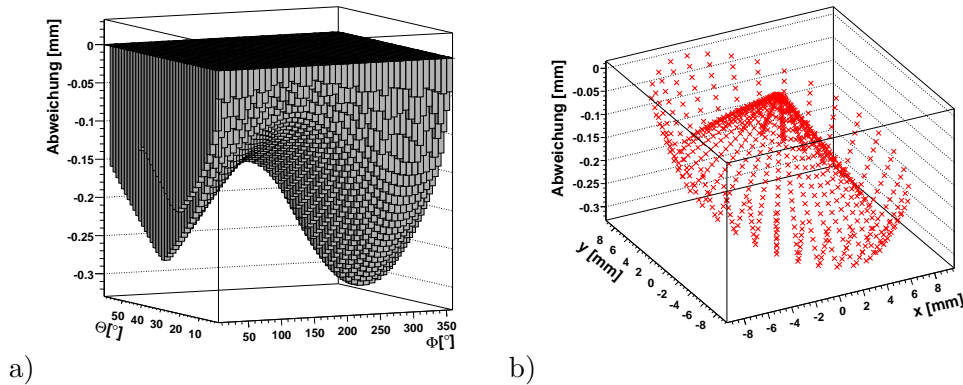


Abbildung 9.10: Berechnete Abweichung zwischen einem idealen und optimal fixierten Applikator und einem Applikator, der in x , y und z um 0,1 mm verschoben ist und der einen variablen Krümmungsradius zwischen 12 und 12,1 mm hat; aufgetragen ist die Abweichung gegen a) Θ und Φ b) x und y

Ein weiteres Ziel war es, die Oberflächenrauigkeit, die laut Hersteller bei $6,3 \mu\text{m}$ liegt, zu bestimmen. Diese spielt allerdings im Vergleich zu den gemessenen Abweichungen eine untergeordnete Rolle. Durch die Parametrisierung der gemessenen Abweichung und Korrektur lässt sich erfolgreich auf diese Oberflächenrauigkeit zurückschließen. Sie liegt in derselben Größenordnung wie die von BEBIG angegebene, weist aber auf Grund der Ungenauigkeit des Messtasters von $1 \mu\text{m}$ und den Unsicherheiten der Parametrisierung nur eine geringe Genauigkeit auf.

Für eine Optimierung der Dosisvermessung ist es wesentlich, den Messabstand zu kennen, in dem der Szintillatorstrom aufgenommen wird. Da die Bahn des Detektors eine Kugeloberfläche mit einem konstanten Krümmungsradius beschreibt, muss dieser so gewählt werden, dass der Abstand zur Applikatoroberfläche immer größer als 0 ist, um Schäden an der Applikatoroberfläche bzw. Detektor zu vermeiden. Dazu wird der Detektor auf der Zentralachse der Apparatur mit dem Zentralabstand a_Z zwischen Detektor- und Applikatoroberfläche eingebaut. Der Zentralabstand setzt sich aus der maximalen positiven Abweichung und einem Sicherheitsabstand a_S von 0,1 mm zusammen. Dieser Zusammenhang ist in Abbildung 9.11 veranschaulicht. Der kleinste Abstand zwischen Detektor und Applikator ist somit am Punkt der maximalen positiven Abweichung, oder wenn diese nicht vorhanden beim kleinsten Betrag der Abweichung A . Der Messabstand a_m aus Gleichung 9.1 ergibt sich wie folgt:

$$a_m = a_Z - A \quad (9.2)$$

Wie man in Abbildung 9.7 sehen kann, ist die Abweichung für den gewählten Applikator immer negativ, so dass hier für die Messungen mit dem Szintillatorkanal

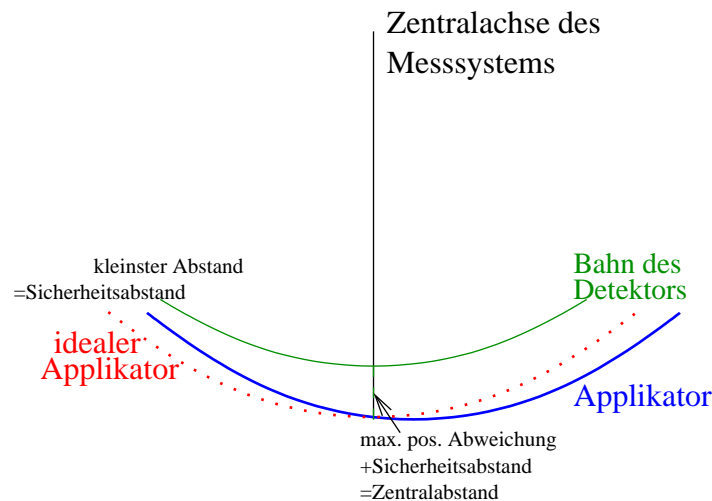


Abbildung 9.11: Veranschaulichung zur Messkurve der Detektoren

als Zentralabstand nur der Sicherheitsabstand gewählt wird. Auf die Bedeutung der gemessenen Oberflächenprofile für die Bestimmung der Oberflächendosisleistungsprofile wird in Kapitel 10 genauer eingegangen.

9.3.2 Szintillatorstromprofil

In Abbildung 9.12 sind die mit den Szintillationskanälen SK 2 und 3 vermessenen Stromprofile des CCB 1256 Applikators dargestellt. Um eine Vergleichbarkeit zwischen den beiden Szintillationskanälen zu gewährleisten, wurde der Übertragungsfaktor $K_{SK,CK}^{mess}$ (Gleichung 8.26) von dem Szintillationskanal SK 2 auf SK 3 bestimmt. Dieser liegt bei $0,9366 \pm 0,0066$. Die Unsicherheit der einzelnen Messpunkte liegt bei 2,6% (siehe Abschnitt 9.2).

Für beide Messkanäle ist der Hotspot erkennbar, er liegt etwa bei $\Theta = 36^\circ$ und $\Phi = 132^\circ$. Wenn man auf den Stromwert im Zentrum des Applikators normiert (SK 2: 6,03 nA und SK 3: 3,14 nA), so ergibt sich für SK 2 eine Stromerhöhung von $(9,7 \pm 0,3)\%$ und für SK 3 von $(13,5 \pm 0,5)\%$.

In Abbildung 9.13 ist das Verhältnis aus den gemessenen Strömen von SK 3 und SK 2 dargestellt. Dafür wurden die Ströme für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt. Das Verhältnis zwischen den Strömen liegt bis zu einem Winkel Θ von 30° bei $(55 \pm 2)\%$. Danach steigt es bis zu einem Θ von 45° und fällt dann steil ab. Eine genauere Diskussion soll jedoch erst nach der Čerenkovkorrektur bei der Betrachtung des Signalstroms (Abschnitt 9.3.4) erfolgen.

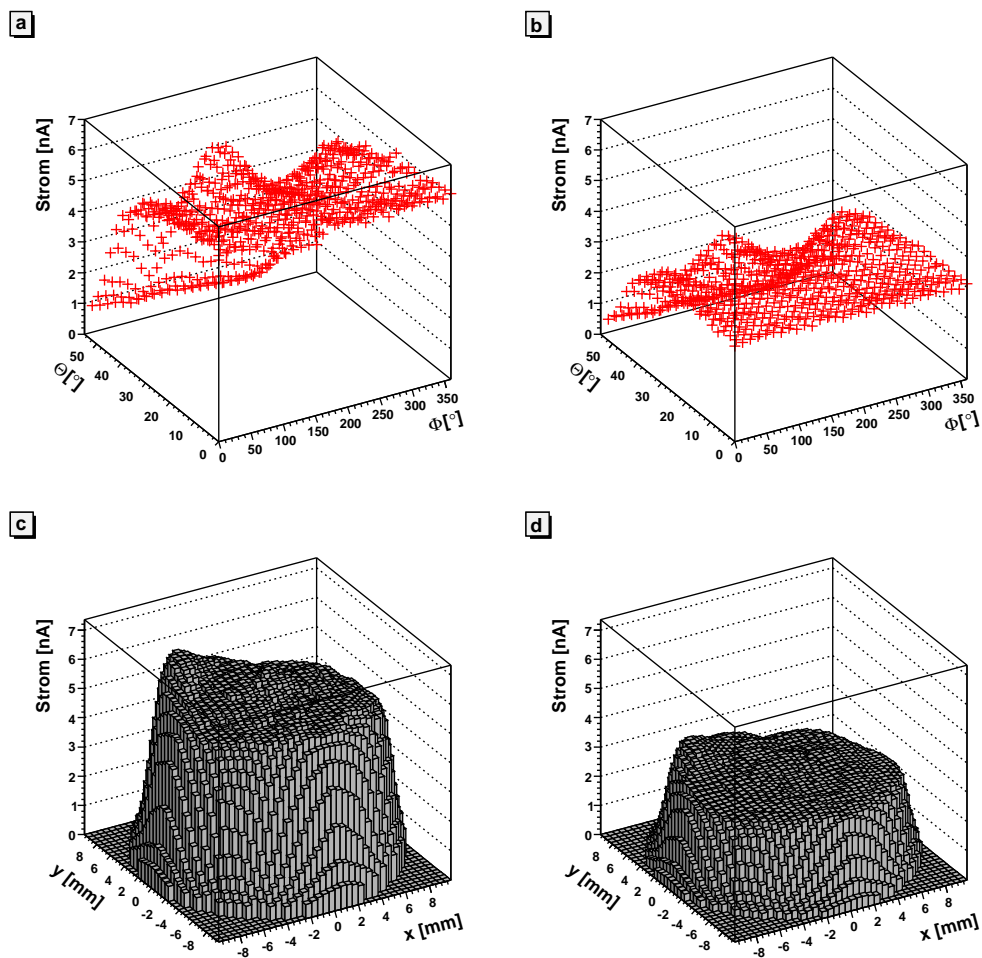


Abbildung 9.12: Szintillatorstromprofil eines CCB Applikators der Szintillatorstrom ist a) mit SK 2 gemessen und gegen Θ und Φ , b) mit SK3 gemessen und gegen Θ und Φ , c) mit SK 2 gemessen und gegen x und y sowie d) mit SK3 gemessen und gegen x und y aufgetragen

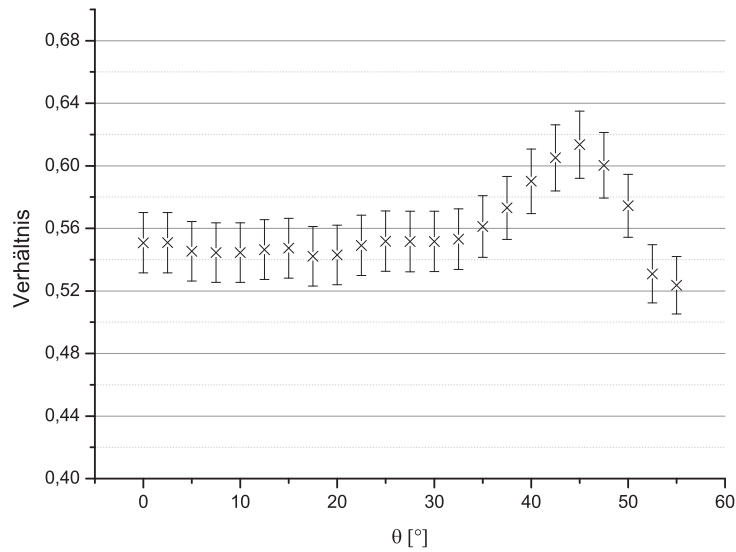


Abbildung 9.13: *Verhältnis der Szintillatorströme aus SK 3 und SK 2, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt*

9.3.3 Čerenkovstromprofil

Für die Messung des Čerenkovstromprofils wurde der Čerenkovkanal CK 4 verwendet. Da nur die Čerenkovströme im Lichtleiter korrigiert werden sollen, wird der Zentralabstand hier noch um die jeweilige Höhe des Szintillators erhöht. Allerdings kommt es auf Grund der dazu verwendeten Abstandslehren zu Ungenauigkeiten in der Positionierung des Čerenkovkanals. Bei dem Messsystem SK 2 (Kleber 0,15 mm) CK 4 (Kleber 0,21 mm) ist der Čerenkovkanal dadurch um 0,06 mm zu weit von der Applikatoroberfläche positioniert. Aus der Čerenkov-Tiefendosiskurve ergibt sich ein um 2,1% zu klein bestimmtes Signal. Bei dem Messsystem SK 3 (Kleber 0,1 mm) CK 4 ist der Čerenkovkanal um 0,11 mm zu weit von der Applikatoroberfläche positioniert. Hier ergibt sich ein um 4,7% zu klein bestimmtes Signal. Dieser Fehler in der Positionierung wird als weitere Unsicherheit des Čerenkovstroms in Verbindung mit einem Szintillationskanal angesehen. In Abbildung 9.14 sind die Čerenkovströme für den gewählten CCB Applikator aufgetragen. Die beiden Messungen unterscheiden sich nur in ihren Abständen zur Applikatoroberfläche und damit der Stromhöhe. Ein Hotspot ist für das Čerenkovprofil nicht so deutlich erkennbar wie für den Szintillatorstrom. Wie bereits in Abschnitt 9.2 beschrieben, ist der Čerenkovstrom, der für den Szintillatorkanal SK 3 gemessen wird, größer, da er näher an der Applikatoroberfläche positioniert ist. Aus den Čerenkov-Tiefendosiskurven und der Parametrisierung (Gleichung 8.14) entlang der Zentralachse folgt für das Verhältnis der Čerenkovströme für das Messsystem 3 und 2 ein Wert von $1,22 \pm 0,01$. Bei den Messungen hat sich hierfür $1,25 \pm 0,07$ ergeben (Abbildung 9.15). Diese Werte sind im Rahmen ihrer Unsicherheiten in Übereinstimmung. Auch hier zeigt sich eine Abhängigkeit des Verhältnisses vom Winkel Θ .

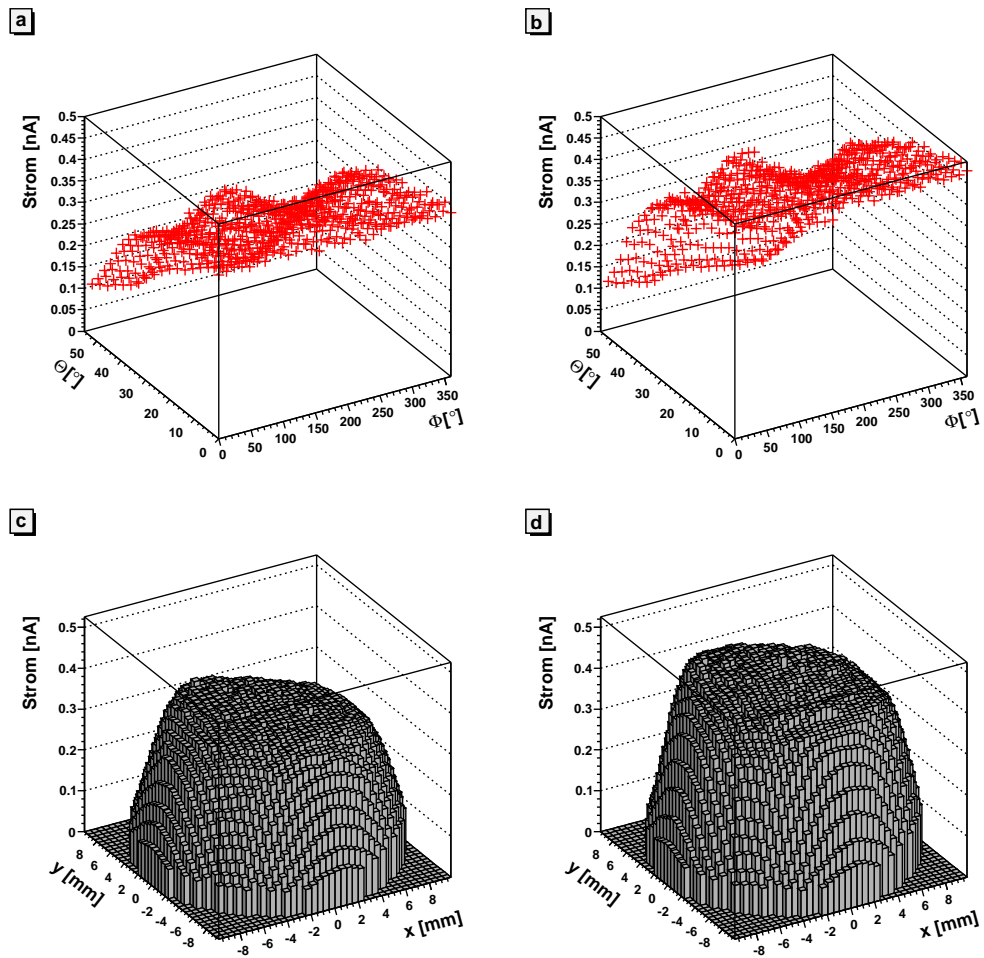


Abbildung 9.14: Čerenkovstromprofil eines CCB Applikators, der Čerenkovstrom ist mit CK 4 für das System a) mit SK 2 gemessen und gegen Θ und Φ , b) mit SK3 gemessen und gegen Θ und Φ , c) mit SK 2 gemessen und gegen x und y sowie d) mit SK3 gemessen und gegen x und y aufgetragen

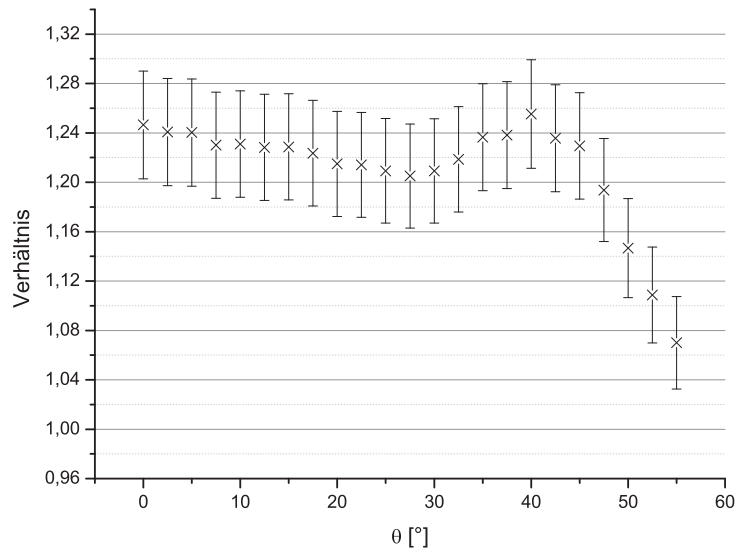


Abbildung 9.15: Verhältnis der Čerenkovströme im Messsystem 3 und 2, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt

9.3.4 Signalstromprofil

Der Signalstrom ergibt sich durch die Korrektur des Szintillatorstroms um den Čerenkovstrom (Gleichung 8.13), wobei beide Signale bereits um den Dunkelstrom korrigiert sind. Abbildung 9.16 zeigt die berechneten Signalstromprofile für die Messsysteme 2 und 3 gegen die Winkel Θ und Φ bzw. gegen x und y . Für das Messsystem 2 ergibt sich eine maximale Unsicherheit auf die Signalströme von 2,9% und für das Messsystem 3 von 3,4% (Vergleiche Tabellen 9.2 und 9.3). Die erhöhte Unsicherheit des Čerenkovstroms im Messsystem 3 von 5,3% statt 3,3% im Messsystem 2 resultiert in einer Erhöhung der Unsicherheit des Signalstroms von 0,5%. Betrachtet man hier die Signalstromerhöhung im Hotspot, ergibt sich für das Messsystem 2 eine Erhöhung von $(11,0 \pm 0,4)\%$ relativ zum Wert in der Applikatormitte. Im Vergleich zum Szintillatorstrom hat sich durch die Čerenkovkorrektur eine weitere Erhöhung von 1% ergeben. Für das Messsystem 3 kommt es allerdings zu einer deutlichen Erhöhung von $(17,6 \pm 0,8)\%$ statt $(13,5 \pm 0,5)\%$ ohne Čerenkovkorrektur. Dieser deutliche Unterschied in der Dosiserhöhung durch die Čerenkovkorrektur liegt an den unterschiedlichen Čerenkovanteilen am vom Szintillationskanal gemessenen Strom für die beiden Messsysteme, siehe Abbildungen 9.17 und 9.18. Wie bereits bei den Tiefendosiskurven ersichtlich wurde, ist der Čerenkovanteil für das Messsystem 3 deutlich höher (2,5 fach). Auch hier zeigt sich, dass der Čerenkovanteil am Szintillatorstrom nicht konstant ist. Das Minimum des Čerenkovanteils liegt bei circa 42° , danach kommt es zu einem steilen Anstieg. Für beide Messsysteme verdoppelt sich dieser. Die Ursachen liegen zum einem in der Geometrie der Quelle und zum anderen in der mit steigendem Winkel Θ zunehmenden Variation des Abstandes.

Entsprechend zu den Abbildungen 9.13 und 9.15 wurden auch die Signalströme der beiden Messsysteme ins Verhältnis gesetzt (siehe Abbildung 9.19). Das Verhältnis der Signalströme entspricht im Wesentlichen dem der Szintillatorströme. Durch

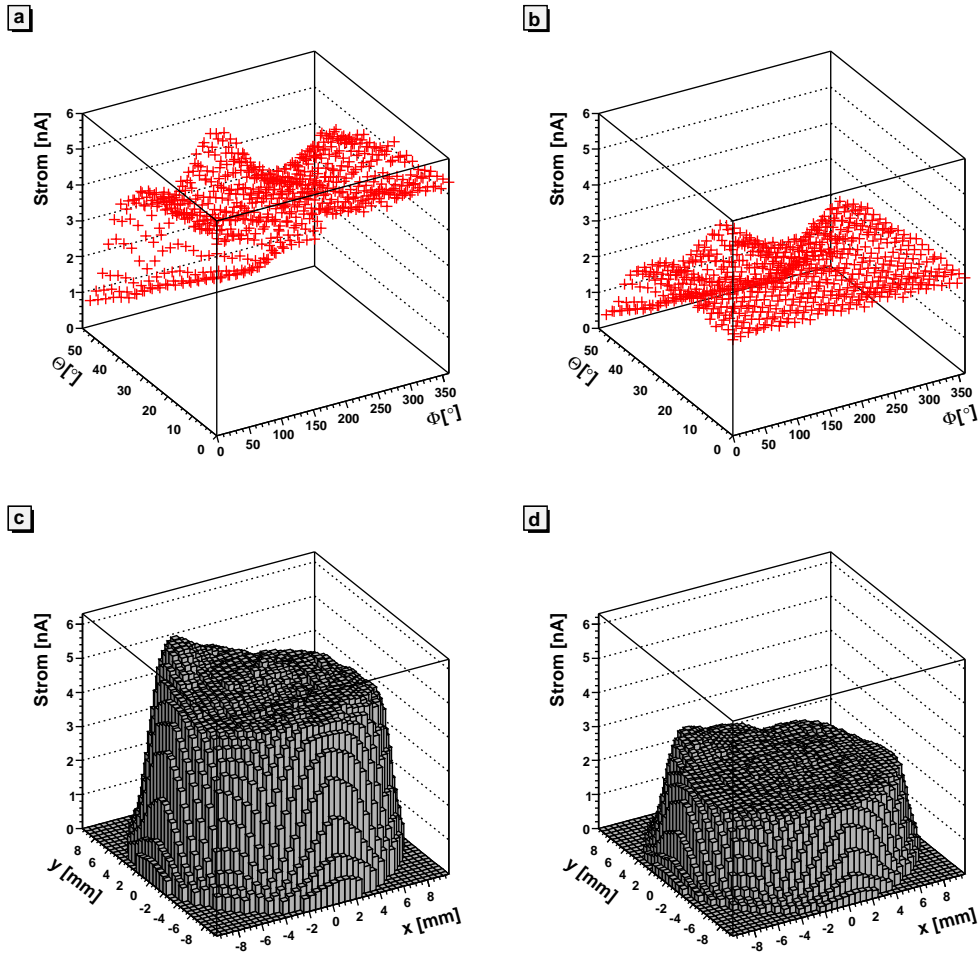


Abbildung 9.16: Signalstromprofil eines CCB Applikators für das Messsystem a) 2 gegen Θ und Φ b) 3 gegen Θ und Φ c) 2 gegen x und y d) 3 gegen x und y aufgetragen

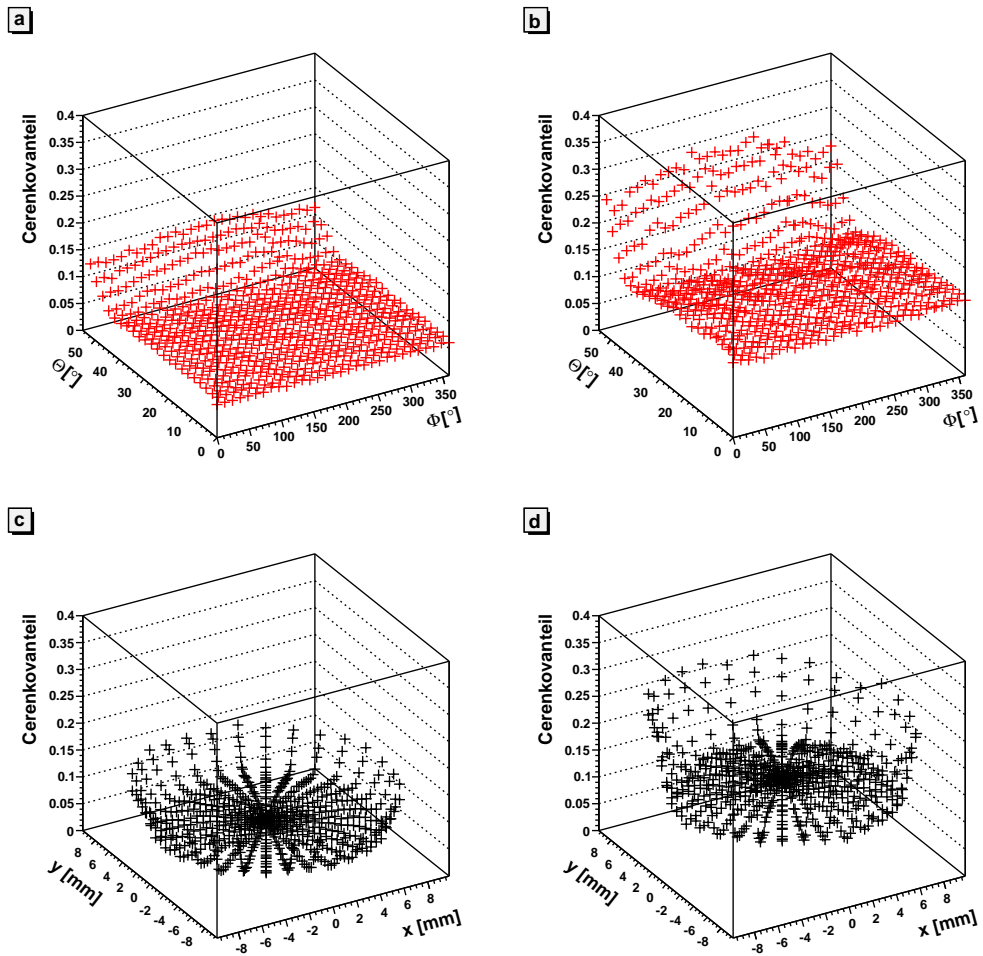


Abbildung 9.17: Čerenkovanteil am Szintillatorstrom eines CCB Applikators im Messsystem a) 2 gegen Θ und Φ b) 3 gegen Θ und Φ c) 2 gegen x und y d) 3 gegen x und y aufgetragen

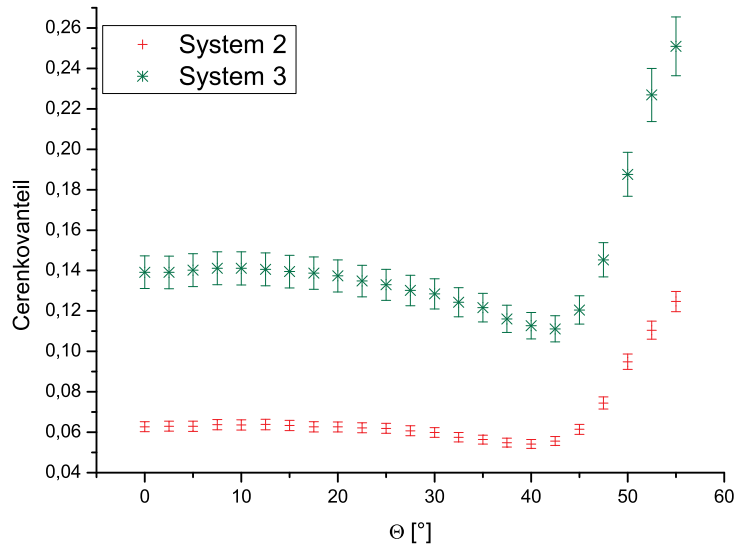


Abbildung 9.18: Čerenkovanteil am Signalstrom für das Messsystem 2 bzw. 3, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt.

die beim Messsystem 3 deutlich größere Čerenkovkorrektur ist es aber z.B. für $\Theta = 0^\circ$ von $(55 \pm 2)\%$ auf $(51 \pm 2)\%$ abgesunken. Desweiteren unterscheiden sich die Messsysteme durch die Höhe ihrer Szintillatoren, also deren Volumina (SK 2: $3,14 \text{ mm}^3$ und SK 3: $1,48 \text{ mm}^3$). Das Volumen von SK 3 beträgt 47% von dem von SK 2. Zu erwarten ist also ein ähnliches Stromverhältnis. Zusätzlich müssen die unterschiedlichen effektiven Messabstände (SK 2: $a_{eff} = a_m + 0,66 \text{ mm}$ und SK 3: $a_{eff} = a_m + 0,33 \text{ mm}$) beachtet werden. Der effektive Messabstand von SK 3 liegt 0,3 mm näher an der Applikatoroberfläche. Aus den gemessenen und simulierten Tiefendosiskurven entlang der Zentralachse ergibt sich dadurch gegenüber dem SK 2 eine Dosiserhöhung von 7%. Das Verhältnis zwischen den Signalströmen liegt bis zu einem Winkel Θ von 30° bei $(51 \pm 2)\%$, was den oben beschriebenen Erwartungen (50%) gut entspricht. Danach steigt es bis zu einem Θ von 45° und fällt dann steil ab. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass es für diese Betrachtungen nicht ausreichend ist, nur die Tiefendosiskurve entlang der Zentralachse zu betrachten. Auf diesen Aspekt wird in Kapitel 10 noch genauer eingegangen.

9.3.5 Bestimmung des Oberflächendosisleistungsprofils

Die Dosisleistung setzt sich aus dem Signalstrom und dem absoluten Kalibrierungsfaktor des jeweiligen Messsystems zusammen (Gleichung 8.25). In Abbildung 9.20 ist das Oberflächendosisleistungsprofil für die beiden verwendeten Systeme in Abhängigkeit von Θ und Φ bzw. x und y dargestellt.

In Tabelle 9.2 sind die Unsicherheiten, die in die Bestimmung der Dosisleistungen eingehen, zusammengefasst und in Tabelle 9.3 sind diese beispielhaft für drei Winkel Θ für die Signalströme und die Dosisleistung kombiniert. Für eine bessere Verständlichkeit sind in diesem Fall sowohl die absoluten als auch die relativen Unsicherheiten angegeben.

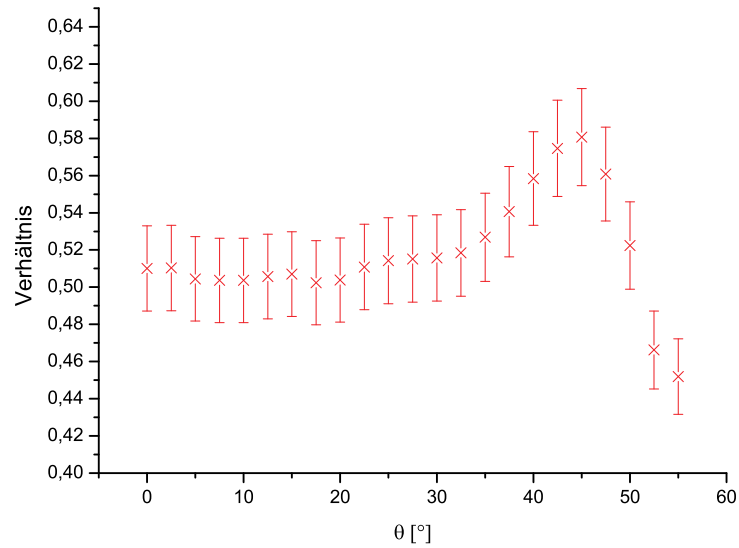


Abbildung 9.19: Verhältnis der Signalströme im Messsystem 3 und 2, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt

	relative Unsicherheiten (1σ) %			
	statistisch	systematisch		kombiniert
		Positionierung	Schwankung	
I_{SK2}	2	1,2	0,8	2,5
I_{CK4}	2	2,4	0,8	3,3
I_{SK3}	2	1,2	0,8	2,5
I_{CK4}	2	4,9	0,8	5,3
$K_{SK,CK}^u$	siehe Kapitel 8.7			0,7
K^{rel}	siehe Kapitel 8.2			0,7
K^{abs}	siehe Kapitel 8.3			3,9

Tabelle 9.2: Zusammenstellung der relativen Unsicherheiten, die zur Bestimmung der relativen Unsicherheit der Dosisleistung nötig sind

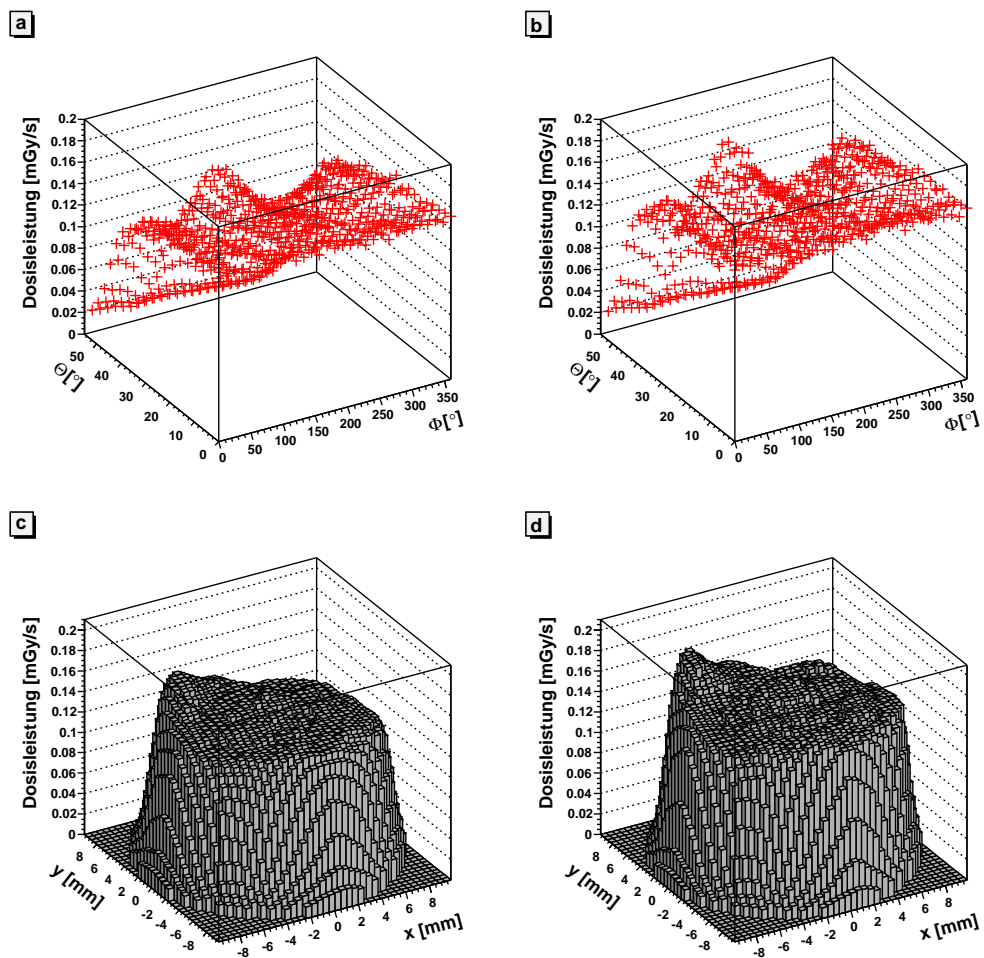


Abbildung 9.20: Oberflächendosisleistungsprofil eines CCB Applikators, die Dosisleistung ist mit dem a) Messsystem 2 ermittelt worden und gegen Θ und Φ , b) Messsystem 3 ermittelt worden und gegen Θ und Φ , c) Messsystem 2 ermittelt worden und gegen x und y sowie d) Messsystem 3 ermittelt worden und gegen x und y aufgetragen

	$\Theta = 0^\circ$	$\Theta = 25^\circ$	$\Theta = 50^\circ$
I_{SK2} [nA]	$6,03 \pm 0,16$	$5,59 \pm 0,14$	$1,48 \pm 0,04$
I_{CK4} [nA]	$0,39 \pm 0,01$	$0,35 \pm 0,01$	$0,14 \pm 0,005$
$I_{2,4}^{sig}$ [nA]	$5,65 \pm 0,16$	$5,25 \pm 0,15$	$1,34 \pm 0,04$
rel. Unsicherheit [%]	2,8	2,8	2,9
$\bar{D}_{W,2,4}$ [mGy/s]	$0,151 \pm 0,007$	$0,140 \pm 0,007$	$0,036 \pm 0,002$
rel. Unsicherheit [%]	4,8	4,8	4,8
I_{SK3} [nA]	$3,14 \pm 0,08$	$2,92 \pm 0,07$	$0,81 \pm 0,02$
I_{CK4} [nA]	$0,48 \pm 0,03$	$0,43 \pm 0,02$	$0,16 \pm 0,01$
$I_{3,4}^{sig}$ [nA]	$2,7 \pm 0,08$	$2,53 \pm 0,08$	$0,66 \pm 0,02$
rel. Unsicherheit [%]	3,1	3,1	3,4
$\bar{D}_{W,3,4}$ [mGy/s]	$0,161 \pm 0,008$	$0,150 \pm 0,008$	$0,040 \pm 0,002$
rel. Unsicherheit [%]	5,0	5,0	5,2

Tabelle 9.3: *Beispielhafte Bestimmung der kombinierten relativen Unsicherheiten für den Signalstrom I^{sig} und die Dosisleistung \bar{D}_W für die Messsysteme 2 und 3 für die Winkel $\Theta = 0^\circ$, 25° und 50°*

Mit zunehmendem Winkel Θ kommt es sowohl für den Signalstrom wie auch für die Dosisleistung zu einer Zunahme der kombinierten relativen Unsicherheiten, was durch eine Abnahme der Eingangsströme bedingt ist. Die kombinierte relative Unsicherheit liegt bei beiden Systemen bei etwa 5%. Der Einfluss der ungenauen Positionierung des Čerenkovkanals spielt nur eine untergeordnete Rolle. In Abbildung 9.21 ist die Dosisleistung für beide Systeme gegen den Winkel Θ aufgetragen. Dazu wurde auch hier über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt.

Auf Grund der unterschiedlichen effektiven Messpunkte a_{eff} der beiden Messsysteme sollte die Dosisleistung des Messsystems 3 um 7% höher liegen als die des Messsystems 2 (Vergleich Abschnitt 9.3.2). In Abbildung 9.22 ist das Verhältnis aus den mit den Messsystem 3 und 2 gemessenen Dosisleistungen dargestellt. Dabei sind sowohl die Messwerte wie auch entsprechende Monte Carlo simulierte Daten (siehe Kapitel 7) gegeben. Wie erwartet liegt das Verhältnis zwischen den ermittelten Dosisleistungen bei 1,07 bis zu einem Θ von 33° . Die Monte Carlo simulierten Daten und die Messungen sind dabei in guter Übereinstimmung. Danach kommt es zu einem deutlichen Anstieg. Bei den Messungen ist das Maximum mit 1,22 bei $\Theta = 45^\circ$ erreicht. Bei den Monte Carlo simulierten Daten liegt das Maximum mit 1,15 bei $\Theta = 44^\circ$. Das bedeutet also, dass mit zunehmenden Θ bis zu einem Winkel von etwa 45° vom Messsystem 3 verhältnismäßig immer mehr Dosis gesehen wird. Daraus folgt, dass aus den Tiefendosiskurven entlang der Zentralachse hier nicht mehr der Unterschied, der aus den unterschiedlichen Messabständen resultiert, berechnet werden kann. Wie bereits oben beschrieben, ist die Steigung der Tiefendosiskurven abhängig vom Winkel Θ . Nach dem Maximum erfolgt ein deutlicher Abfall bis auf 97% (Messungen) bzw. 86% (MC). Die Unterschiede zwischen den Monte Carlo simulierten Daten und den Messungen liegen zum einen darin, dass die Monte Carlo Simulationen in einem konstanten Abstand durchgeführt worden sind, während es bei den Messungen zu einer Variation um bis zu 0,2 mm gekommen ist. Ein weiterer wichtiger Punkt sind die Dosiserhöhungen im Randbereich, die für eine Verbreiterung des Plateaus bei gleichbleibender Dosisleistung

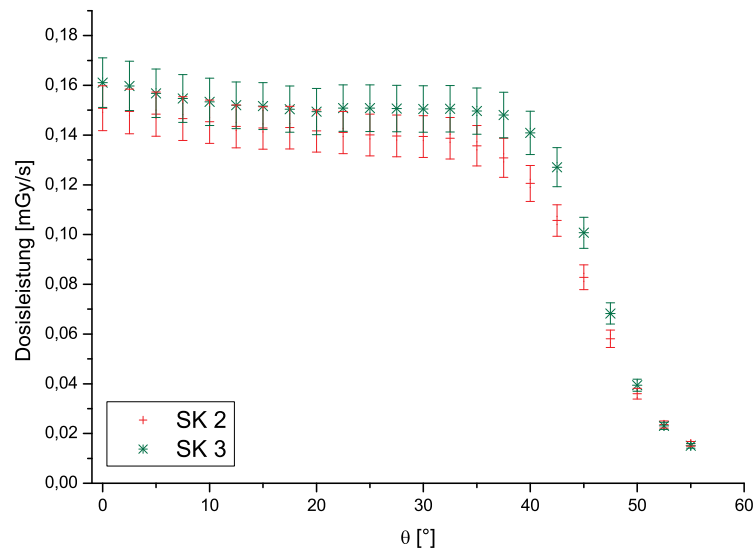


Abbildung 9.21: Dosisleistung gemessen mit den Messsystemen 2 und 3, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt

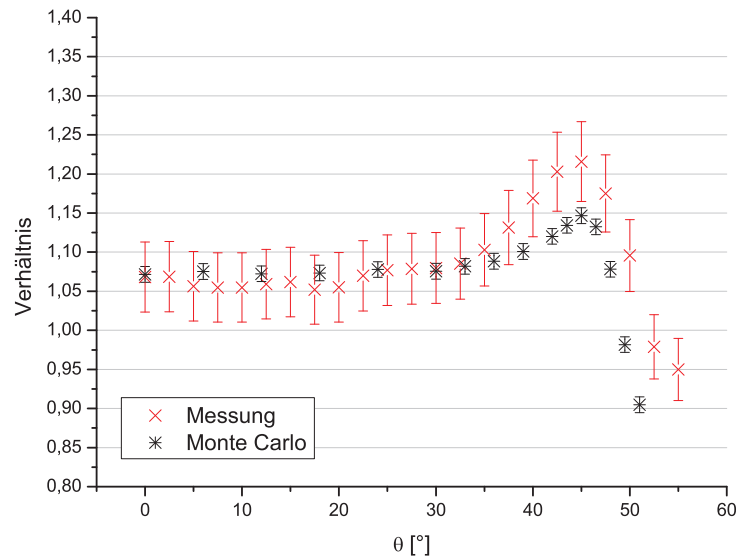


Abbildung 9.22: Verhältnis der gemessenen und Monte Carlo simulierten Dosisleistungen für die Messsysteme 2 und 3, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt

sorgt (siehe auch Kapitel 9.4 und 10.2).

Ein weiterer Grund könnte die radioaktive Belegung der Applikatoren sein. Diese reicht bis zu einem Θ von mindestens $47,8^\circ$ und maximal $48,5^\circ$. Für die oben dargestellten Monte Carlo Simulationen wurde eine radioaktive Belegung bis 48° gewählt. In Abbildung 9.23 ist der Einfluss der radioaktiven Belegung auf die Dosisleistung in Abhängigkeit von Θ dargestellt. Dazu wurden drei unterschiedliche Monte Carlo Simulationen durchgeführt, bei denen die radioaktive Belegung, um einen deutlichen Effekt zu sehen, bis zu einem Winkel Θ von 45° , 48° und 51° reicht. Außerdem wurden die Messdaten für die beiden gewählten Systeme dargestellt. Die Daten sind dabei auf den Wert bei $\Theta = 0^\circ$ normiert.

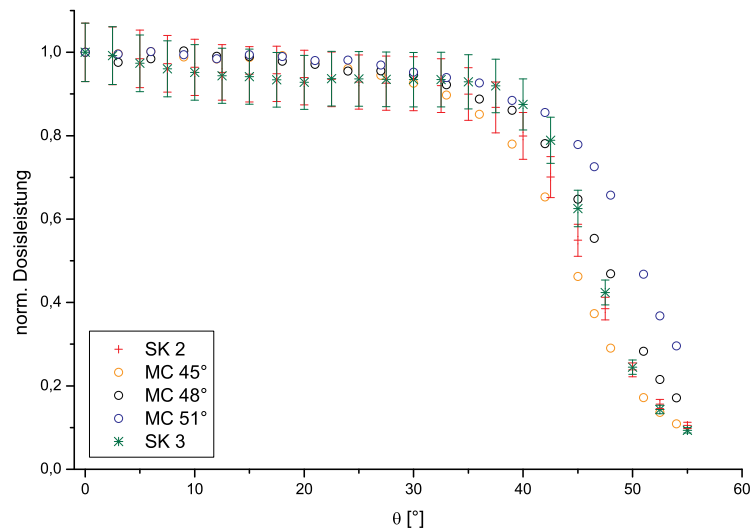


Abbildung 9.23: Einfluss der radioaktiven Belegung auf die Dosisleistung in Abhängigkeit von Θ ; Vergleich zwischen Monte Carlo Resultaten und Messungen, dabei wurde auf den jeweiligen Wert bei $\Theta = 0^\circ$ normiert

Der Verlauf der Messdaten passt am besten zu den Monte Carlo simulierten Verlauf mit einer radioaktiven Belegung zwischen 45° und 48° . Die radioaktive Belegung hat also nur einen untergeordneten Einfluss auf den Kurvenverlauf, da BEBIG einen deutlich kleineren Variationsbereich für die radioaktive Belegung angibt.

9.4 Vergleich zwischen den Applikatoren

Im Folgenden sind die Tiefendosiskurven, die Oberflächen- und Dosisleistungsprofile für die in Tabelle 4.1 und Abbildung 4.3 zusammengestellten Applikatoren dargestellt. Alle Applikatoren wurden nach dem zuvor beschriebenen Schema ausgewertet und die Dosisleistungen auf das Messdatum der BEBIG-Zertifikate angepasst. Vermessen wurden die Applikatoren mit dem Plastiksintillatordetektorsystem SK 3 CK 4. Die Unsicherheiten der Dosisleistungen können Tabelle 9.3 entnommen werden. Außer für den Applikator CIB 317 wurde mit einem Zentralabstand von 0,1 mm gemessen. Auf Grund seines Oberflächenprofils wurde beim CIB 317 ein Zentralabstand von 0,2 mm gewählt.

Bei den Tiefendosiskurven in den Abbildungen 9.24, 9.25 und 9.26 zeigen sich gute Übereinstimmungen zwischen den Messungen und den von BEBIG zur Verfügung gestellten Tiefendosiskurven.

Ein Wegfall der Čerenkovkorrektur würde in allen Fällen zu einer Erhöhung der Dosis führen. Die Erhöhung liegt im Schnitt bei 9% und fällt mit zunehmendem Abstand auf etwa 5%. Bei den Applikatoren CCX und CXS kommt es in Abhängigkeit vom Messabstand nur zu einer geringen Abnahme der Erhöhung der Dosis von etwa 1%.

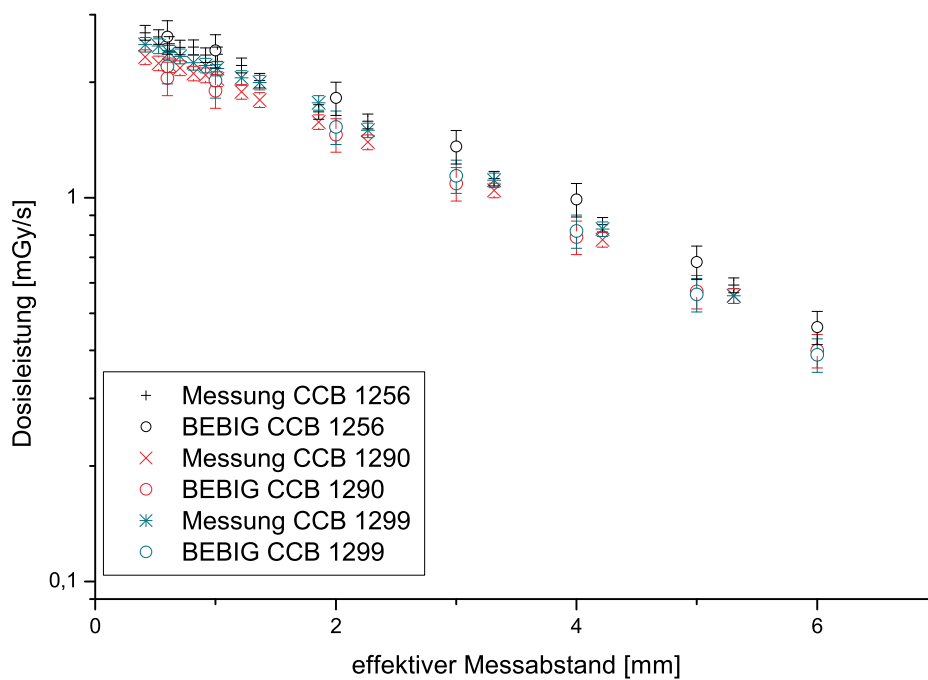


Abbildung 9.24: gemessene und von BEBIG bestimmte Tiefendosiskurven für die Applikatoren CCB 1256, CCB 1290 und CCB 1299

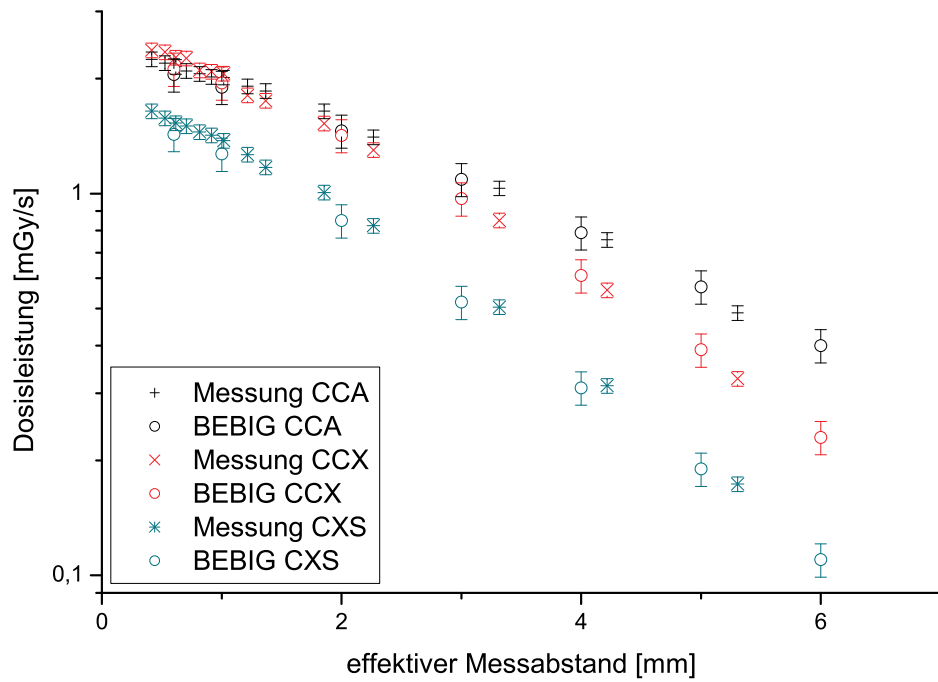


Abbildung 9.25: gemessene und von BEBIG bestimmte Tiefendosiskurven für die Applikatoren CCA 317, CCX 136 und CXS 32

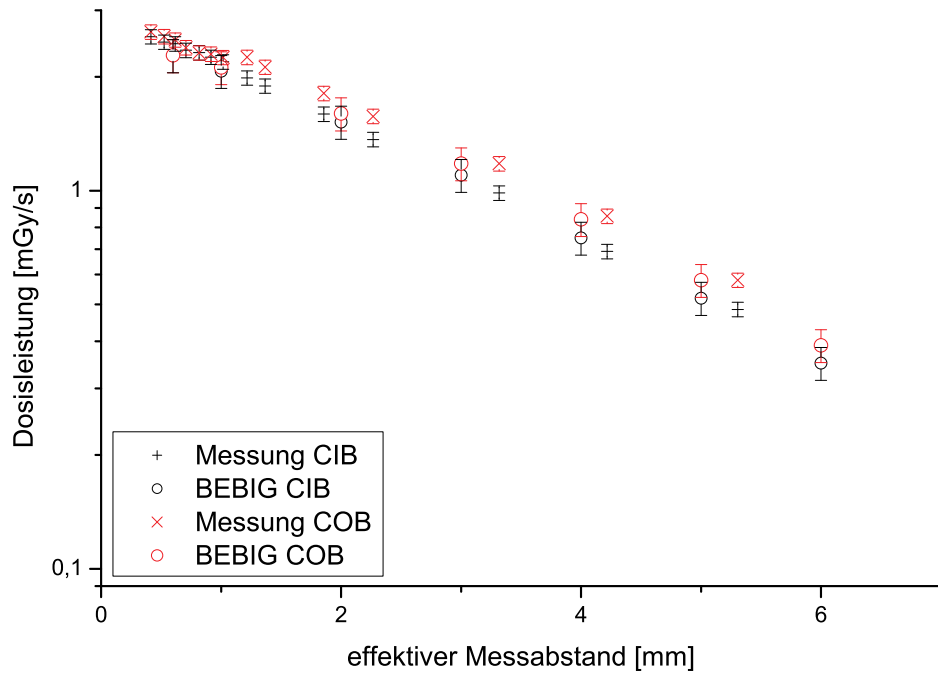


Abbildung 9.26: gemessene und von BEBIG bestimmte Tiefendosiskurven für die Applikatoren CIB 317 und COB 703

Die in Kapitel 6.3.2 beschriebenen Applikatorschalen und die Einklebevorrichtung sind speziell auf die Nutzung des CCB Applikators ausgerichtet. Für den Typ CCA gibt es gesonderte Schalen, die an den kleineren Außendurchmesser angepasst sind. Der Einbau des COB Applikators hat sich auf Grund der gleichen Positionierung der Ösen und des gleichen Außendurchmessers wie beim CCB als unproblematisch erwiesen. Die Oberflächenprofile der CCB und COB Applikatoren weisen daher auch nur geringe Abweichungen zu einem idealen Applikator auf. Diese liegen unter 0,2 mm, solange der Öffnungswinkel ($102,6^\circ$) der Applikatoren nicht überschritten wird (Abbildungen 9.27, 9.28, 9.29, 9.33). Danach kommt es zu deutlich größeren Abweichungen, da der Messtaster nicht mehr auf der Schalenoberfläche fährt. Beim COB und CIB Applikator kommt es zu zusätzlichen „Abweichungen“, die sich durch die Ausschnitte für den Sehnerv ergeben. Um den Verlauf entlang des Ausschnittes besser erfassen zu können, wurde die Schrittweite in Φ bei beiden Applikatoren von 12° auf 6° halbiert. Beim CIB Applikator konnte die Einklebevorrichtung auf Grund der Stellung der Ösen nicht verwendet werden. Eine Folge daraus ist die größere, aber immer noch sehr zufriedenstellende, Abweichung zwischen -0,2 mm und 0,1 mm, woraus sich der größere Zentralabstand von 0,2 mm ergibt (Abbildung 9.33). Bei beiden ist der Ausschnitt für den Sehnerv im Oberflächenprofil gut zu erkennen. Das Einkleben des CCA Applikators hat sich ebenso als unproblematisch erwiesen, da die Schalen dem Außendurchmesser angepasst sind. Auf Grund des kleineren Öffnungswinkels von $72,1^\circ$ wurde ein maximales Θ von $37,5^\circ$ gewählt. Die Abweichungen im Oberflächenprofil liegen unter 0,2 mm (Abbildung 9.30). Der CCX und CXS mit einem Außendurchmesser von 11,5 mm wurden in die Schalen des CCA Applikators (15,5 mm) verklebt. Die Handhabung ist auf Grund der Größe der Applikatoren deutlich erschwert. Die mittige Positionierung innerhalb der Schalen beruht auf Augenmaß, da die Klebevorrichtung nicht genutzt werden kann. Der Öffnungswinkel liegt hier bei $26,9^\circ$, so dass ein maximales Θ von $28,5^\circ$ gewählt und die Schrittweite in Θ auf $1,5^\circ$ herabgesetzt wurde. Für den Applikator CCX wird aus dem Oberflächenprofil (Abbildung 9.31) ersichtlich, dass das Verkleben im Zentrum der Schale erfolgt ist. Beim CXS (Abbildung 9.32) dagegen ist es aus dem Zentrum verschoben. In beiden Fällen kommt es in Anbetracht der Abmessungen der Applikatoren zu relativ hohen Abweichungen bis zu 0,2 mm. Man kann aber zusammenfassend sagen, dass der Einbau der gewählten Applikatorarten in die Apparatur möglich ist und dass die Oberflächenprofile durchweg geringe Abweichungen zu einem idealen Applikator zeigen.

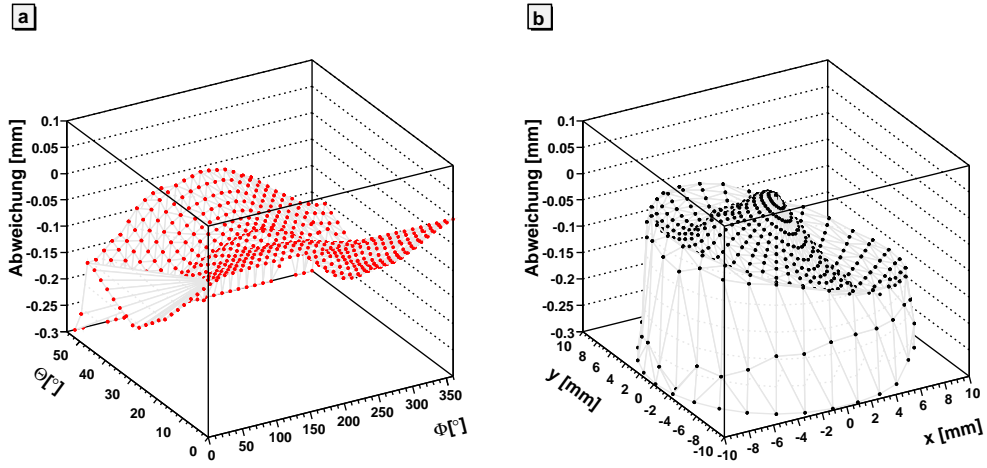


Abbildung 9.27: Oberflächenprofil des Applikators CCB 1256 a) gegen Φ und Θ b) gegen x und y

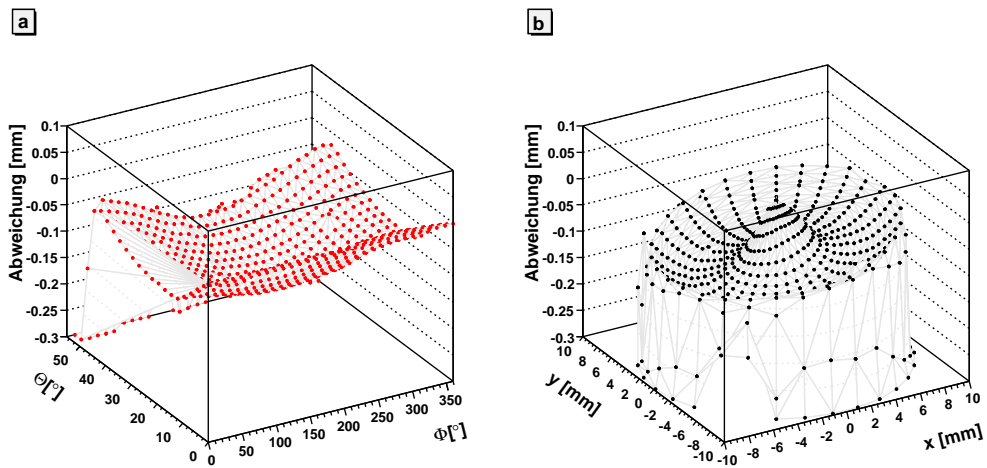


Abbildung 9.28: Oberflächenprofil des Applikators CCB 1290 a) gegen Φ und Θ b) gegen x und y

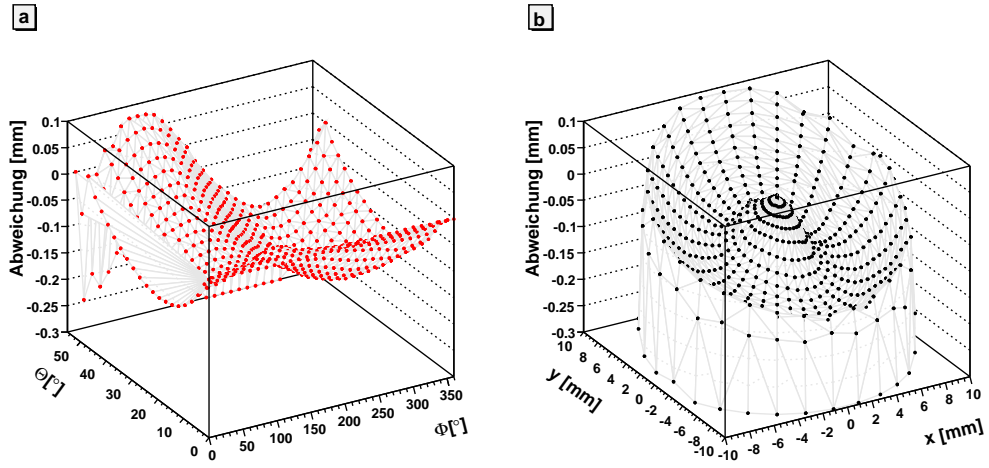


Abbildung 9.29: Oberflächenprofil des Applikators CCB 1299 a) gegen Φ und Θ b) gegen x und y

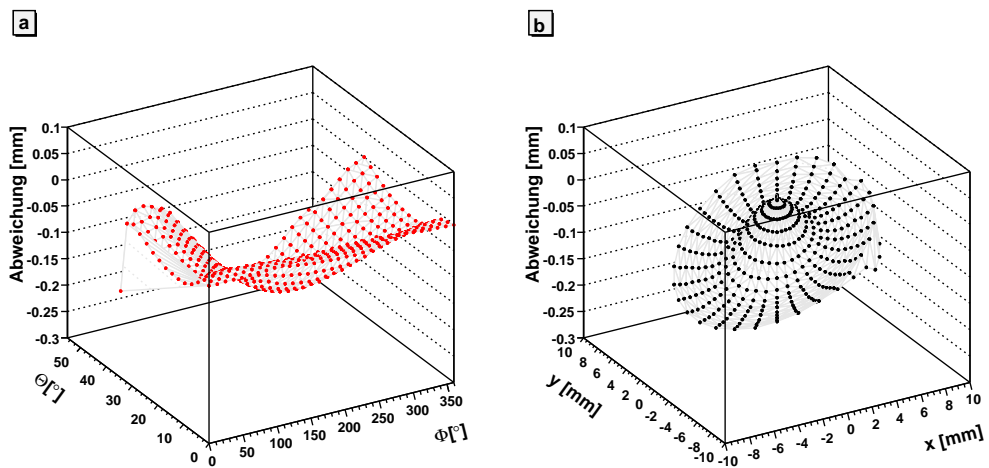


Abbildung 9.30: Oberflächenprofil des Applikators CCA 968 a) gegen Φ und Θ b) gegen x und y

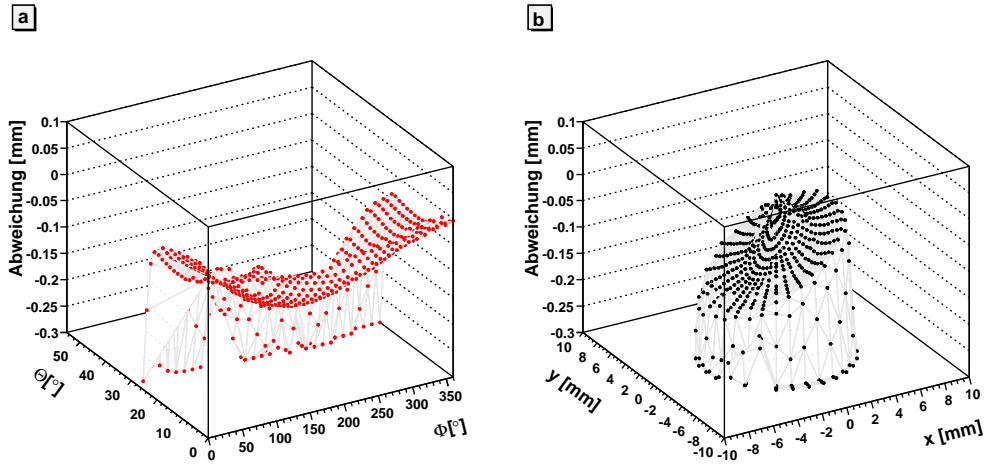


Abbildung 9.31: Oberflächenprofil des Applikators CCX 136 a) gegen Φ und Θ b) gegen x und y

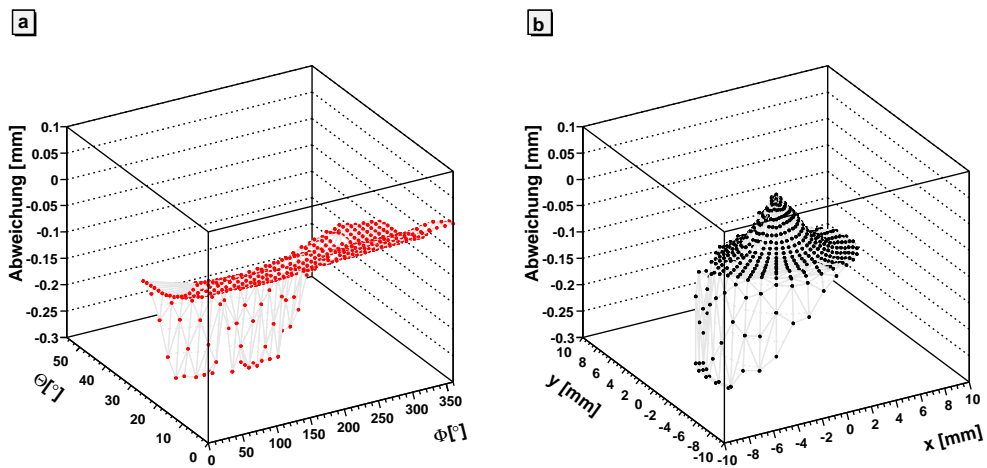


Abbildung 9.32: Oberflächenprofil des Applikators CXS 32 a) gegen Φ und Θ b) gegen x und y

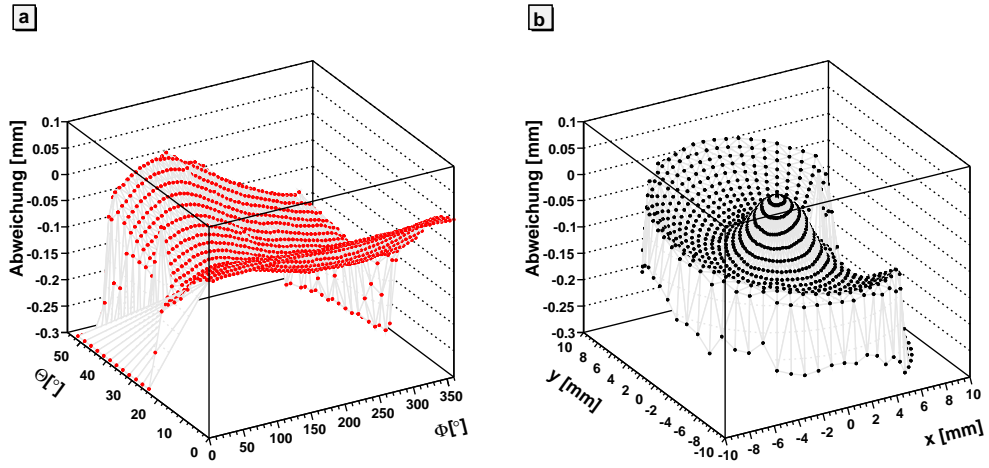


Abbildung 9.33: Oberflächenprofil des Applikators COB 703 a) gegen Φ und Θ b) gegen x und y

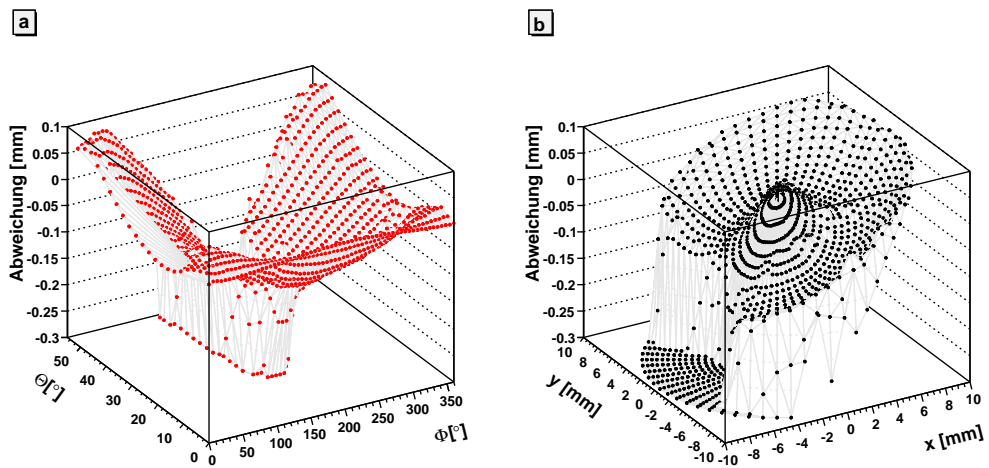


Abbildung 9.34: Oberflächenprofil des Applikators CIB 317 a) gegen Φ und Θ b) gegen x und y

Für alle verwendeten Applikatorarten konnte das Oberflächendosisprofil bestimmt werden. In den dazugehörigen Abbildungen ist dieses auf zwei unterschiedliche Arten für jeden Applikator dargestellt. Die erste zeigt die Dosisleistungsprofil gegen x und y . Die zweite zeigt sie normiert auf die Dosisleistung im Zentrum als Kontur, projiziert in die x - y -Ebene. Dabei ist zu beachten, dass es durch die Variationen im Abstand von bis zu 0,2 mm zu Dosisveränderungen von bis zu 5% kommen kann. Anhand der Oberflächenprofile ist aber gleichzeitig zu erkennen, dass keine sprunghaften Abstandsveränderungen auftreten, so dass eng begrenzte Dosiserhöhungen (-absenkungen) nicht darauf zurückführbar sein können. In Abbildung 9.35 ist zunächst das durch Monte Carlo Simulationen bestimmte normierte Dosisprofil eines idealen CCB Applikators dargestellt. Die Simulation erfolgte in einem Abstand von 0,1 mm und mit einer Szintillatorhöhe von 0,5 mm.

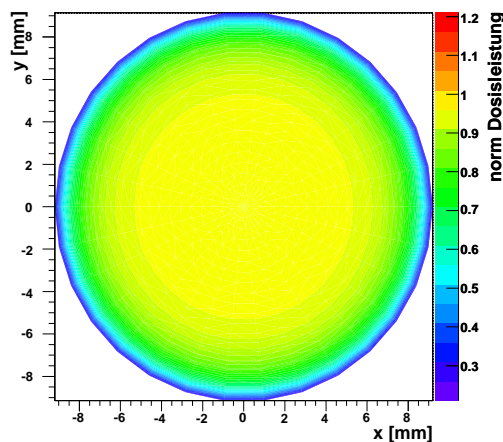


Abbildung 9.35: durch Monte Carlo Simulationen bestimmtes normiertes Dosisprofil eines CCB Applikators; die Simulation erfolgte in einem Abstand von 0,1 mm und mit einer Szintillatorhöhe von 0,5 mm

Es zeigt sich, dass der CCB 1299 Applikator (Abbildung 9.38) die gleichmäßigste Oberflächendosisleistungsverteilung hat. Es sind keine klaren Hotspots zu erkennen. Beim CCB 1256 Applikator (Abbildung 9.36) ist ein klarer Hotspot mit einer Dosiserhöhung von 17,5% zu erkennen. Beim CCB 1290 (Abbildung 9.37) zeigt sich ein großer Bereich mit Dosiserhöhungen gegenüber dem Zentrum, die bis zu 15% reichen. Diese Hotspots sind auch im Mess-Protokoll von BEBIG zu den einzelnen Applikatoren verzeichnet, liegen aber auf Grund der Messposition in 1 mm Abstand im Wert deutlich unter den hier gemessenen (siehe auch B). Die deutlichste Dosiserhöhung zeigt sich bei dem COB 703 Applikator (Abbildung 9.42). Im Bereich des Ausschnittes für den Sehnerv liegt eine Dosiserhöhung von bis zu 29,8% gegenüber dem Zentrum vor. Dieser ist in den BEBIG Messprotokollen mit 13% gekennzeichnet. Die in Abbildung 9.30 deutlich werdende Verkipfung des Applikators resultiert für diesen in einem Ungleichgewicht der Dosis im Randbereich (vergleiche Abbildung 9.39). An dem Dosisprofil des CXS (Abbildung 9.41) ist der nicht zentrale Einbau des Applikator in die Apparatur deutlich zu erkennen. In Kapitel 11 wird noch näher auf die Bedeutung der Hotspots für die Therapieplanung eingegangen.

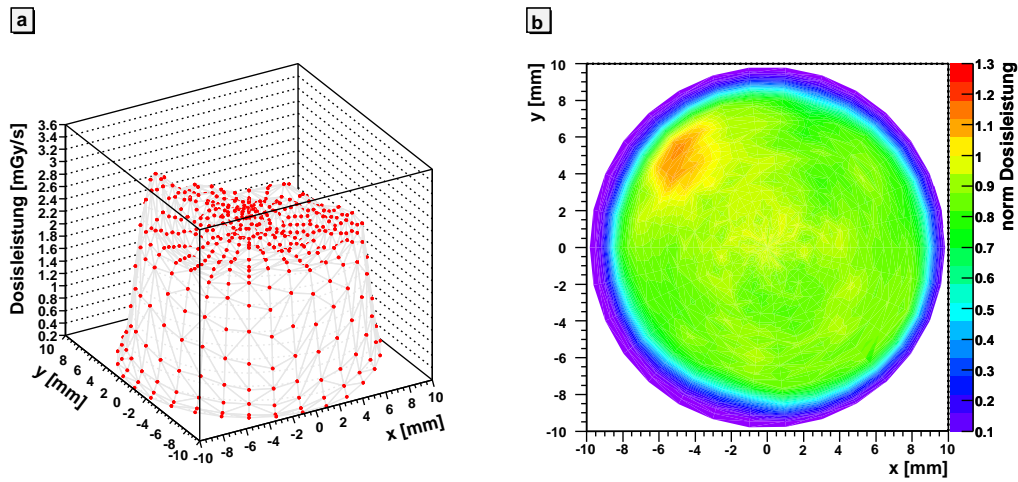


Abbildung 9.36: *Dosisleistungsprofil des Applikators CCB 1256 mit dem Plastiks-zintillatordetekorsystem SK 3 CK 4 in einem Zentralabstand von 0,1 mm gemessen a) gegen gegen x und y b) gegen x und y auf die Dosis im Zentrum normiert, maximale Dosiserhöhung 17,5%*

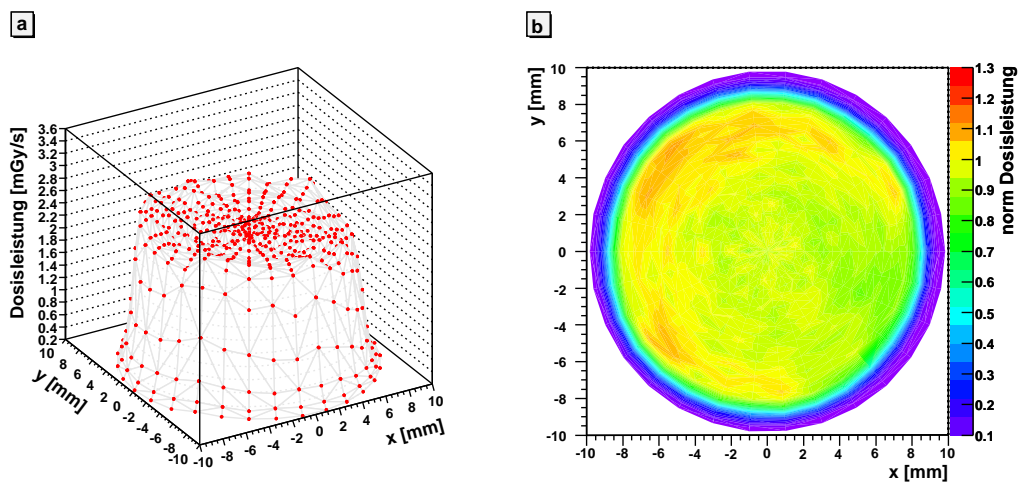


Abbildung 9.37: *Dosisleistungsprofil des Applikators CCB 1290 mit dem Plastiks-zintillatordetekorsystem SK 3 CK 4 in einem Zentralabstand von 0,1 mm gemessen a) gegen gegen x und y b) gegen x und y auf die Dosis im Zentrum normiert, maximale Dosiserhöhung 15%*

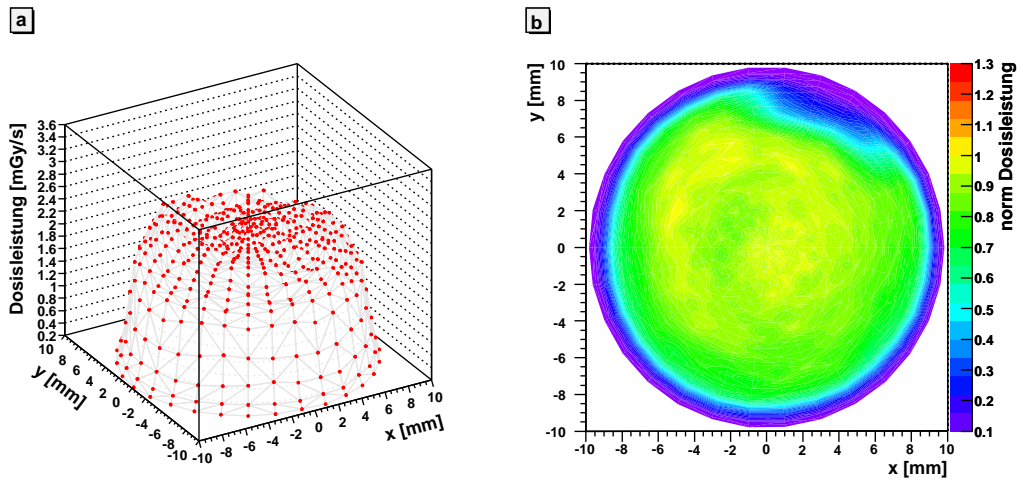


Abbildung 9.38: Dosisleistungsprofil des Applikators CCB 1299 mit dem Plastiksintillatordetektorsystem SK 3 CK 4 in einem Zentralabstand von 0,1 mm gemessen a) gegen gegen x und y b) gegen x und y auf die Dosis im Zentrum normiert, maximale Dosiserhöhung 4,5%

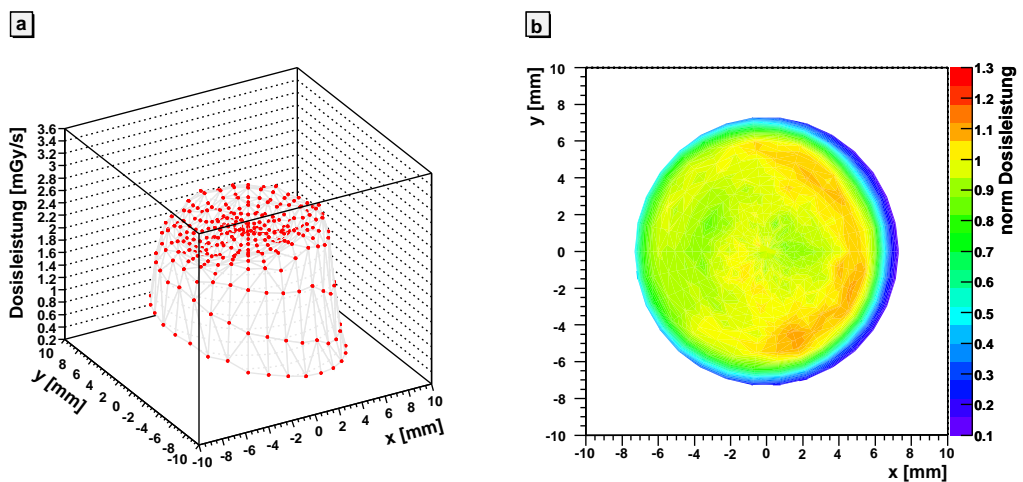


Abbildung 9.39: Dosisleistungsprofil des Applikators CCA 968 mit dem Plastiksintillatordetektorsystem SK 3 CK 4 in einem Zentralabstand von 0,1 mm gemessen a) gegen gegen x und y b) gegen x und y auf die Dosis im Zentrum normiert, maximale Dosiserhöhung 14,4%

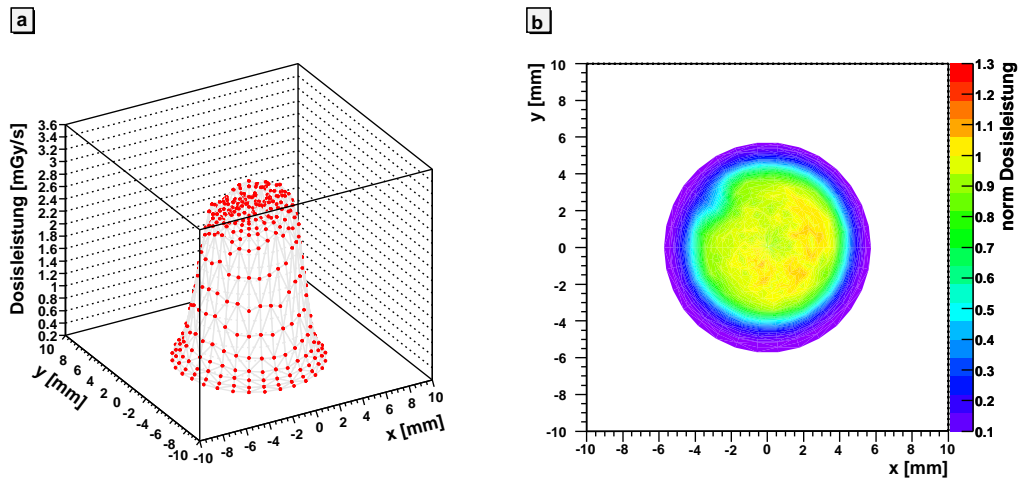


Abbildung 9.40: *Dosisleistungsprofil des Applikators CCX 136 mit dem Plastikszintillatordetektorsystem SK 3 CK 4 in einem Zentralabstand von 0,1 mm gemessen a) gegen gegen x und y b) gegen x und y auf die Dosis im Zentrum normiert, maximale Dosiserhöhung 12,3%*

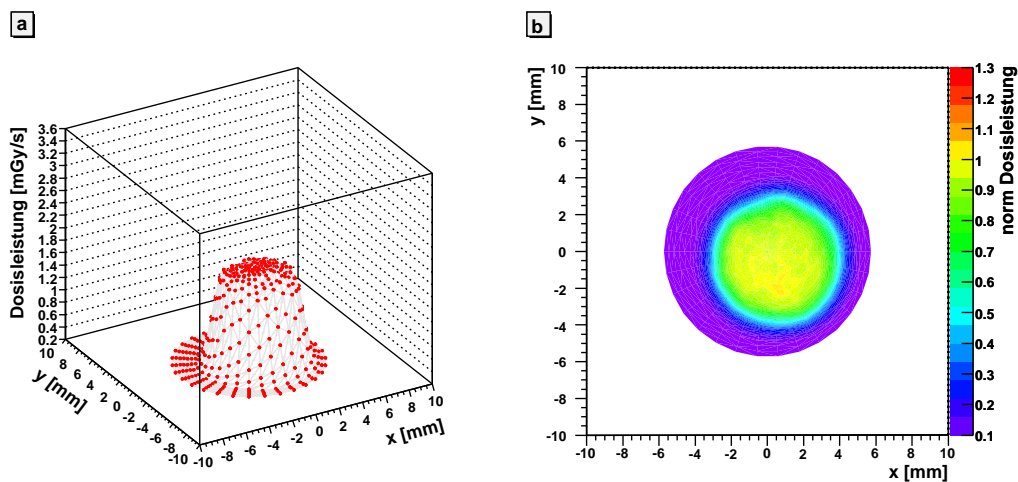


Abbildung 9.41: *Dosisleistungsprofil des Applikators CXS 32 mit dem Plastikszintillatordetektorsystem SK 3 CK 4 in einem Zentralabstand von 0,1 mm gemessen a) gegen gegen x und y b) gegen x und y auf die Dosis im Zentrum normiert, maximale Dosiserhöhung 7,1%*

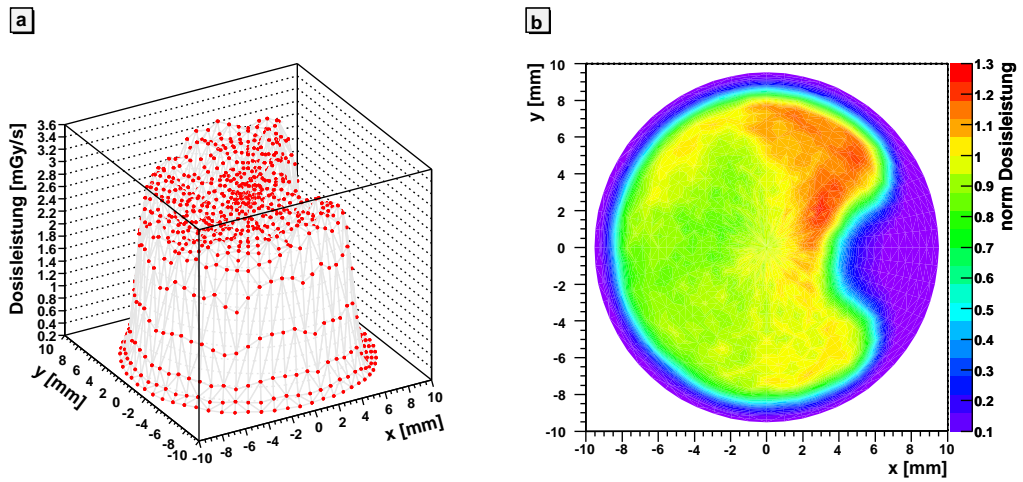


Abbildung 9.42: Dosisleistungsprofil des Applikators COB 703 mit dem Plastikszintillatordetektorsystem SK 3 CK 4 in einem Zentralabstand von 0,1 mm gemessen a) gegen gegen x und y b) gegen x und y auf die Dosis im Zentrum normiert, maximale Dosiserhöhung 29,8%

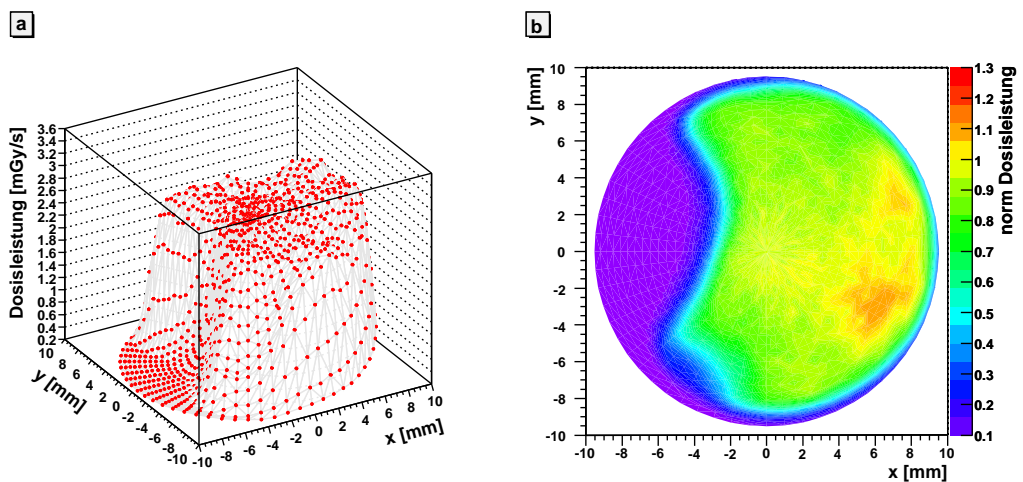


Abbildung 9.43: Dosisleistungsprofil des Applikators CIB 317 mit dem Plastikszintillatordetektorsystem SK 3 CK 4 in einem Zentralabstand von 0,2 mm gemessen a) gegen gegen x und y b) gegen x und y auf die Dosis im Zentrum normiert, maximale Dosiserhöhung 15,2%

Kapitel 10

Einflüsse auf das Oberflächendosisleistungsprofil

Wie sich in Kapitel 9.3 bestätigt hat, ist es mit der Apparatur nicht möglich das Oberflächendosisprofil in einem konstanten Abstand zu vermessen. Der effektive Messabstand variiert um bis zu 0,2 mm. Dies hat einen direkten Einfluss auf die Bestimmung des Dosisprofils. Daher soll in diesem Kapitel das Prinzip der Abstandskorrektur erläutert und der Einfluss auf die Ergebnisse der Messungen anhand der Applikatoren vom Typ CCB gezeigt werden. Desweiteren wird auf Monte Carlo Daten basierend der Einfluss von Hotspots auf das Dosisprofil der Applikatoren diskutiert.

10.1 Dosisprofil in Abhängigkeit vom Abstand

Um zunächst den Einfluss des Messabstandes auf das Dosisprofil zu verdeutlichen, wurde eine Messung mit dem Applikator CCB 1256 und dem Szintillationskanal SK 3 durchgeführt, bei dem der Zentralabstand nacheinander auf 0,1 mm, 0,5 mm, 0,8 mm und 1 mm gesetzt wurde, siehe Abbildung 10.1.

Deutlich ersichtlich wird, dass mit zunehmendem Messabstand die Ausprägung der Dosiserhöhung abnimmt. Bei einem Zentralabstand von 0,1 mm beträgt die Dosiserhöhung 17%. Bei einem Anstieg des Zentralabstandes auf 1 mm sinkt sie auf 5% ab. Um also das Dosisprofil möglichst genau auflösen zu können, sollte mit einem möglichst geringen Zentralabstand gemessen werden. Darauf wird noch einmal genauer im Abschnitt 10.3 eingegangen.

10.2 Abstandskorrektur

Die Messungen des Oberflächenprofils haben eine Variation des effektiven Messabstandes a_{eff} (Gleichung 9.1) von bis zu 0,2 mm gezeigt. Ziel ist es jedoch, die Oberflächendosisleistung in einem konstanten Abstand a_{const} zur Oberfläche anzugeben. Um dies zu erreichen, wird der sogenannte Abstandskorrektionsfaktor k_{kA} bestimmt. Dieser ist definiert als:

$$k_{kA} = \frac{\overline{\dot{D}_W}(a_{const})}{\overline{\dot{D}_W}(a_{eff})} \quad (10.1)$$

Die Dosisleistungen werden dabei über den exponentiellen Zusammenhang (Gleichung 10.2) bestimmt, der sich aus der Parametrisierung von gemessenen oder

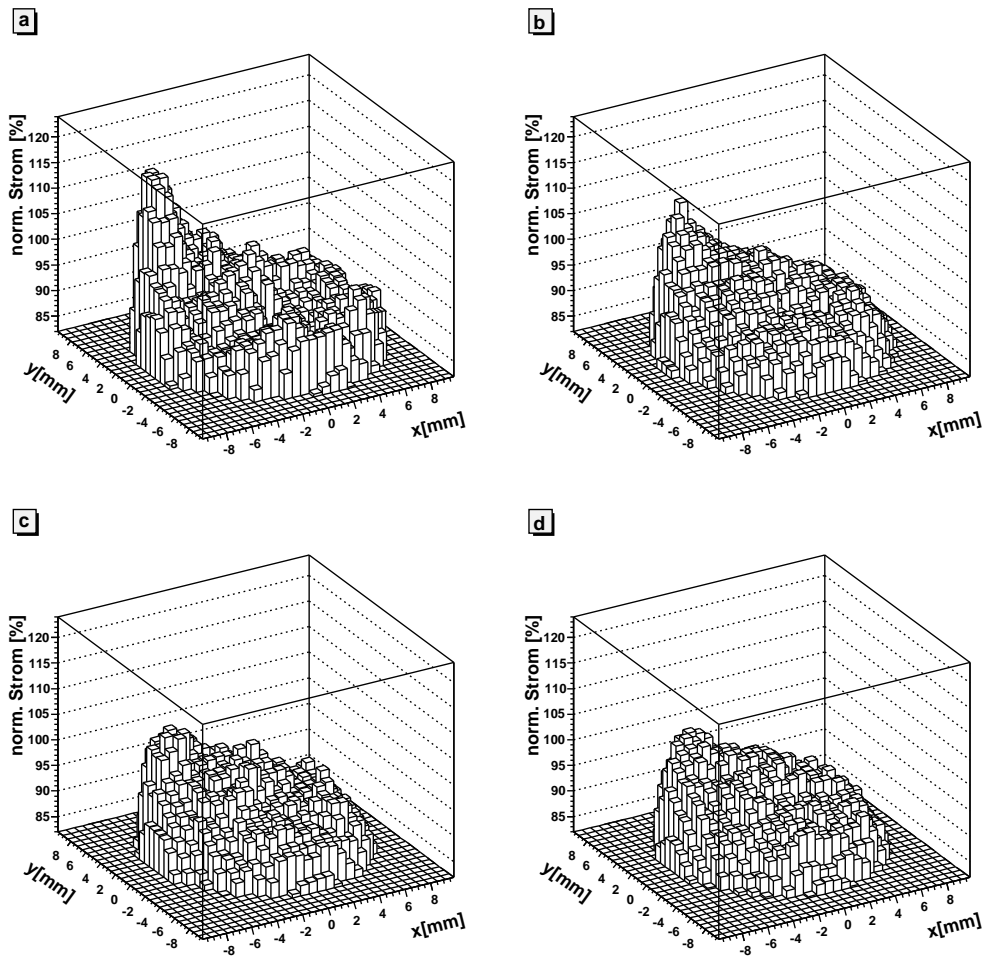


Abbildung 10.1: Oberflächenstromprofile des CCB1256 Applikators vermessen mit dem Szintillatorkanal SK 3 gegen x und y für die Zentralabstände a) 0,1 mm b) 0,5 mm c) 0,8 mm d) 1 mm

Monte Carlo simulierten Tiefendosiskurven ergibt.

$$\overline{D}_W(a) = A \cdot \exp(a \cdot B) \quad (10.2)$$

Dabei sind A und B die Fitparameter und a der Abstand. Dieser entspricht entweder dem gewünschten, konstanten Abstand a_{const} , für den die Dosisleistung bestimmt werden soll, oder dem gemessenen, variierenden effektiven Messabstand (Kapitel 9.3).

In den bisherigen Messungen (Kapitel 9) hat sich angedeutet, dass die Steigung B der Tiefendosiskurven vom Kippwinkel Θ abhängt. Um dies zu zeigen, wurde zusätzlich zu der Tiefendosiskurve des CCB1299 Applikators bei $\Theta = 0^\circ$ (Abbildung 9.24) eine weitere bei $\Theta = 45^\circ$ aufgenommen. Dieser Applikator wurde gewählt, da er die homogenste radioaktive Belegung der vermessenen CCB Applikatoren aufweist. Der relevante Bereich für den effektiven Messabstand liegt für die Abstandskorrektur zwischen 0,4 und 1,4 mm. In Abbildung 10.2 sind die gemessenen Ströme in Abhängigkeit vom effektiven Messabstand für den Szintillationskanal SK 3 und den Čerenkovkanal CK 4 für die Winkel Θ von 0° und 45° logarithmisch dargestellt.

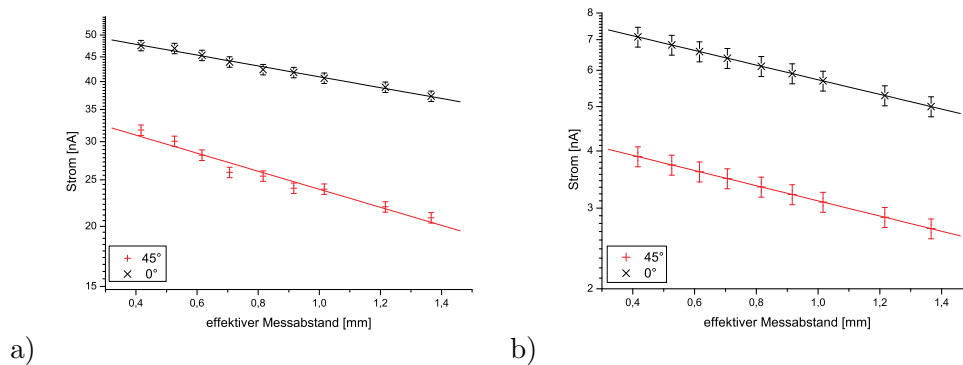


Abbildung 10.2: *Ströme in Abhängigkeit vom effektiven Messabstand gemessen mit dem a) Szintillationskanal SK 3 und b) Čerenkovkanal CK 4 für die Winkel Θ von 0° und 45°*

Der Čerenkovstrom zeigt nur eine geringe Änderung der Steigung bei Änderung des Winkels von $(-0,36840 \pm 0,00001) \text{ mm}^{-1}$ ($\Theta = 0^\circ$) auf $(-0,38136 \pm 0,00001) \text{ mm}^{-1}$ ($\Theta = 45^\circ$). Diese Vermutung wurde auch durch das in Abbildung 9.15 dargestellte Verhältnis der Čerenkovströme im Messsystem 3 und 2 nahe gelegt. Ebenso ist zu erwarten, dass die Steigung für den Szintillatorstrom deutlich größere Veränderungen zeigt (vergleiche Abbildung 9.13). Die Steigung ändert sich von $(-0,26 \pm 0,01) \text{ mm}^{-1}$ ($\Theta = 0^\circ$) auf $(-0,43 \pm 0,03) \text{ mm}^{-1}$ ($\Theta = 45^\circ$). Die sich aus diesen Kurven ergebende Dosisleistung ändert ihre Steigung von $(-0,24 \pm 0,01) \text{ mm}^{-1}$ auf $(-0,44 \pm 0,04) \text{ mm}^{-1}$.

Mittelt man nun die Szintillatorströme aus der in Abschnitt 10.1 beschriebenen Messung für die einzelnen Winkel Θ über die jeweiligen Winkel Φ und trägt diese gegen den effektiven Messabstand auf, kann aus diesen ebenfalls die Steigung bestimmt werden. In Abbildung 10.3 ist die resultierende Steigung in Abhängigkeit vom Winkel Θ dargestellt. Hierbei ist allerdings zu berücksichtigen, dass für jeden Winkel Θ nur in vier unterschiedlichen Messabständen gemessen wurde, woraus die relativ großen Unsicherheiten resultieren. Auffallend ist der zu Abbildung 9.13 ähnliche Verlauf. Die Steigung für den Szintillatorkanal unterliegt wie erwartet

einer deutlichen Variation. Die gleiche Messung wurde für den Čerenkovstrom mit dem Kanal CK 4 wiederholt. Insgesamt zeigt sich für den Čerenkovkanal nur eine geringe Variation in der Steigung in Abhängigkeit vom Winkel Θ (vergleiche auch Abbildung 9.15). Der in Kapitel 9.3.3 bestimmte Fehler auf den Čerenkovstrom auf Grund des nicht korrekt gewählten Abstandes kann also in guter Näherung für alle Winkel Θ gleich bestimmt werden.

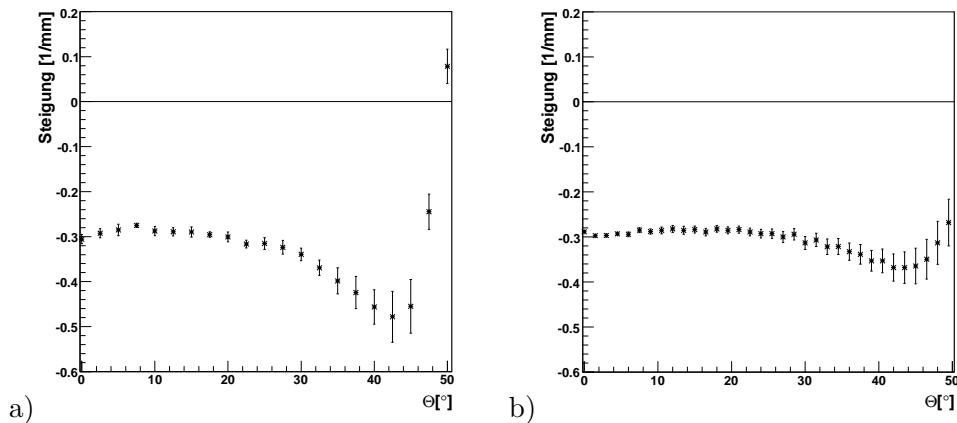


Abbildung 10.3: Steigung in Abhängigkeit vom Winkel Θ für den a) Szintillationskanal SK 3 und b) den Čerenkovkanal CK 4

Zur Bestimmung der Variation der Steigung der Dosisleistung in Abhängigkeit vom Winkel Θ wurden außerdem Monte Carlo Simulationen für jeweils zehn unterschiedliche effektive Messabstände zwischen 0,25 mm und 1 mm durchgeführt (siehe Abbildung 10.4a). Da die Abstandskorrektur auf diesen Monte Carlo Daten basieren soll, wird zunächst die Konsistenz dieser Daten zu den Messungen geprüft. Die Variation der Steigung ist vergleichbar mit der gemessenen des Szintillatorstroms (Abbildung 10.3a). Die Verschiebung in der Höhe der Steigung ist durch die nicht vorhandene Čerenkovkorrektur des Szintillatorstroms bedingt. Der Bereich

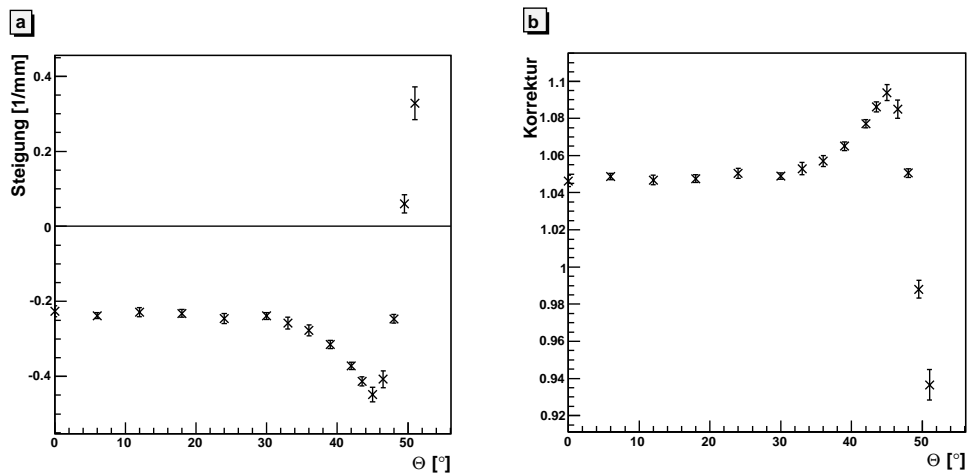


Abbildung 10.4: Abstandskorrektur auf der Basis von Monte Carlo Simulationen a) Steigung in Abhängigkeit vom Winkel Θ b) Abstandskorrektur um 0,2 mm gemäß Gleichung 10.1 in Abhängigkeit vom Winkel Θ

der Steigung liegt für die Monte Carlo Simulationen zwischen $(-0,45 \pm 0,02) \text{ mm}^{-1}$ und $(0,32 \pm 0,04) \text{ mm}^{-1}$. Für Θ größer als 45° kommt es mit zunehmendem Abstand zur Applikatoroberfläche zu einer Zunahme der Dosisleistung. Im Vergleich mit dem in Abbildung 9.22 dargestellten Verhältnis der gemessenen und Monte Carlo simulierten Dosisleistungen der Messsysteme 2 und 3 erkennt man, dass die Extrema jeweils bei einem Θ von 45° liegen. Vergleicht man weiterhin diese Resultate mit denen aus Abbildung 10.2 folgenden Dosisleistungen, so erkennt man sowohl für die Steigungen bei $\Theta = 0^\circ$ (Messung: $(-0,24 \pm 0,01) \text{ mm}^{-1}$, MC: $(-0,22 \pm 0,01) \text{ mm}^{-1}$) als auch für die bei $\Theta = 45^\circ$ (Messung: $(-0,44 \pm 0,04) \text{ mm}^{-1}$, MC: $(-0,45 \pm 0,02) \text{ mm}^{-1}$) im Rahmen der Ungenauigkeiten eine sehr gute Übereinstimmung.

Aus den aus Monte Carlo Simulationen bestimmten Steigungen lässt sich also gemäß Gleichung 10.1 der Abstandskorrektionsfaktor k_{kA} bestimmen. Für einen konstanten Abstand von $a_{\text{const}} = 0,2 \text{ mm} + z'_{A(z)}$ und eine maximale Abstandsvariation von $0,2 \text{ mm}$ ($a_{\text{eff}} = 0,4 \text{ mm} + z'_{A(z)}$) ergeben sich für k_{kA} Werte zwischen $0,936 \pm 0,008$ und $1,094 \pm 0,004$ (siehe Abbildung 10.4b).

Bisher wurde aufgrund einer maximal auftretenden Abstandsvariation von $0,2 \text{ mm}$ eine Unsicherheit auf die Dosisleistung von 5% angenommen. Diese wird durch das Ausmaß der nötigen Abstandskorrektur bis zu einem Winkel von $\Theta = 30^\circ$ bestätigt. Bei größeren Winkeln zeigt die Abstandskorrektur, dass für die Unsicherheit auf die Dosisleistung Werte von bis zu $9,4\%$ angenommen werden müssen. Die resultierende Unsicherheit aus dem nicht konstanten Messabstand muss also in Abhängigkeit des Winkel Θ angegeben werden, wenn keine Abstandskorrektur erfolgt ist. In Folge der Abstandskorrektur wird diese Unsicherheit durch die Unsicherheit des Abstandskorrektionsfaktor k_{kA} ersetzt. Da diese mit dem geringen zu korrigierenden Abstand skaliert, fallen selbst die relativ großen Unsicherheiten der Steigung für Θ größer 48° ($>5\%$) kaum ins Gewicht. Die Unsicherheit von k_{kA} liegt bei einem zu korrigierenden Abstand von $0,2 \text{ mm}$ unter 1% .

In Abbildung 9.22 wurde ersichtlich, dass von den verwendeten Messsystemen 2 und 3 auf Grund der unterschiedlichen effektiven Messabstände nicht dieselbe Dosisleistung erfasst wird. Durch Anwenden der Abstandskorrektur ist es möglich die Dosisleistung für beide Systeme im gleichen effektiven Messabstand (hier $0,45 \text{ mm}$) anzugeben. Die resultierenden Dosisleistungen für die beiden Systeme sind nun für alle Θ innerhalb ihrer Unsicherheiten gleich (Abbildung 10.5). Dabei muss man allerdings die großen Unsicherheit des Verhältnisses für $\Theta \geq 45^\circ$ beachten, die aus der großen Abstandskorrektur für Messsystem 2 resultieren.

Im Weiteren soll wieder nur noch auf das Detektorsystem 3 eingegangen werden. In den Abbildungen 10.6 und 10.7 ist die auf die Dosis im Zentrum des Applikators CCB1256 normierte Dosis gegen den Winkel Θ für die unterschiedlichen Winkel Φ aufgetragen. Dabei wird zwischen dem gemessenen, dem abstandskorrigierten und dem aus Monte Carlo Simulationen stammenden, idealen Verlauf unterschieden. Die Abstandskorrektur führt zu einer Annäherung an den idealen Kurvenverlauf bis $\Theta = 35^\circ$. Gleichzeitig kommt es zu einer Ausprägung des Hotspots (siehe Abbildung 10.6 $\Phi = 120 - 144^\circ$). Die auf das Zentrum des Applikators bezogene Dosiserhöhung steigt von $17,5\%$ auf $20,4\%$.

In Abbildung 10.8 ist die auf die Dosis im Zentrum normierte und für jeden Winkel Θ über Φ gemittelte Dosisleistung gegen Θ aufgetragen. Durch die Mittlung über Φ zeigt sich insgesamt eine zu dem idealen Verlauf ähnliche Kurve. Durch den Hotspot bei $\Theta = 40^\circ$ ist das Plateau der gemessenen Kurve aber ausgeprägter.

Um einen Eindruck des Dosisleistungsprofils eines idealen Applikators in einem

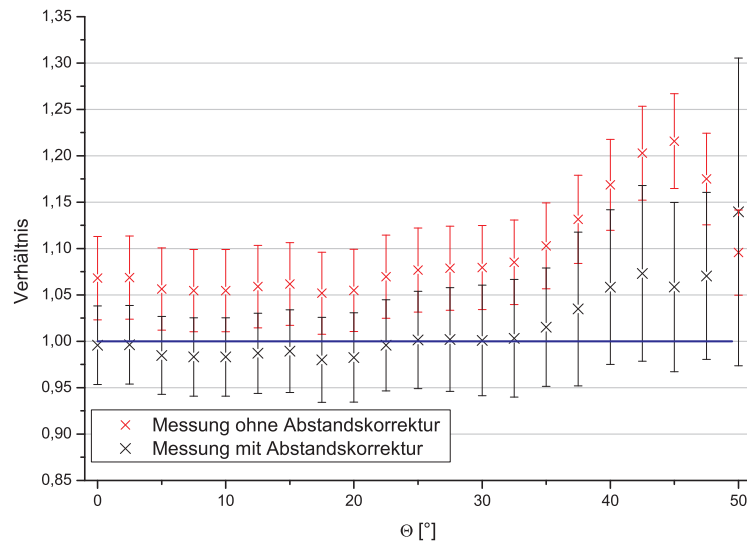


Abbildung 10.5: *Verhältnis der gemessenen und abstandskorrigierten Dosisleistungen für die Messsysteme 3 und 2, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazu gehörigen Winkel Φ gemittelt*

Messabstand von 0,2 mm zu bekommen, ist in Abbildung 9.35 das Resultat der Monte Carlo Simulationen gegen x und y dargestellt. Die Abbildungen 10.9a und b ermöglichen einen Vergleich zwischen den jeweils auf die Dosis im Zentrum normierten gemessenen und abstandskorrigierten Dosisleistungsprofilen. Dabei wurde die Abstandskorrektur für einen konstanten Messabstand von 0,2 mm bestimmt, um einen direkten Vergleich zu den Monte Carlo Simulationen zu ermöglichen. Die Abweichung des abstandskorrigierten vom idealen Profil ist in Abbildung 10.9c dargestellt. Diese macht eine direkte Aussage über die Homogenität der Strahlung, da auf diesem Weg Dosisleistungsabfälle, die aus der Geometrie der Applikatoren folgen, nicht mehr ins Gewicht fallen. Die Abweichungen hängen nur noch von der Aktivitätsverteilung und der Dicke des Strahlenaustrittsfensters ab. Beim Einbau des Applikators bzw. Detektors kann es dazu kommen, dass der Applikatormittelpunkt bezüglich Θ nicht optimal getroffen wird. Diese Verschiebung in Θ hätte ebenfalls einen direkten Einfluss auf die Abweichung. Die Messung des Oberflächenprofils (9.27) lässt aber nur auf vernachlässigbare Verschiebungen in Θ schließen. Die Abweichung des abstandskorrigierten vom idealen Dosisleistungsprofil liegt hier zwischen -0,57 und 0,45. Wie bereits ersichtlich wurde, ist die Abweichung zum idealen Verlauf für den zentralen Bereich des Applikators bis zu einem Θ von 35° nur gering. Danach kommt es allerdings zu deutlichen Abweichungen von bis zu 45%. Dies ist konsistent mit den vorherigen Messungen, da die Dosiserhöhung bei einem Φ zwischen 120° und 144° und $\Theta = 40^\circ$ bei 20,4% liegt und die Dosisleistung in diesem Bereich bereits auf etwa 80% gefallen sein sollte. Durch die Darstellung der Abweichung wird ein weiterer Bereich mit einer Dosiserhöhung deutlicher ($\Phi = 312^\circ - 360^\circ$, $\Theta > 40^\circ$, siehe auch Abbildung 10.7).

Für den Applikator CCB1290 (Abbildungen 10.10 und 10.12) zeigt sich ein großer Bereich an Dosiserhöhungen für Θ größer 30° , welcher fast den kompletten Applikator umschließt. Durch die Abstandskorrektur steigt hier die Dosiserhöhung

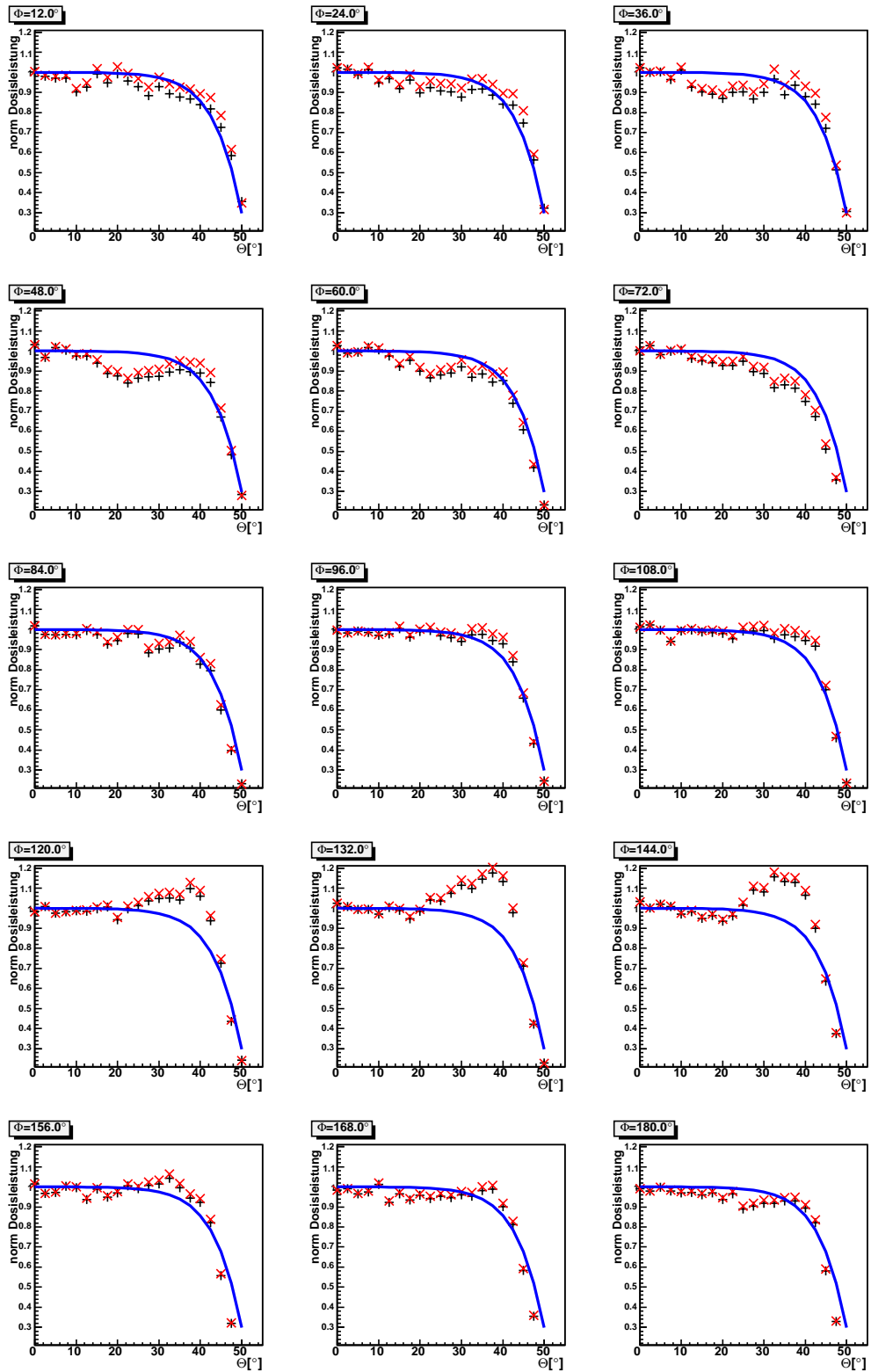


Abbildung 10.6: auf das Zentrum des Applikators CCB1256 normierte Dosisleistung gegen den Winkel Θ aufgetragen für die Winkel Φ von 12° bis 180° ; schwarze Kreuze: gemessene Dosisleistungen, rote Kreuze: abstandskorrigierte Dosisleistungen, blaue Kurven: Monte Carlo Daten des idealen Kurvenverlaufs

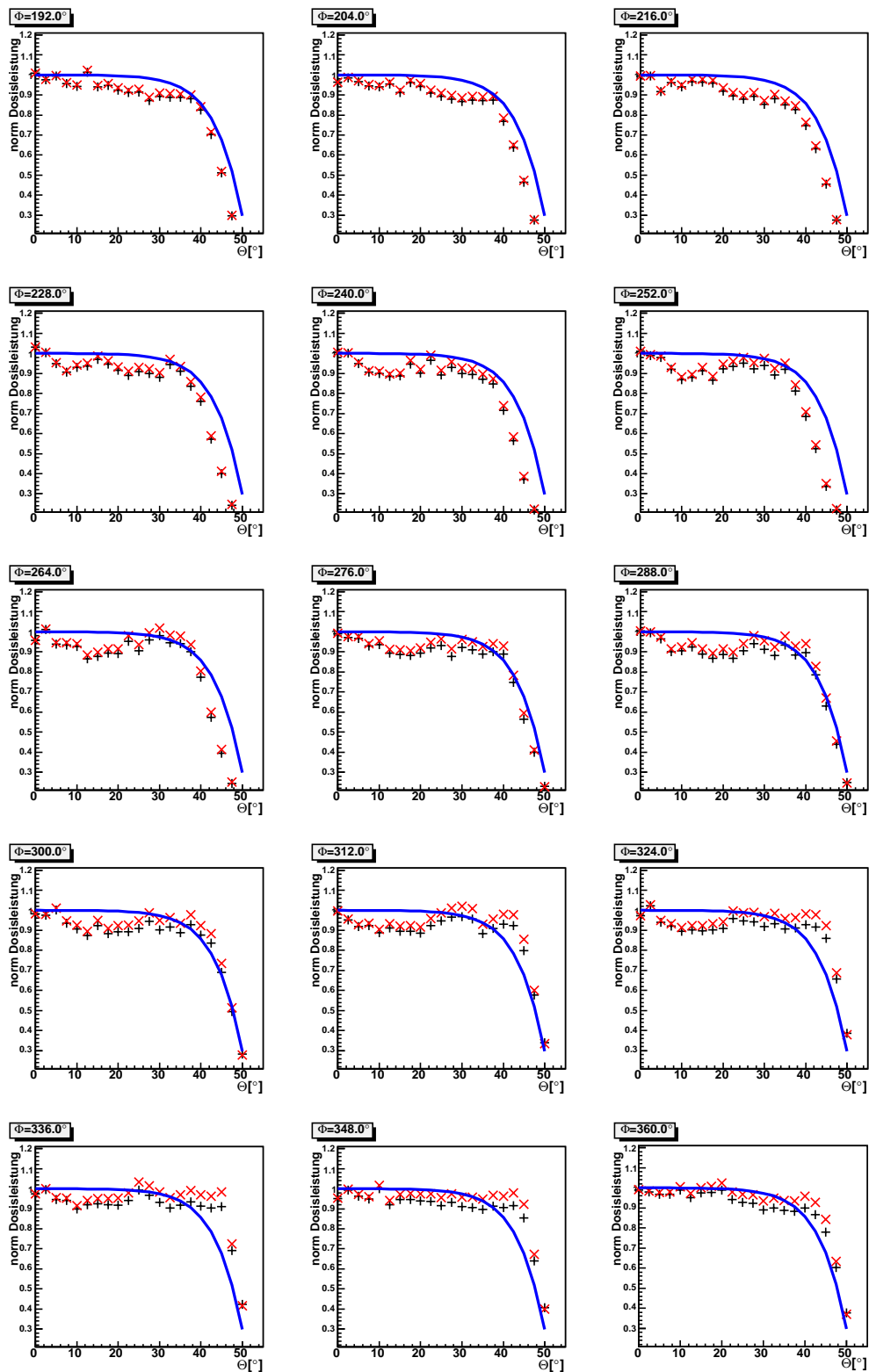


Abbildung 10.7: auf das Zentrum des Applikators CCB1256 normierte Dosisleistung gegen den Winkel Θ aufgetragen für die Winkel Φ von 192° bis 360° ; schwarze Kreuze: gemessene Dosisleistungen, rote Kreuze: abstandskorrigierte Dosisleistungen, blaue Kurven: Monte Carlo Daten des idealen Kurvenverlaufs

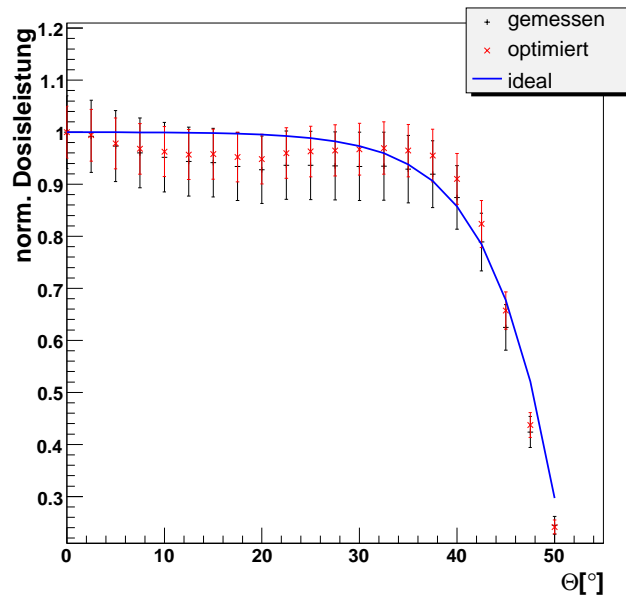


Abbildung 10.8: auf die Dosisleistung im Zentrum des Applikators CCB1256 normierte und über Φ gemittelte Dosisleistung in Abhängigkeit von Θ ; schwarze Kreuze: gemessene Dosisleistungen, rote Kreuze: abstandskorrigierte Dosisleistungen, blaue Kurve: Monte Carlo Daten des idealen Kurvenverlaufs

bezüglich des Applikatorzentrums von 15,0% auf 19,2% an. Die Abweichungen zu einem idealen Applikator liegen hier zwischen -0,54 und 0,49. Vergleicht man die gemittelte Dosisleistung (Abbildung 10.10) mit der des CCB1256 (Abbildung 10.8), erkennt man ein breiteres Plateau bedingt durch den großflächigen Hotspot. Beim CCB1299 (Abbildungen 10.11 und 10.13) zeigt sich dagegen ein Bereich mit einer sehr deutlichen Dosisabweichung nach unten von -0,67. Dagegen ist nur eine geringe Dosiserhöhung zu beobachten, die durch die Abstandskorrektur von 4,5% auf 6,6% steigt. Diese deutliche Abweichung nach unten bewirkt auch eine Verkürzung des Plateaus. Insgesamt zeigt dieser Applikator allerdings die geringsten Abweichungen zu einem idealen Applikator.

Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass das Oberflächendosisleistungsprofil in allen Fällen deutlich von dem idealen Verlauf abweicht. Man kann also nicht von einer homogenen radioaktiven Belegung ausgehen. Daraus folgt aber auch, dass die Tiefendosiskurven, die für die Abstandskorrektur verwendet wurden, nur eine Näherung des tatsächlichen Verlaufs darstellen, worauf im folgenden Kapitel genauer eingegangen wird.

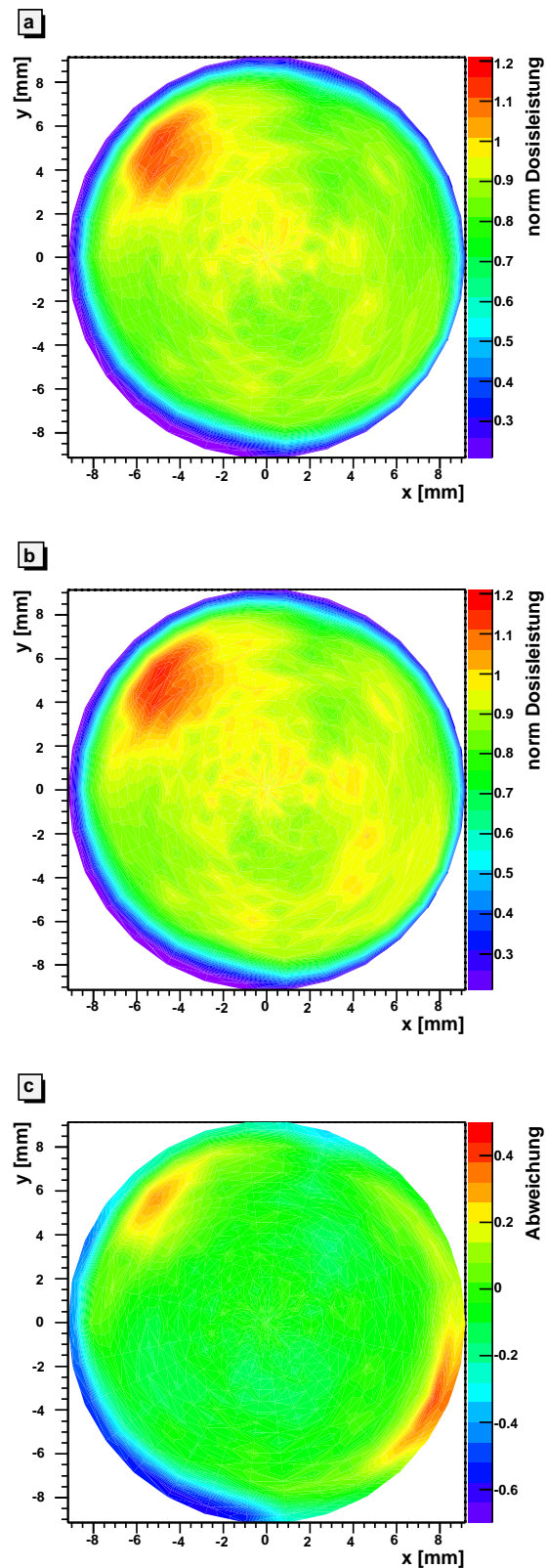


Abbildung 10.9: a) auf die Dosisleistung im Zentrum normiertes gemessenes Dosisleistungsprofil b) auf die Dosisleistung im Zentrum normiertes, abstandskorrigiertes Dosisleistungsprofil c) Abweichung des abstandskorrigierten Dosisleistungsprofils von dem eines idealen Applikators gegen x und y für den Applikator CCB1256

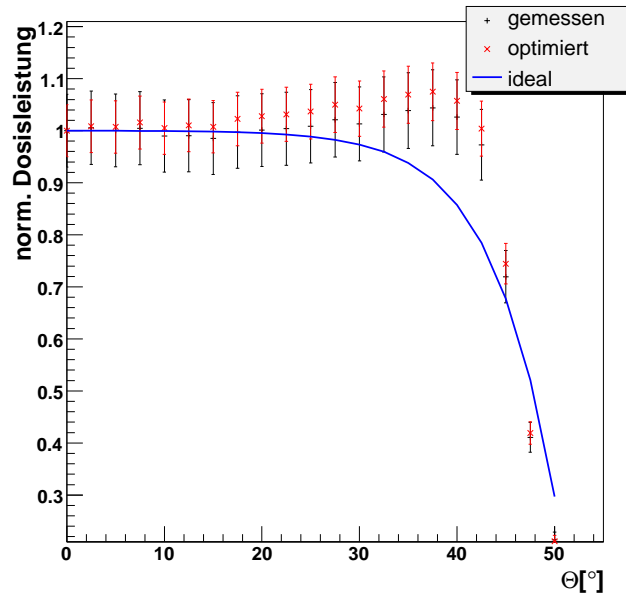


Abbildung 10.10: auf die Dosisleistung im Zentrum des Applikators CCB1290 normierte und über Φ gemittelte Dosisleistung in Abhängigkeit von Θ ; schwarzen Kreuze: gemessene Dosisleistungen, rote Kreuze: abstandskorrigierte Dosisleistungen, blaue Kurven: Monte Carlo Daten des idealen Kurvenverlaufs

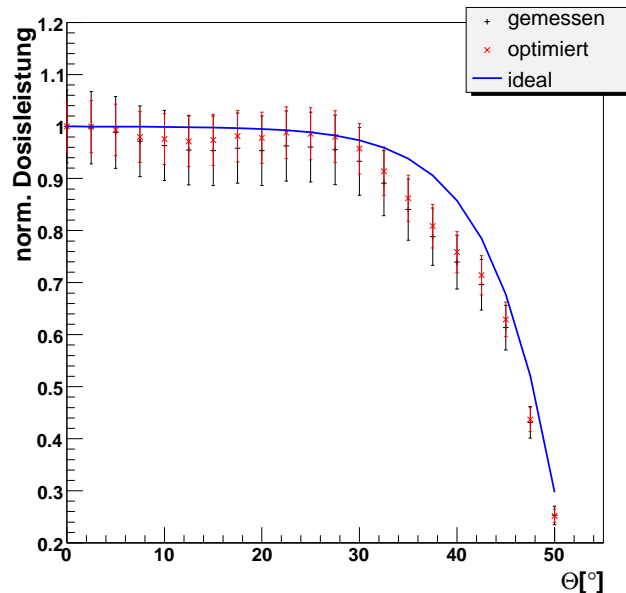


Abbildung 10.11: auf die Dosisleistung im Zentrum des Applikators CCB1299 normierte und über Φ gemittelte Dosisleistung in Abhängigkeit von Θ ; schwarzen Kreuze: gemessene Dosisleistungen, rote Kreuze: abstandskorrigierte Dosisleistungen, blaue Kurven: Monte Carlo Daten des idealen Kurvenverlaufs

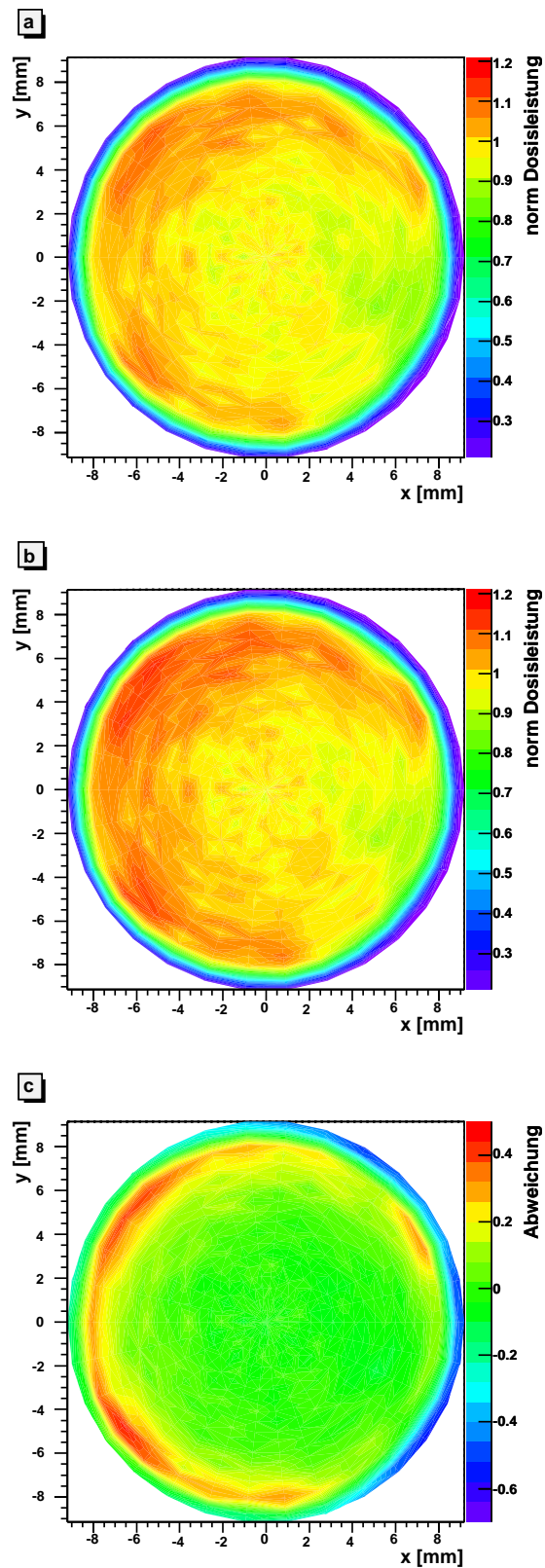


Abbildung 10.12: a) auf die Dosisleistung im Zentrum normiertes gemessenes Dosisleistungsprofil b) auf die Dosisleistung im Zentrum normiertes, abstandskorrigiertes Dosisleistungsprofil c) Abweichung des abstandskorrigierten Dosisleistungsprofils von dem eines idealen Applikators gegen x und y für den Applikator CCB1290

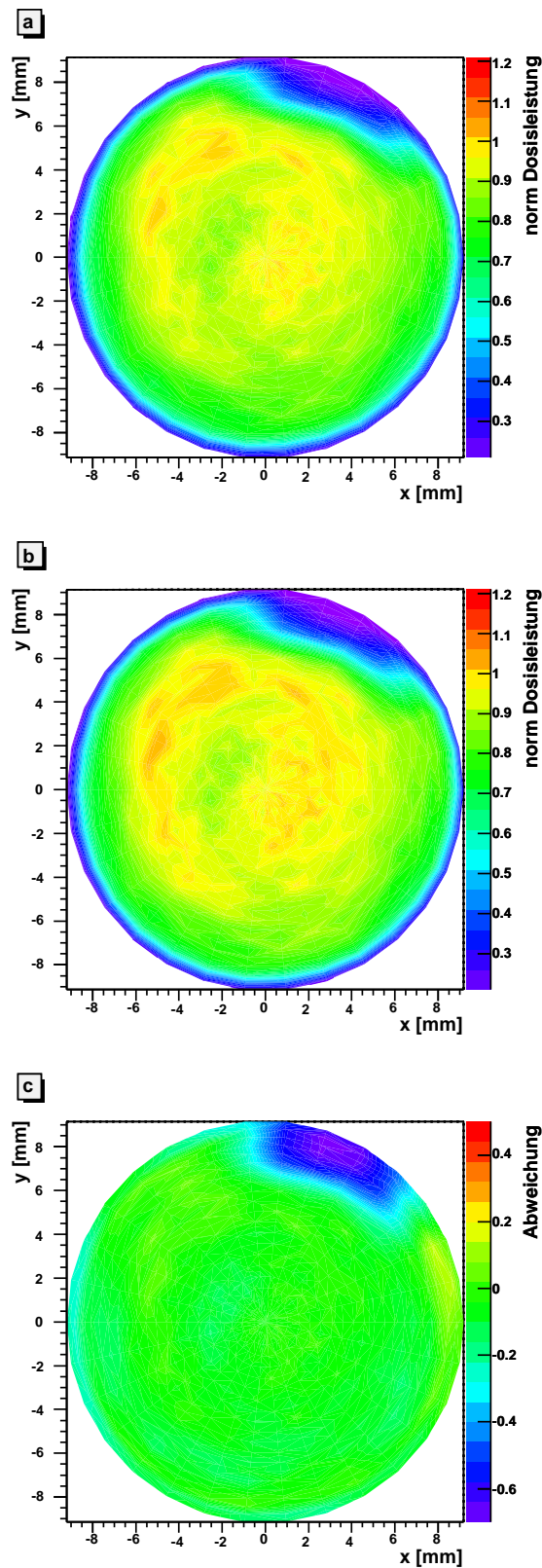


Abbildung 10.13: a) auf die Dosisleistung im Zentrum normiertes gemessenes Dosisleistungsprofil b) auf die Dosisleistung im Zentrum normiertes, abstandskorrigiertes Dosisleistungsprofil c) Abweichung des abstandskorrigierten Dosisleistungsprofils von dem eines idealen Applikators gegen x und y für den Applikator CCB1299

10.3 Monte Carlo Simulationen eines Hotspots

10.3.1 Modellierung der Hotspots

Um das „Hotspot-Verhalten“ genauer zu untersuchen, wurde zusätzlich zu der idealen Kugelschale mit homogener radioaktiver Belegung ein Hotspot modelliert. Dieser besteht aus einem Zylinder mit einer Höhe von 0,2 mm und einem Radius von 0,1 mm, der bei einem Winkel $\Theta = 39^\circ$ und $\Phi = 132^\circ$ in der radioaktiven Schicht (Abbildung 4.2) der Applikatorschale platziert ist. Das bedeutet gleichzeitig eine Ausdehnung des Hotspots von 1° in Θ und von $1,5^\circ$ in Φ . Der Hotspot ist dabei so gewählt, dass die Gesamtaktivität des Applikators um 0,25% steigt. Im Volumenbereich des Hotspots ergibt sich eine 43fache Steigerung der Aktivität im Vergleich zu der im selben Volumenbereich ohne Hotspot. Für die Monte Carlo Simulation wurde ein Szintillator mit einer Höhe von 0,5 mm mit einem Abstand von 0,2 mm zwischen Applikatoroberfläche und Stirnfläche des Szintillators modelliert. Dessen Position wurde sowohl in Θ als auch in Φ variiert.

10.3.2 Oberflächendosisprofil eines idealen Applikators mit Hotspot

In Abbildung 10.14 ist zunächst die Dosis des Hotspots gegen Θ dargestellt. Die Dosis wurde dabei für sieben unterschiedliche Winkelpositionen Φ angegeben. $\Delta\Phi = 0^\circ$ bezeichnet dabei die Position des Hotspots und $\pm 6^\circ$ u.s.w. den Winkelabstand in Φ vom Hotspot. Nur in der unmittelbaren Umgebung um den Hotspot zeigt sich eine Symmetrie, so dass eine vollständige Modellierung für alle Winkel nötig ist. Abbildung 10.15 zeigt die Kombination aus idealem Applikator und dem Hotspot.

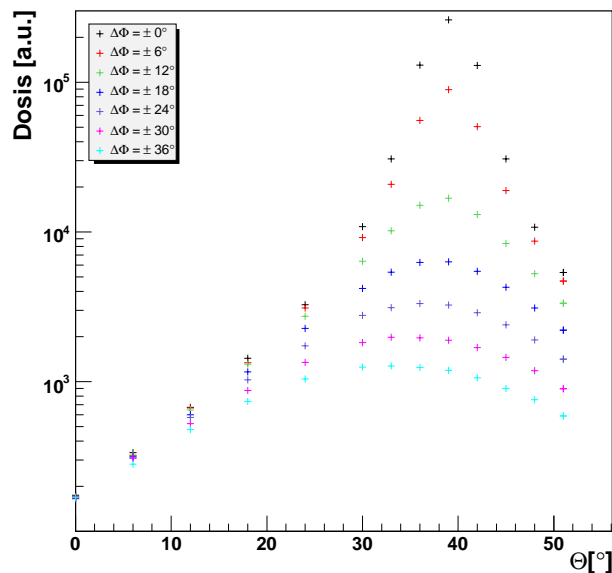


Abbildung 10.14: Monte Carlo Simulation: auf die Dosis im Zentrum normierte Dosis eines Hotspots in Abhängigkeit von Θ für unterschiedliche Winkelabstände Φ vom Hotspotmaximum

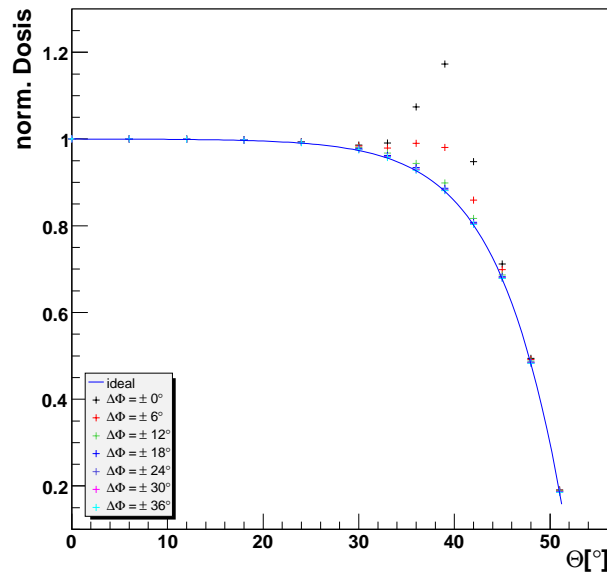


Abbildung 10.15: Monte Carlo Simulation: auf die Dosis im Zentrum normierte Dosis eines idealen Applikators mit einem Hotspot in Abhängigkeit von Θ für unterschiedliche Winkelabstände $\Delta\Phi$ und der ideale Verlauf ohne Hotspot

Bis zu einem Winkel Θ von 30° führt der Hotspot nur zu einer sehr geringen Abweichung vom idealen Profil. Direkt über dem Hotspot kommt es zu einer Dosiserhöhung gegenüber dem Zentrum des Applikators von 19%. Man erkennt, dass eine kleine Variation im Winkel bei einem Hotspot dieser Größe bereits zu einer deutlichen Abnahme der Dosis und somit der Dosiserhöhung führt. Bei einer Variation von Θ um -3° sinkt die Dosiserhöhung auf 6,3% und bei $+3^\circ$ auf -0,7%. Die Variation in Φ um 6° sorgt für ein Absinken auf -0,3%. In Abbildung 10.16 ist das normierte Dosisprofil eines idealen Applikators mit diesem Hotspot gegen x und y dargestellt.

In Abschnitt 10.2 wurde beschrieben, dass die unterschiedlichen CCB Applikatoren auf Grund ihrer Hot- und Coolspots unterschiedlich breite Plateaus gleichbleibender Dosisleistung aufweisen. Die über Φ gemittelten und abstandskorrigierten Dosisleistungsprofile für die drei vermessenen CCB Applikatoren und der Verlauf eines idealen Applikators mit und ohne den oben beschriebenen Hotspot und einem mit zehnfacher Aktivität sind in Abbildung 10.17 gegenüber gestellt. Wie erwartet passen die Monte Carlo Simulationen mit Hotspot besser zu den Applikatoren CCB1256 und CCB1290. Allerdings muss die Aktivität des oben beschriebenen Hotspots verzehnfacht werden (Gesamtaktivität um 2,5% erhöht) um einen deutlichen Effekt auf den Dosisverlauf zu beobachten. Um den Verlauf noch besser zu beschreiben, wäre ein Hotspot mit größerer Ausdehnung in Θ nötig.

Eine geringere Variation der Dosiserhöhung zeigt sich bei größeren bzw. zusammengesetzten Hotspots, bei denen die Aktivität gleichmäßig verteilt ist. Wenn man z.B. die Aktivität des einen Hotspots gleichmäßig auf drei Hotspots aufteilt, die bei Φ 132° , 126° und 138° platziert sind, sinkt die Dosiserhöhung bei $\Phi = 132^\circ$ auf 6%. Bei einer Variation von Θ um -3° sinkt die Dosiserhöhung auf 0,1% und bei $+3^\circ$ auf -6,7%. Die Variation in Φ um 6° sorgt allerdings nur noch für ein Absinken auf 3,5%. Eine weitere Variation ist, den Hotspot an der Position $\Phi = 132^\circ$

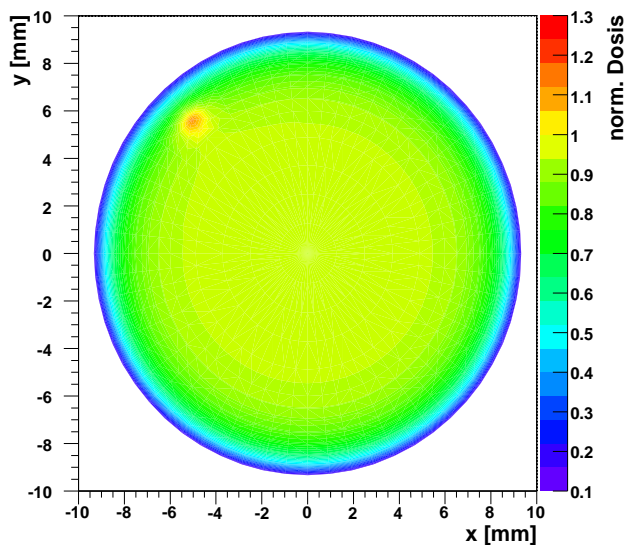


Abbildung 10.16: Monte Carlo Simulation: auf die Dosis im Zentrum normiertes Dosisprofil eines idealen Applikators mit einem Hotspot in Abhängigkeit von x und y

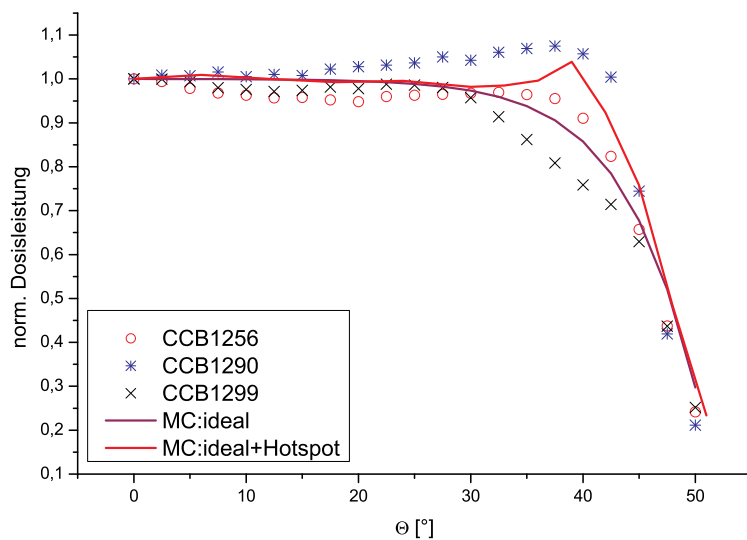


Abbildung 10.17: über Φ gemittelt und abstandskorrigiertes Dosisleistungsprofil für die drei Applikatoren und der Verlauf eines idealen Applikators mit und ohne die oben beschriebenen Hotspots

mit der ursprünglich für einen Hotspot gewählten Aktivität beizubehalten und bei 126° und 138° jeweils ein Hotspot mit der halben Aktivität zuzufügen (siehe Abbildung 10.18 und 10.19). Auch hier zeigt sich, dass eine Variation in Φ einen deutlich kleineren Abfall hervorruft.

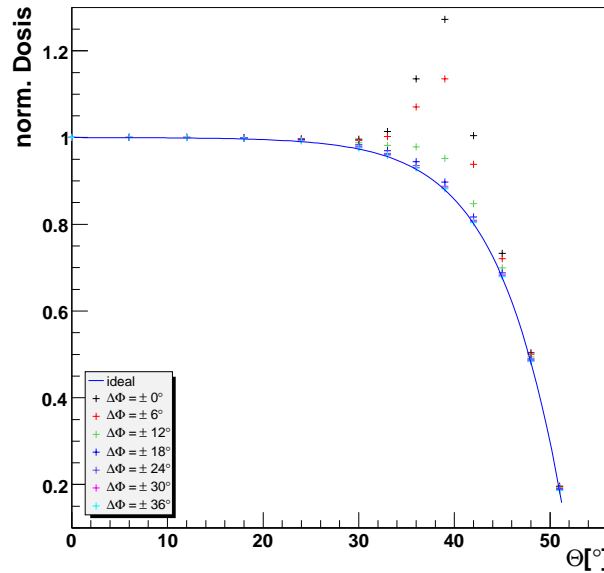


Abbildung 10.18: Monte Carlo Simulation: auf die Dosis im Zentrum normierte Dosis eines idealen Applikators mit drei Hotspots in Abhängigkeit von Θ für unterschiedliche Winkelabstände $\Delta\Phi$ vom Hotspotmaximum und der ideale Verlauf ohne Hotspot

Zusammenfassend lässt sich aus diesen Monte Carlo Simulationen schließen, dass eine hohe Ortsauflösung nötig ist, um das tatsächliche Dosisprofil eines Augenapplikators zu erfassen. Kleine Hotspots fallen in Φ und Θ sehr schnell ab. Der in den Abbildungen 10.6 und 10.7 dargestellte Dosisverlauf des CCB 1256 Applikators deutet auf einen größeren Hotspot hin. Eine Variation von 12° in Φ um das Hotspotzentrum zeigt eine Dosisvariation von 3,8%, wohingegen eine Änderung von $2,5^\circ$ in Θ zu einer Änderung von 2,7% führt. Die gewählte Schrittweite kann in diesem Fall als genügend angesehen werden.

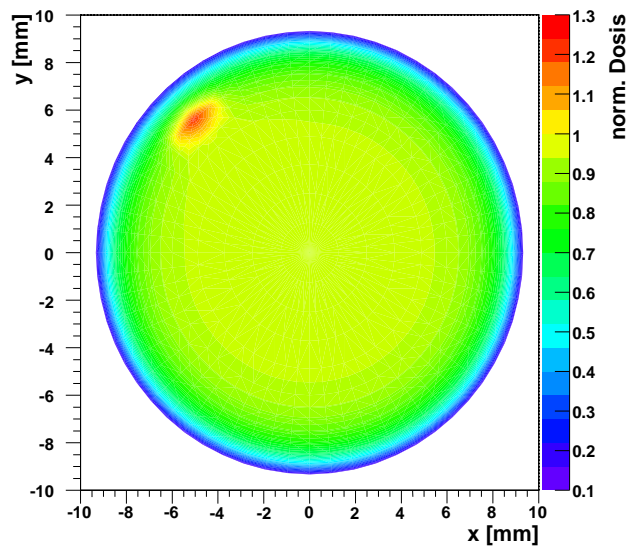


Abbildung 10.19: Monte Carlo Simulation: Dosisprofil eines idealen Applikators mit drei Hotspots in Abhängigkeit von x und y

10.3.3 Tiefendosisprofile eines idealen Applikators mit Hotspot

Im Folgenden soll der Einfluss des Hotspots auf die Tiefendosiskurven untersucht werden. Dazu wurde der einzelne Hotspot mit der oben beschriebenen Aktivität und Position gewählt. In Abbildung 10.20 werden die Tiefendosiskurven eines idealen Applikators mit und ohne diesen Hotspot verglichen. Gezeigt sind die Verläufe bei $\Phi = 132^\circ$ für verschiedene Θ zwischen 30° und 45° . Nur für $\Theta = 39^\circ$ (Position des Hotspots) ist ein deutlicher Einfluss des Hotspots erkennbar. Die Tiefendosiskurve, die den Hotspot berücksichtigt, fällt deutlich steiler ab. Da die Abstandskorrektur bisher nur die Tiefendosiskurven in Abhängigkeit von Θ eines idealen Applikators berücksichtigt, werden die Dosiserhöhungen im Hotspot immer noch unterschätzt. So resultiert eine Abstandsverschiebung von 0,2 mm bei einem Winkel Θ von 39° bisher in einer nötigen Korrektur von 6,5%. Bei Hinzunahme des Hotspots verändert sich die Steigung von $-0,31 \text{ mm}^{-1}$ auf $-0,75 \text{ mm}^{-1}$, so dass eine tatsächliche Korrektur von 16% nötig wäre. Dabei muss man allerdings berücksichtigen, dass dieser Effekt räumlich stark begrenzt ist.

In Abbildung 10.21 sind die entsprechenden Tiefendosisprofile des Hotspots dargestellt. Für die Winkel Θ von 36° , 39° und 42° fällt die Dosis mit zunehmendem Abstand, für die übrigen dargestellten Winkel steigt sie an.

Daraus resultiert auch der in Abbildung 10.22 dargestellte Verlauf. Hier ist das Verhältnis zwischen einem idealen Applikator mit und ohne Hotspot in Abhängigkeit vom Abstand gezeigt. Für die drei oben genannten Winkel sinkt das Verhältnis mit zunehmendem Abstand, wohingegen es für die übrigen mit zunehmendem Abstand steigt. Letzteres bedeutet, dass der Einfluss des Hotspots zunimmt. Allerdings liegt hier das Verhältnis (1,06 bis 1,03) und damit der Einfluss des Hotspots deutlich unter dem im direkten Hotspotbereich (Verhältnis 1,48 bis 1,13).

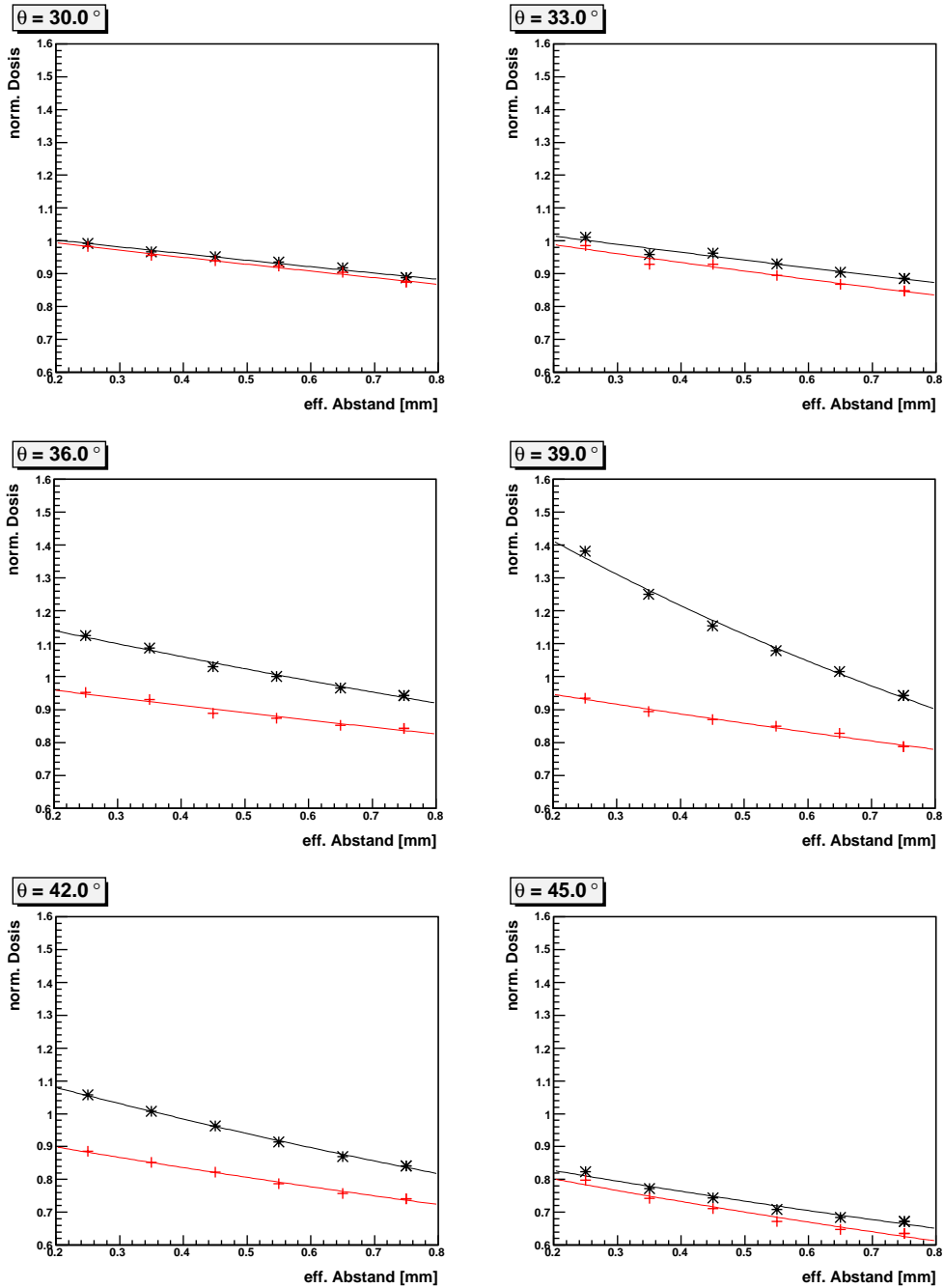


Abbildung 10.20: Monte Carlo Simulation: auf die Dosis bei $\Theta = 0^\circ$ und einem Messabstand von 0,2mm normierte Dosis eines idealen Applikators mit einem Hotspot bei $\Phi = 132^\circ$ und $\Theta = 39^\circ$ in Abhängigkeit vom effektiven Messabstand für unterschiedliche Winkel Θ

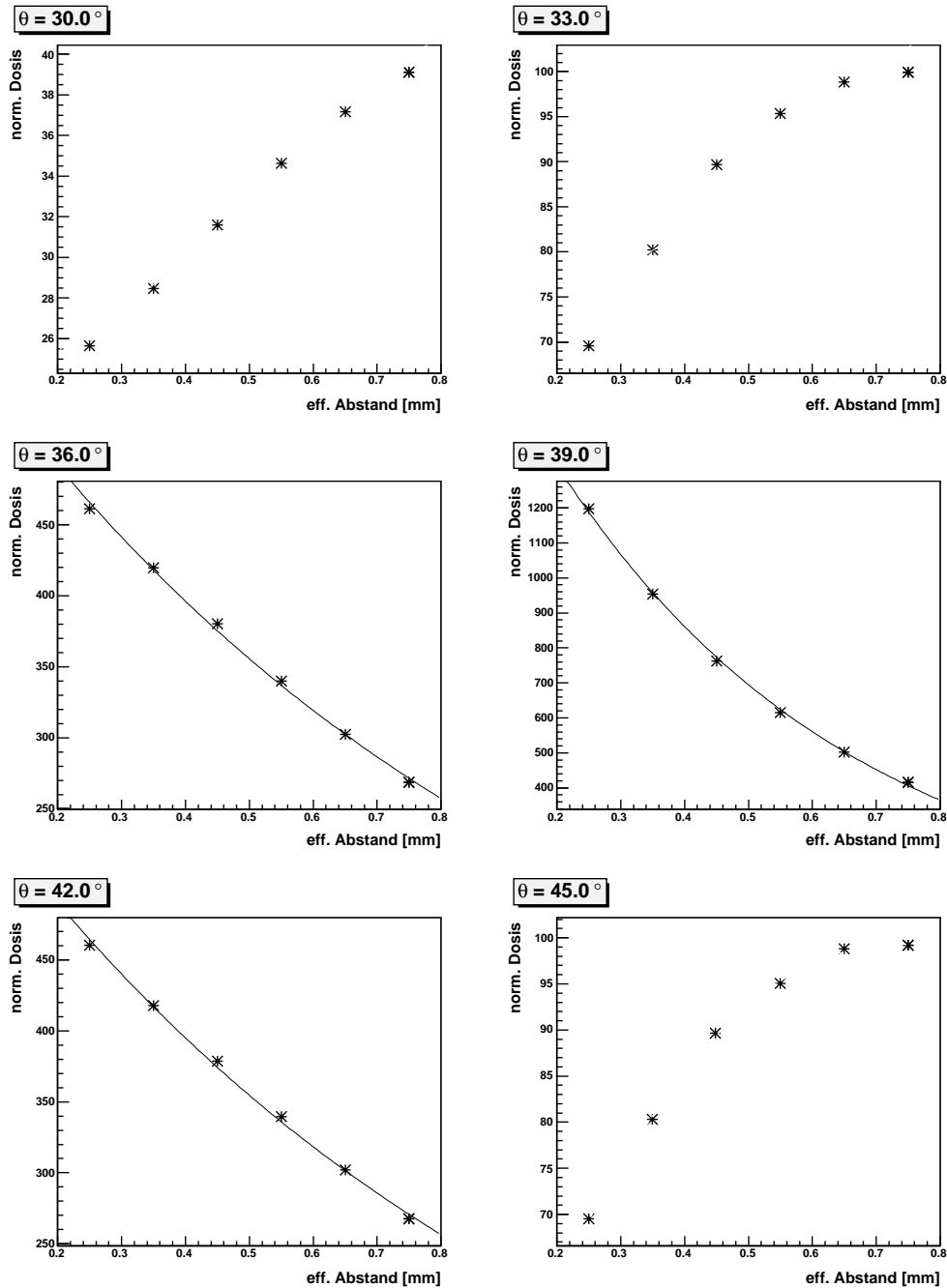


Abbildung 10.21: Monte Carlo Simulation: auf die Dosis bei $\Theta = 0^\circ$ und einem Messabstand von 0,2mm normierte Dosis eines Hotspots bei $\Phi = 132^\circ$ und $\Theta = 39^\circ$ in Abhängigkeit vom effektiven Messabstand für unterschiedliche Winkel Θ

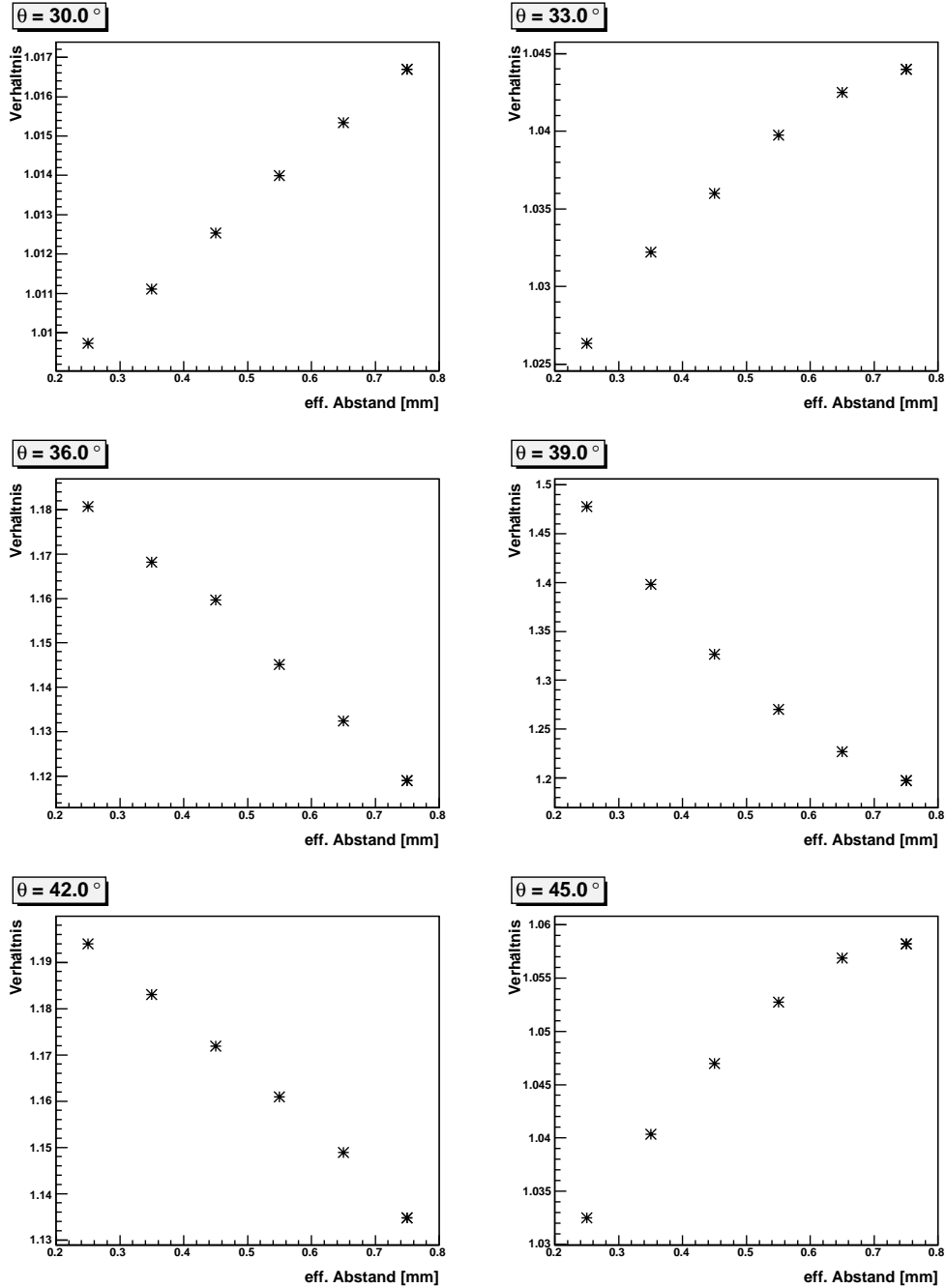


Abbildung 10.22: Monte Carlo Simulation: Verhältnis zwischen den Dosiswerten eines idealen Applikator mit und ohne Hotspot in Abhängigkeit vom effektiven Messabstand für unterschiedliche Winkel Θ

Zusammenfassend lässt sich daraus folgern, dass es mit steigendem Abstand zu einem deutlichen Verschmieren des Hotspots kommt, da im Hotspotbereich selbst der zunehmende Abstand für eine starke Abnahme der Dosis und somit seines Einflusses sorgt und es im übrigen Bereich mit steigendem Abstand zu einer Zunahme des Einflusses kommt. Wichtig ist dabei zu berücksichtigen, dass die Abstandskorrektur in diesen Bereichen deutlich zu gering ausfällt. Für eine weitere Optimierung ist es also notwendig Tiefendosiskurven im Bereich des Hotspots zu erfassen und zu berücksichtigen. Um einen Hotspot gut auflösen zu können, ist ein möglichst geringer effektiver Messabstand unverzichtbar.

Kapitel 11

Einfluss auf die Augentumorthherapie

Mit der in dieser Arbeit entwickelten Messapparatur ist es möglich, die Basisdosimetrie aller gängigen ^{106}Ru -Applikatoren der Firma BEBIG deutlich zu verfeinern. Deren Oberflächendosisleistungsprofil kann auf Grund einer deutlich höheren Winkelauflösung lückenlos vermessen werden (Kapitel 9.1.3) und es wurde ein deutlich kleinerer Messabstand erzielt. Die erzielte Unsicherheit auf die Dosisleistung ist vergleichsweise gering. Dieses Kapitel diskutiert nun die Erkenntnisse der vorherigen Kapitel hinsichtlich einer möglichen Optimierung der Therapieplanung und einer damit verbundenen umfangreichen Schonung von gesunden, den Tumor umgebenden Risikoorganen, vor allem im unmittelbaren Nahfeld des Applikators. Dabei wird exemplarisch die in der Sklera zwischen Applikator und Tumorbasis deponierte Dosis betrachtet. Auf die Darstellung der Unsicherheiten wird in diesem Kapitel auf Grund der Übersichtlichkeit generell verzichtet.

11.1 Stand der Therapieplanung

Die im Folgenden beschriebene Therapieplanung richtet sich nach den Erfahrungen, die am Uniklinikum Essen in den letzten 15 Jahren gesammelt worden sind [Flu09]. Die individuelle Wahl eines Applikators zur Therapie eines Tumors hängt direkt von dessen Höhe sowie der Breite der Tumorbasis ab (siehe Abbildung 11.1). Wie bereits in Kapitel 2 beschrieben, sollten bei der Tumorbehandlung im Apex 100 Gy [Sae00] und in der Tumorbasis 500-1600 Gy appliziert werden. Der Abstand zwischen Applikator und Tumorbasis ist dabei auf 0,5 mm fest gesetzt, also durchschnittlich die Mitte der Sklera (siehe Abbildung 2.1). 1600 Gy stellen hierbei die maximal und nur in Ausnahmefällen zu applizierende Dosis dar. Die Therapieplanung muss gleichzeitig die Schonung von Risikoorganen einbeziehen. Aus der klinischen Erfahrung kann man schließen, dass Nebenwirkungen wie Skleranekrose und Skleromalazie mit steigender in der Sklera applizierter Dosis ansteigen. Zunächst wird der Applikatortyp (siehe Abbildung 4.3) gemäß der Breite der Tumorbasis und der Lage des Tumors im Auge festgelegt. Die weitere Auswahl innerhalb eines Applikatortypen richtet sich zur Zeit im Wesentlichen nach deren Tiefendosisprofilen entlang der Zentralachse. Diese werden von BEBIG zu jedem Applikator im sogenannten Mess-Protokoll (siehe Abbildungen 11.2 und Anhang B) mitgeliefert und mittels eines Eingangstests am Uniklinikum überprüft. Zusätzlich enthält das Mess-Protokoll ein grobes Oberflächendosisprofil, bei dem an 33

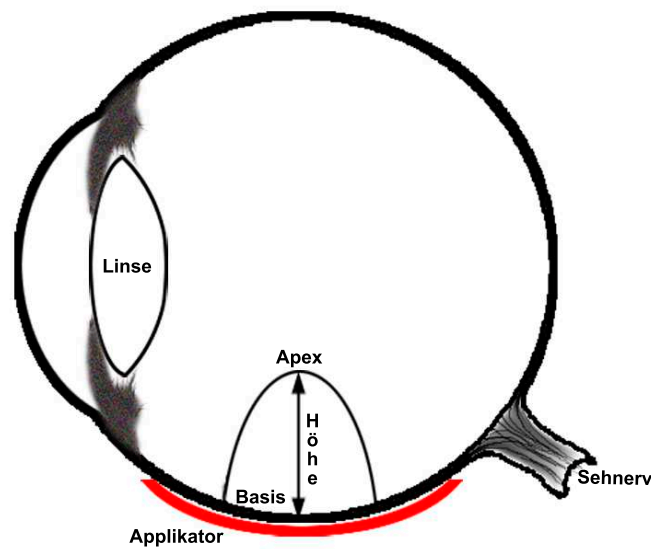


Abbildung 11.1: schematische Zeichnung eines Auges, das von einem Tumor befallen ist; in rot ist der Applikator dargestellt

Positionen auf einer gedachten konzentrischen Kugelfläche in 1 mm Abstand von der inneren Oberfläche des Applikators gemessen wurde. In Abbildung 11.3 ist dieses Profil beispielhaft für den Applikator CCB1256 dargestellt. Dieses ist in Φ um 90° zu den in dieser Arbeit aufgenommenen Profilen gedreht. Aus der Tiefendosiskurve und dem Oberflächendosisprofil wird auf Hot- und Coolspots innerhalb der Applikatoroberfläche zurück geschlossen. Ein Applikator, der im Randbereich Hotspots aufweist, hat eine flacher abfallende Tiefendosiskurve als z.B. ein idealer Applikator. Diese sind dann speziell zur Therapie von Tumoren mit großer Tumormhöhe geeignet. Für die Therapieplanung wird weiterhin davon ausgegangen, dass sich Applikatoren mit Hotspots im Randbereich gut für eine Behandlung von Tumoren mit einer breiten Tumorbasis eignen, da diese ein breiteres Plateau gleichbleibender Dosisleistung aufweisen.

Mess-Protokoll
Protocol of Measurements



An Eckert & Ziegler Company

Für die radioaktiven Strahler For the radioactive sources			
Produkt-Code product code	Ru6.A06	Seriennr. serial no.	CCB 1256
		Nuklid nuclide	Ru-106

wurde folgende Größe durch Messung bestimmt:
the following quantity has been measured:

Messgröße quantity measured	Beschreibung der Messung description of the measurement
Energiedosisleistung in Wasser/ absorbed dose rate to water	Die Energiedosisleistung der β -Strahlung in gewebe-äquivalentem Material wurde im Wasserphantom mit einem Szintillationsdetektor (Durchmesser: 1 mm, Höhe: 0.5 mm) gemessen. Die Ergebnisse sind auf den NIST-Standard (12/2001) rückführbar. / The absorbed dose rate of β -radiation in tissue-equivalent material has been measured with a scintillator (diameter: 1 mm, height: 0.5 mm) in a water phantom. The results are traceable to NIST standard (12/2001).

Messergebnisse measurement results	Messdatum date of measurement	01.06.05
---------------------------------------	----------------------------------	----------

Die Messergebnisse werden in mm Abstand des Szintillatormittelpunkts von der inneren (konkaven) Oberfläche des Applikators entlang der Zentralachse angegeben und zusammen mit einer Regressionsfunktion dargestellt. Relative Angaben sind auf den Referenzpunkt (r=0.0 mm; z=2.0 mm) bezogen. /
The results are stated in mm distance of the scintillator midpoint from the inner (concave) surface of the plaque along the central axis, and shown graphically on a regression function. Relative data are normalized to the reference point at (r=0.0 mm; z=2.0 mm).

Dosisleistung am
Referenzpunkt r=0; z=2 /
reference dose rate
at r=0; z=2
109.4 mGy/min
±20% (2sigma)

Messergebnisse /
measurement results:

[mm]	[mGy/min]	[%]
0.6	158	145
1.0	145	133
2.0	109	100
3.0	81.5	74.5
4.0	59.2	54.1
5.0	40.6	37.1
6.0	27.8	25.5
7.0	18.2	16.7
8.0	11.7	10.7
9.0	7.08	6.48
10.0	4.30	3.93

Extra-, interpolierte Daten /
extra-, interpolated data:

[mm]	[mGy/min]	[%]
0.0	183	167
3.5	69.4	63.5

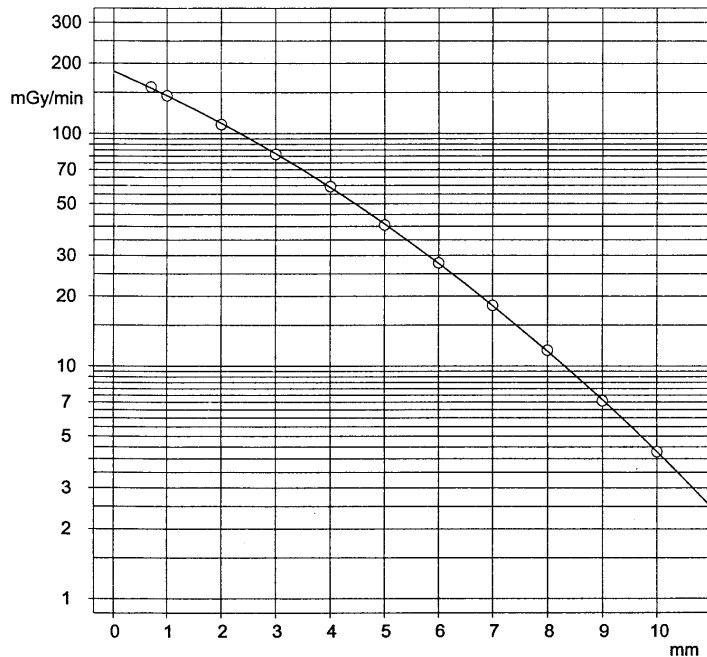


Abbildung 11.2: Mess-Protokoll CCB1256 - Tiefendosiskurve

Mess-Protokoll
Protocol of Measurements



An Eckert & Ziegler Company

Für die radioaktiven Strahler For the radioactive sources			
Produkt-Code product code	Ru6.A06	Seriennr. serial no.	CCB 1256
		Nuklid nuclide	Ru-106

wurde folgende Größe durch Messung bestimmt:
the following quantity has been measured:

Messgröße quantity measured	Beschreibung der Messung description of the measurement
Energiedosisleistung in Wasser/ absorbed dose rate to water	Die Energiedosisleistung der β -Strahlung in gewebe-äquivalentem Material wurde im Wasserphantom mit einem Szintillationsdetektor (Durchmesser: 1 mm, Höhe: 0.5 mm) gemessen. Die Ergebnisse sind auf den NIST-Standard (12/2001) rückführbar. / The absorbed dose rate of β -radiation in tissue-equivalent material has been measured with a scintillator (diameter: 1 mm, height: 0.5 mm) in a water phantom. The results are traceable to NIST standard (12/2001).

Messergebnisse measurement results	Messdatum date of measurement
	01.06.05

Die Messpunkte befinden sich an 33 Positionen auf einer gedachten konzentrischen Kugelfläche in 1.0 mm Abstand über der inneren Oberfläche des Applikators. Die ersten zwei Kreise mit Messpunkten liegen innerhalb der Applikatorfläche, der dritte Kreis über dem Rand der aktiven Schicht und der äußere Kreis ca. 5 mm außerhalb. Die dargestellten relativen Messdaten (in %) sind auf den Wert des Zentralpunkts ($r=0.0$ mm; $z=1.0$ mm) normiert. /
The measurement points are placed at 33 positions on a concentric sphere 1.0 mm above the plaque's inner surface. The inner two circle positions are within the applicator surface, the third circle above the edge of the active layer and the outer circle is about 5 mm outside. The relative data shown in % are normalized to the central point ($r=0.0$ mm; $z=1.0$ mm).

Messwert im Zentrum /
result in the centre = 100%
145.3 mGy/min
 $\pm 20\%$ (2sigma)

"X": Referenzrichtung /
reference direction

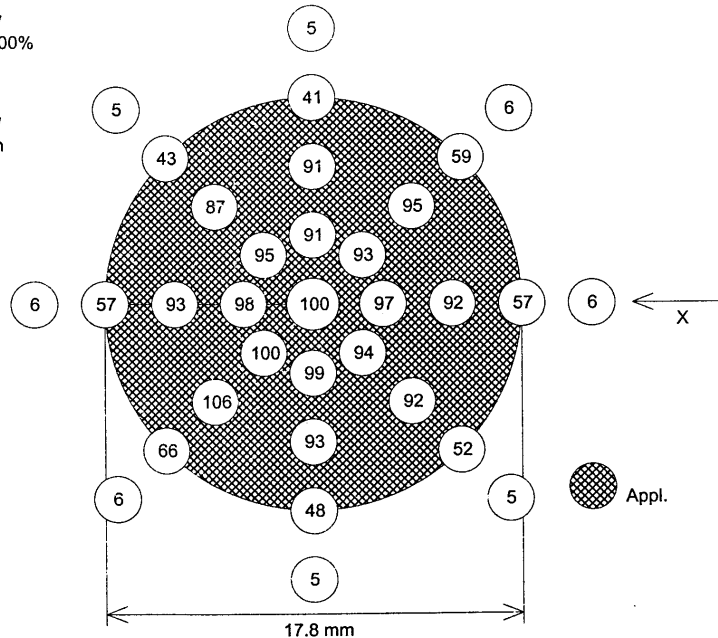


Abbildung 11.3: Mess-Protokoll CCB1256 - Oberflächendosisleistungsprofil

11.2 Rückschlüsse aus den Messungen

11.2.1 Tiefendosiskurven

Zunächst soll der Einfluss von auftretenden Hotspots auf die Steigung der Tiefendosiskurven entlang der Applikatorzentralachse diskutiert werden. In Abbildung 11.4 sind die von BEBIG zur Verfügung gestellten Tiefendosiskurven der drei in dieser Arbeit vermessenen CCB Applikatoren normiert auf die Dosis in einem effektiven Messabstand von 0,6 mm dargestellt.

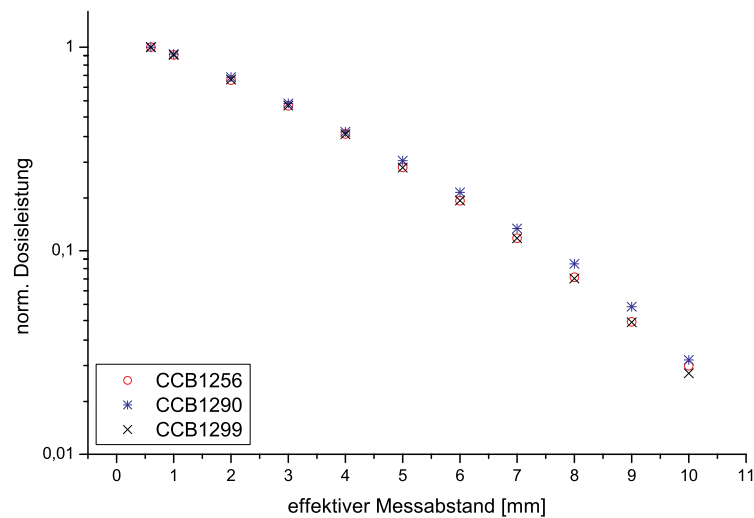


Abbildung 11.4: von BEBIG zur Verfügung gestellte Tiefendosiskurven, normiert jeweils auf die Dosis in einem effektiven Messabstand von 0,6 mm, für die CCB Applikatoren 1256, 1290 und 1299

Wie erwartet weist der Applikator CCB1290 auf Grund sehr ausgeprägter Hotspots im Randbereich (vergleiche Abbildung 10.12) den flachsten Tiefendosiskurvenverlauf auf. Bei einem Applikator mit nur einem einzelnen Hotspot (CCB1256) unterscheidet sich die Tiefendosiskurve nur geringfügig von der des CCB1299, der einen Coolspot im Randbereich besitzt. In Abbildung 11.5 ist die jeweilige Abweichung zwischen der normierten Tiefendosiskurve des Applikators CCB1290 bzw. CCB1256 und der des CCB1299 dargestellt. Letzterer wurde als Norm gewählt, da dieser ein nahezu homogenes Oberflächendosisleistungsprofil aufweist. Die Abweichungen zwischen dem CCB1256 und dem CCB1299 fallen sehr gering aus (kleiner 3%), wohingegen die Abweichung zwischen dem CCB1290 und dem CCB1299 bis zu 20% reicht. Aus den Tiefendosiskurven lässt sich also nur bedingt auf die Oberflächendosisverteilung zurück schließen. Auch die Monte Carlo Simulationen (Kapitel 10.3) haben gezeigt, dass einzelne stark lokalisierte Hotspots der gewählten Aktivität einen vernachlässigbaren Einfluss auf das Tiefendosisprofil entlang der Zentralachse haben. Selbst eine Verzehnfachung der Aktivität des einzelnen Hotspots (Gesamtaktivität steigt um 2,5%) sorgt gegenüber der Tiefendosiskurve des idealen Verlaufs nur für eine geringfügige Abweichung bis zu 3% (Abbildung 11.5). Um die durch den CCB1290 verursachte Abweichung in der Tiefendosiskurve durch einen einzelnen Hotspot bei 39° zu erreichen, müsste die Gesamtaktivität um etwa 17% erhöht werden.

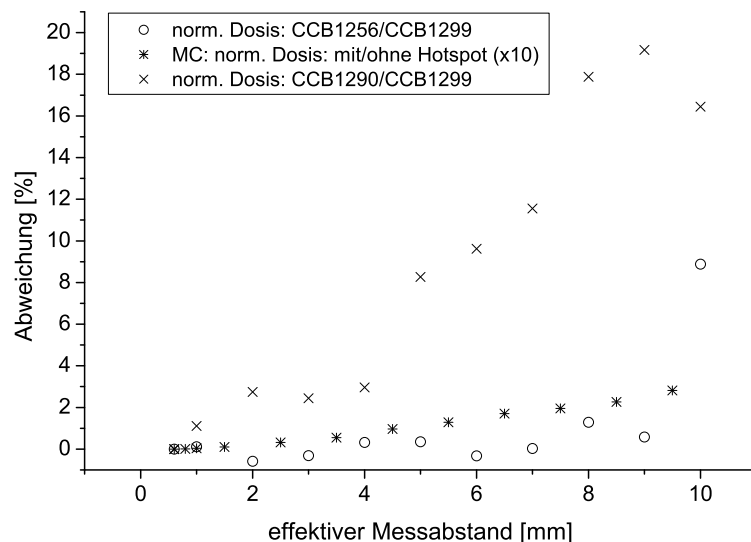


Abbildung 11.5: jeweilige Abweichung zwischen der normierten Tiefendosiskurve der Applikatoren CCB1290 bzw. CCB1256 von der des CCB1299 und die Abweichung zwischen den Tiefendosiskurven eines idealen Applikators mit von der ohne Hotspot

Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass aus den vorhandenen Tiefendosiskurven entlang der Zentralachse nur auf großflächige oder extrem starke Hotspots zurück geschlossen werden kann.

Tiefendosiskurven oberhalb der in dieser Arbeit gemessenen bzw. simulierten Hotspots sind deutlicher durch diese beeinflusst. Abbildung 11.6 zeigt wiederum die Abweichung zwischen den simulierten Tiefendosiskurven eines idealen Applikators mit und ohne Hotspots, diesmal allerdings bei einem Θ von 39° direkt über dem Hotspot. Im Gegensatz zu dem in Abbildung 11.5 gezeigten Verlauf zeigt sich hier auch durch den „einfachen“ Hotspot eine deutliche Abweichung zur Tiefendosiskurve eines idealen Applikators bei 39° . Der Einfluss des „zehnfachen“ Hotspots steigt in einem effektiven Messabstand von 3,5 mm von 0,7% (Zentralachse) auf 27% ($\Theta = 39^\circ$). Die Messungen und Monte Carlo Simulationen haben weiterhin gezeigt, dass sich die Tiefendosiskurven für ein Θ von größer als 30° signifikant von denen entlang der Zentralachse unterscheiden. Das bedeutet, dass aus den von BEBIG gegebenen Tiefendosiskurven nicht auf die Dosis im Randbereich geschlossen werden kann. Aus der Tiefendosiskurve des CCB1299 entlang der Zentralachse und bei $\Theta = 45^\circ$ in Abbildung 11.7 wird ersichtlich, dass man die Dosis bei 45° zu groß bestimmen würde. Bei einem effektiven Messabstand von 5 mm wären dies z.B. 4%. Für größere Winkel wäre der Effekt noch ausgeprägter, da es dort mit steigendem Messabstand zu einem Anstieg der Dosis kommt. Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass sich die Dosisverteilung innerhalb des Auges nicht aus der Tiefendosiskurve entlang der Zentralachse bestimmen lässt.

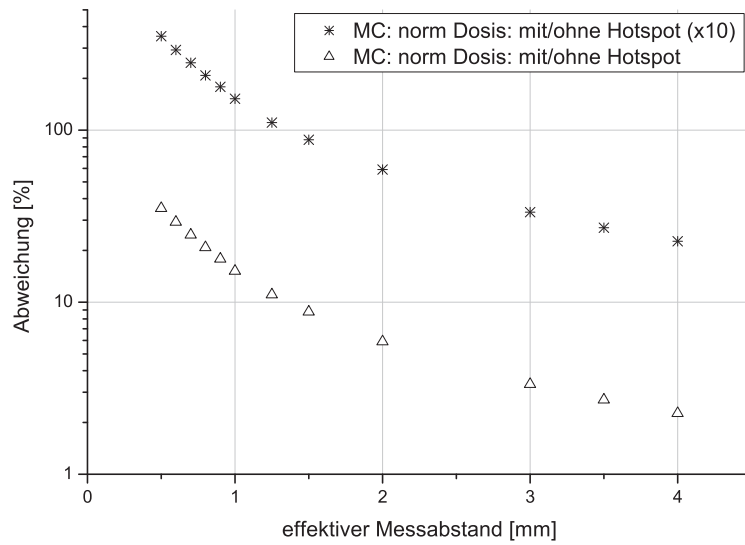


Abbildung 11.6: Monte Carlo Simulationen zu den Abweichungen zwischen den Tiefendosiskurven im Zentrum und über dem Hotspot

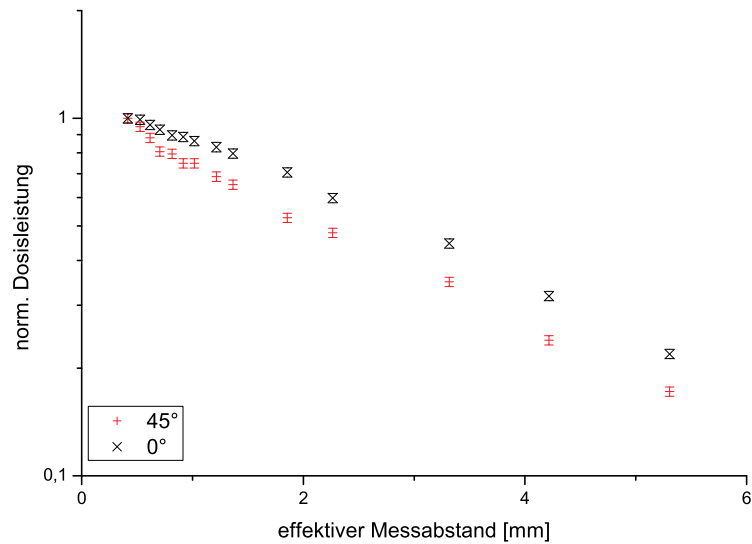


Abbildung 11.7: Tiefendosiskurven für den Applikator CCB1299 entlang der Zentralachse und bei $\Theta = 45^\circ$, die jeweiligen Kurven sind auf die Dosisleistung bei einem effektiven Messabstand von 0,4 mm normiert

11.2.2 Oberflächendosisleistungsprofil

Das Oberflächendosisleistungsprofil von BEBIG kann ebenfalls nur bedingt Informationen über den wahren Oberflächendosisleistungsverlauf liefern. Oberhalb der Applikatoroberfläche liegen nur 25 Messpunkte. Die Messschritte in Φ betragen dabei 45° und in Θ etwa 13° . Die Monte Carlo Simulationen in Kapitel 10.3 haben gezeigt, dass kleine Hotspots mit steigendem Abstand sehr schnell abfallen. Schon kleine Winkeländerungen reichen, damit der Hotspot nicht mehr auflösbar ist bzw. deutlich unterschätzt wird. Um zu verdeutlichen, wie schnell die Dosisleistung in Abhängigkeit von Φ und Θ abfällt, wurde ein einzelner Hotspot mit 10facher Aktivität des in Kapitel 10.3 beschriebenen modelliert. Die Gesamtaktivität des Applikators steigt somit um 2,5%. Dieser Hotspot liegt bei $\Phi = 66^\circ$ und $\Theta = 39^\circ$. In Abbildung 11.8 ist das Oberflächendosisleistungsprofil eines idealen Applikators mit diesem einzelnen Hotspots dargestellt. Zusätzlich sind zur Veranschaulichung in Form von weißen Linien die Bahnen, auf denen die Messpunkte von BEBIG liegen würden, dargestellt. Ein Hotspot dieser Aktivität würde zu einer Erhöhung auf das Vierfache der Dosisleistung gegenüber der des Zentrums führen. Bei BEBIG kann es in Φ zu einem maximalen Abstand von $22,5^\circ$ kommen. Dort würde man eine Dosiserhöhung von 1 bis 2% gegenüber der Dosis im Zentrum messen. Selbst eine halb so große Abweichung in Φ würde für eine Reduktion der Dosiserhöhung auf 10% sorgen.

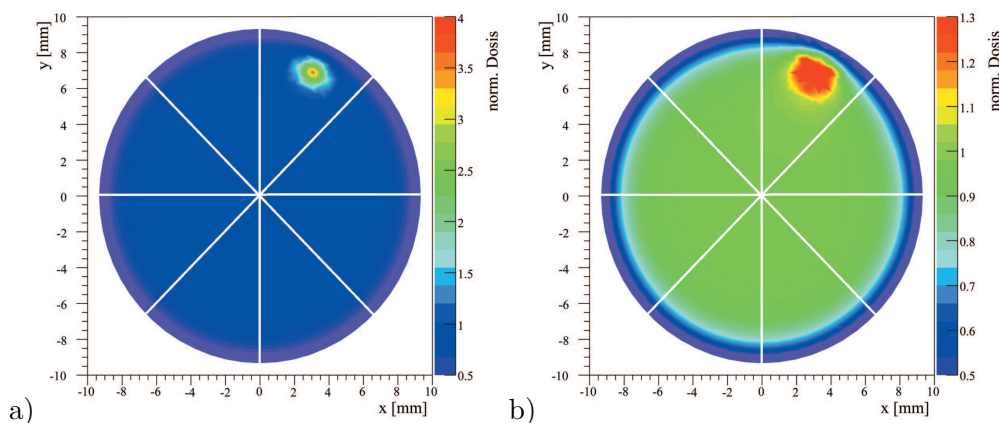


Abbildung 11.8: auf die Dosisleistung im Zentrum des Applikators normiertes Oberflächendosisleistungsprofil eines idealen Applikators mit einem Hotspot bei $\Phi = 66^\circ$ und $\Theta = 39^\circ$, die Gesamtaktivität des Applikators ist durch den Hotspot um 2,5% erhöht; normierte Dosisleistung zwischen a) 0,5 und 4 bzw. b) 0,5 und 1,3, wobei hier alle Werte über 1,3 rot dargestellt sind

Auch wenn man die Aktivität des einzelnen Hotspots, wie in Kapitel 10.3, auf drei Hotspots bei $\Phi = 60^\circ$, 66° und 72° aufteilt, kann der Hotspot bei der BEBIG Messung deutlich unterschätzt werden (Abbildung 11.9).

Zusammenfassend kann man also sagen, dass bei einer auf den BEBIG Messprotokollen basierenden Therapieplanung die Gefahr besteht, relevante Hotspots nicht zu erfassen. Die oben beschriebenen simulierten Hotspots würden weder durch eine zu große Gesamtaktivität des Applikators, noch durch eine auffällige Tiefendosiskurve oder einen deutlich ausgeprägten Hotspot in den BEBIG-Messprotokollen auffallen.

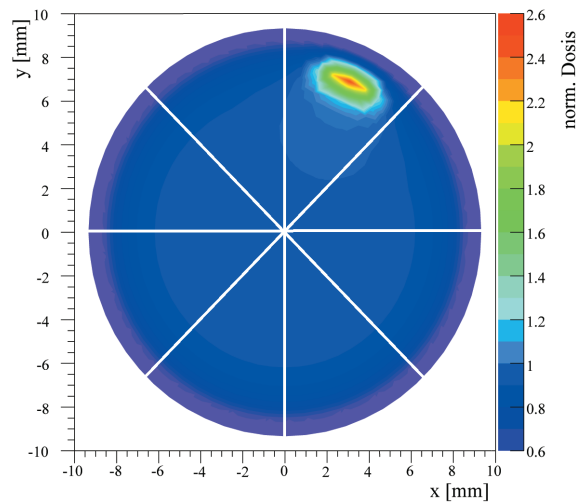


Abbildung 11.9: auf die Dosisleistung im Zentrum des Applikators normiertes Oberflächendosisleistungsprofil eines idealen Applikators mit drei Hotspot bei $\Phi = 60^\circ$, 66° und 72° und $\Theta = 39^\circ$, die Gesamtaktivität des Applikators ist durch die Hotspots um 2,5% erhöht

Im Vergleich zu den BEBIG Mess-Protokollen bieten die Oberflächendosisleistungsprofile, die im Rahmen dieser Arbeit erstellt wurden, einen schnellen und lückenlosen Überblick. Es wird klar ersichtlich, in welchen Bereichen Hot- oder auch Coolspots sind, so dass eine auf die Dosis bezogene Platzierung der Applikatoren in die Therapieplanung einbezogen werden kann. Damit kann die Schonung des umliegenden gesunden Gewebes und die ausreichende Dosisapplikation im Tumor optimiert werden. Für einen Tumor mit einer breiten Tumorbasis ist es von Vorteil, einen Applikator mit einem ausgeprägten Dosisleistungsplateau zu wählen. Wie bereits in Kapitel 10.2 beschrieben, weist der Applikator CCB1290 das größte Plateau auf. Aber auch ein lokaler, stark ausgeprägter Hotspot (Vergleich Abbildung 10.17 rote Linie) kann ein breites Plateau erzeugen. Dies verdeutlicht die Notwendigkeit, den Dosisleistungsverlauf in Abhängigkeit von Θ für alle Φ zu betrachten, siehe z.B. Abbildungen 10.6 und 10.7. Diese können dem behandelnden Arzt oder Medizinphysiker Aufschluss geben, wie der Applikator auf dem Auge positioniert werden muss. Sie haben damit die Möglichkeit, Winkelbereiche mit ausgeprägtem Plateau bzw. großen Dosiserhöhungen für den Tumor auszunutzen. Ebenso können Bereiche mit Dosisabsenkungen gezielt in Richtung strahlenempfindlicher Bereiche gedreht werden, um diese zu schonen.

11.3 Dosisverteilungen innerhalb der Sklera

Die in der Sklera (Nahfeld bis 1 mm) applizierte Dosis kann aus den BEBIG Mess-Protokollen aus den oben beschriebenen Gründen nur unzureichend abgeschätzt werden. Die Messwerte dort machen diesbezüglich nur eine konkrete Aussage über die Dosis entlang der Zentralachse. Die in Tabelle 11.1 für die in dieser Arbeit vermessenen CCB Applikatoren zusammengestellten Werte sollen verdeutlichen, wie gravierend sich der Einfluss der Dosiserhöhung auswirken könnte, wenn ein Tumor mit großer Höhe mit einem von diesen behandelt würde. Basierend auf

den BEBIG Tiefendosiskurven soll der Einfluss der in den Messungen bestimmten Dosiserhöhungen beispielhaft für einen Tumor mit einer Höhe von 6 bzw. 7 mm diskutiert werden. Dazu werden also die Tiefendosiswerte bei 7 und 8 mm benötigt (Hinzunahme Skleradicke: 1 mm). Die Behandlungsdauer lässt sich aus der Forderung nach einer Apexdosis von 100 Gy bestimmen. Aus der Behandlungsdauer wiederum lassen sich alle weiteren Dosiswerte bestimmen. Die Daten in Tabelle 11.1, die sich auf die Dosis in der Sklera beziehen, gelten in einem effektiven Messabstand von 0,45 mm, also mittig in der Sklera. Sie lassen somit einen direkten Vergleich zu der gegebenen Grenze für die applizierte Dosis in der Tumorbasis von 1600 Gy zu.

	CCB 1256	CCB 1290	CCB 1299
	Eingangsdaten		
Apexdosis [Gy]	100	100	100
Dosiserhöhung bei BEBIG	1,06	1,12	1,00
gemessene Dosiserhöhung	1,18	1,15	1,05
abstandskorr. Dosiserhöhung	1,20	1,19	1,06
	Tumorhöhe 6mm		
Behandlungsdauer [Tage]	3,8	4,4	4,6
BEBIG: Tumorbasis: D(1 mm) [Gy]	796	721	796
BEBIG: Hotspot D(1 mm) [Gy]	844	808	796
BEBIG: Sklera: D(0,45 mm) [Gy]	919	826	920
gem. Hotspot: D(0,45 mm) [Gy]	1080	950	961
korr. gem. Hotspot D(0,45 mm) [Gy]	1106	985	975
	Tumorhöhe 7mm		
Behandlungsdauer [Tage]	5,9	6,6	7,2
BEBIG: Tumorbasis: D(1 mm) [Gy]	1239	1075	1253
BEBIG: Hotspot D(1 mm) [Gy]	1313	1204	1253
BEBIG: Sklera: D(0,45 mm) [Gy]	1430	1231	1449
gem. Hotspot: D(0,45 mm) [Gy]	1680	1416	1514
korr. gem. Hotspot D(0,45 mm) [Gy]	1722	1467	1536

Tabelle 11.1: Zusammenstellung von Dosiswerten, die sich bei der Therapie eines 6 mm bzw. 7 mm hohen Tumors für die vermessenen CCB Applikatoren ergeben würden

Bei einer Tumorhöhe von 6 mm überschreitet keiner der gewählten Applikatoren das Skleralimit von 1600 Gy. Auch für eine Tumorhöhe von 7 mm kann man aus den BEBIG Daten nicht auf ein Überschreiten dieses Limits schließen. Bezieht man aber die Messungen dieser Arbeit mit ein, so ist dieses Limit für den CCB1256 überschritten. Ohne Abstandskorrektur ist dieses Limit um 5% und mit um mindestens 7,6% überschritten. Auf Grund des steilen Dosisabfalls über dem Hotspot muss von einer noch deutlicheren Überschreitung ausgegangen werden. Um das Risiko der Nebenwirkungen für die Sklera möglichst zu minimieren, sollte ein Applikator mit einer möglichst kleinen Dosisleistung in der Tumorbasis gewählt werden. Die Messungen bestätigen, dass der CCB1290 am geeignetsten für die Behandlung des Tumors wäre. Beim CCB1256 ist die Dosiserhöhung allerdings deutlich unterschätzt, da dieser einen nur sehr lokal ausgeprägten Hotspot besitzt und damit die Gefahr diesen beim Messen des Oberflächendosisprofils nicht oder nur unzureichend zu erfassen, groß ist. Um dies noch einmal zu verdeutlichen, sind

in Abbildung 11.10 die Messlinien von BEBIG eingezeichnet (weiß). Sollte es nun zu einem maximalen Versatz (schwarz) in Φ von $22,5^\circ$ kommen, so würde man die Erhöhung im Hotspot mit 5% statt 20% nachweisen.

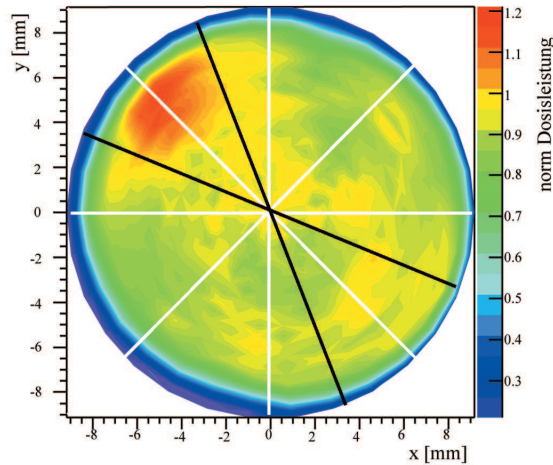


Abbildung 11.10: *in einem effektiven Messabstand von 0,45 mm gemessenes und abstandskorrigiertes auf die Dosisleistung im Zentrum normiertes Oberflächen-dosisleistungsprofil des Applikators CCB1256; in weiß sind die Messlinien von BEBIG angedeutet, in schwarz der maximal mögliche Versatz*

Die in dieser Arbeit entwickelte Messapparatur ermöglicht also eine sehr präzise Abschätzung der in der Sklera applizierten Dosis.

Außerdem können mit den aus den Messungen gewonnenen Daten die in der Therapieplanung üblicheren Isodosenkurven (Vergleich Abbildung 2.3) für den Bereich der Sklera erstellt werden. In den Abbildungen 11.11, 11.12 und 11.13 sind diese für die vermessenen CCB Applikatoren dargestellt. Dabei wurde der Übersichtlichkeit wegen für jeden Winkel Θ über Φ gemittelt.

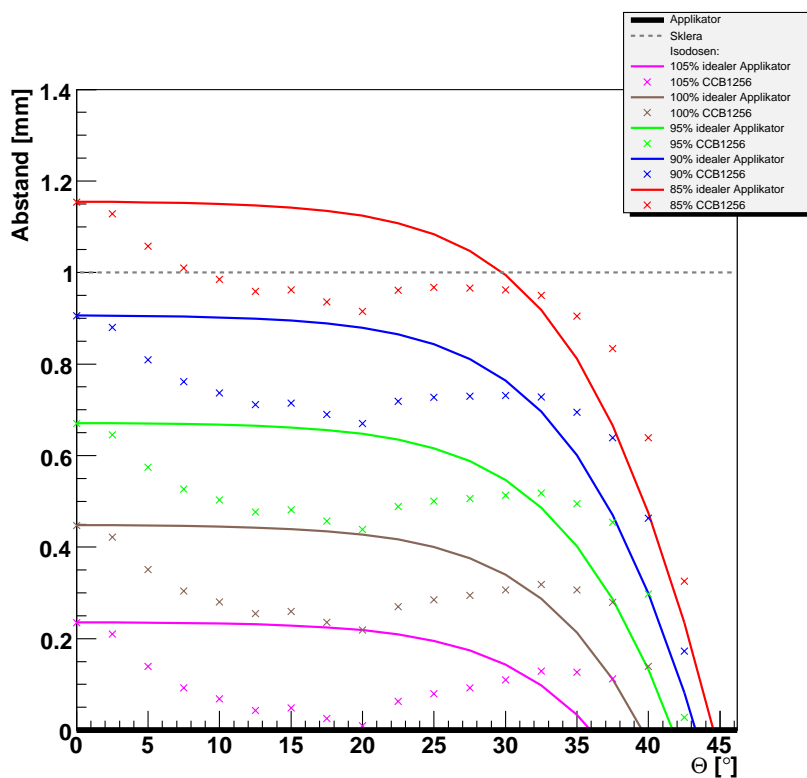


Abbildung 11.11: Isodosenkurven für den Applikator CCB 1256

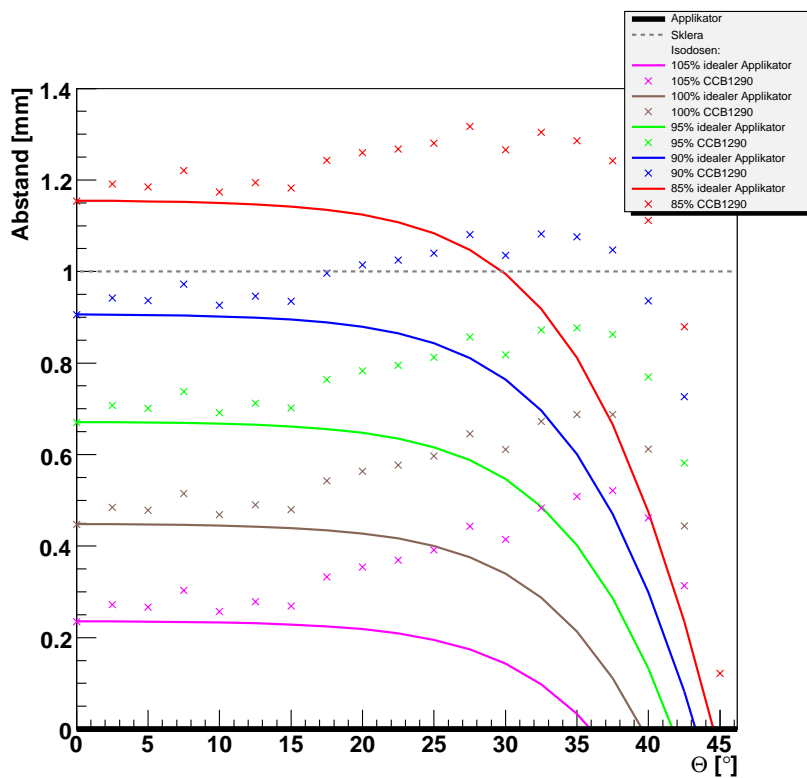


Abbildung 11.12: Isodosenkurven für den Applikator CCB 1290

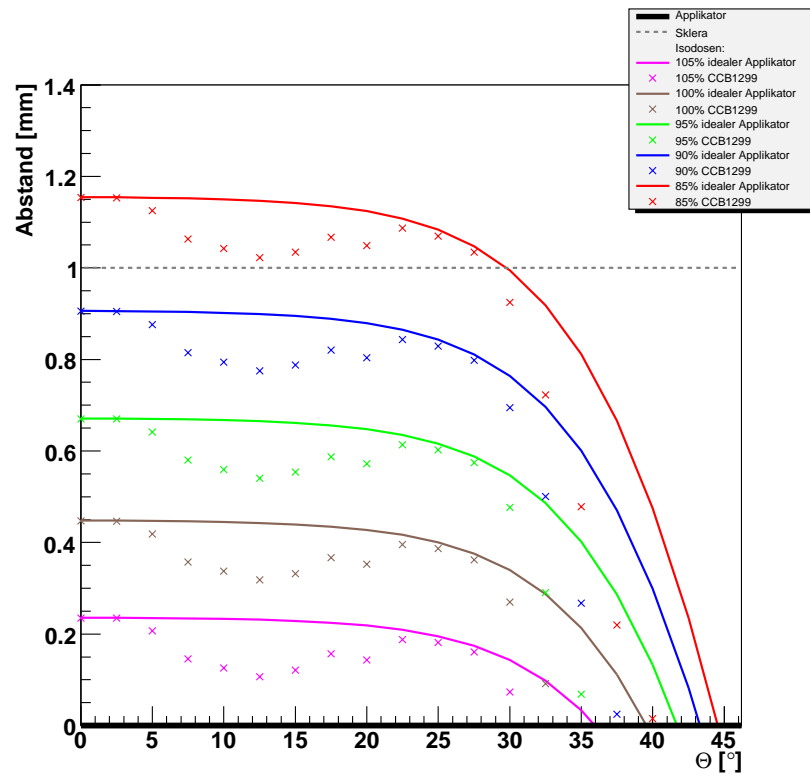


Abbildung 11.13: Isodosenkurven für den Applikator CCB 1299

11.4 Ausblick

Mit dem entwickelten Messsystem ist eine lückenlose Aufnahme des Oberflächen-dosisleistungsprofils eines Applikators in einem geringen Abstand möglich. Dadurch kann die Basisdosimetrie im klinischen Betrieb oder auch bei BEBIG deutlich optimiert werden. Da für den Einsatz im klinischen Betrieb Zeit- und Kostenfaktoren berücksichtigt werden müssen, ist die Messung der Profile vollständig automatisiert. Darüber hinaus ermöglicht das innerhalb dieser Arbeit entwickelte Analyseprogramm die Auswertung der Daten unter Berücksichtigung aller nötigen Korrekturen und liefert eine anschauliche Darstellung der Ergebnisse.

Den größten zeitlichen Aufwand stellt zur Zeit noch der Einbau der Applikatoren in die Apparatur dar. Eine Vergrößerung des Wasserphantoms würde die Handhabung grundsätzlich erleichtern. Eine Automatisierung der Fixierung und Positionierung der Applikatoren wäre sowohl aus zeitlichen wie auch strahlenschutztechnischen Gründen sinnvoll. Zusätzlich sollte die Apparatur zur automatisierten Vermessung von präzisen Tiefendosisprofilen an beliebigen Θ und Φ Positionen erweitert werden. Alle diese Änderungen und Erweiterungen sind unter Beibehaltung der grundlegenden Konzepte der Apparatur umsetzbar.

In einem ersten Schritt ist es mit der entwickelten Apparatur möglich, eine generelle Qualitätskontrolle der Applikatoren bezüglich der Homogenität ihrer radioaktiven Belegung durchzuführen. Diese kann lückenlos erfasst werden, so dass Applikatoren, die zu große Inhomogenitäten aufweisen, direkt vom Hersteller oder der Klinik aussortiert werden können.

Die bisherigen Messungen und Monte Carlo Simulationen ermöglichen die für jeden Applikator individuelle Anfertigung von 3D-Dosisprofilen für die Sklera, wie

sie in den Abbildungen 11.11, 11.12 und 11.13 in Form von Isodosenkurven gezeigt sind. Mit deren Hilfe kann die Therapieplanung bereits optimiert werden. Desweiteren sind diese Daten die Voraussetzung für eine klinische Studie. Durch eine Dokumentation der Positionierung der Applikatoren auf den Augen können im Nachhinein auftretende Nebenwirkungen mit den Dosisprofilen korreliert werden. Daraus könnten in Folge Rückschlüsse auf die Abhängigkeit von Nebenwirkungen mit der applizierten Dosis gezogen werden, die zu einer Optimierung der Angabe von Dosislimits für die Sklera und von tolerierbaren Rahmen für Inhomogenitäten führen könnten.

Es wurde gezeigt, dass die Form der Tiefendosiskurven abhängig von der Messposition und der Homogenität der dortigen radioaktiven Belegung ist. Daher ist es in einem weiteren Schritt nötig ein 3D-Dosisleistungsprofil für das komplette Auge anzugeben. Dazu müssen aber sowohl die aus den Messungen wie aus den Monte Carlo Simulationen stammenden Tiefendosiskurven erweitert und optimiert werden. Zum einen müssen die Tiefendosiskurven winkelabhängig bis in größere Tiefen (etwa 10 mm) aufgenommen werden, wobei dem Randbereich besondere Aufmerksamkeit gehören muss. Zum anderen muss die individuelle Aktivitätsverteilung der Applikatoren dabei berücksichtigt werden. Dass dies möglich ist, wurde bereits für das Einfügen kleiner, lokaler Hotspots gezeigt. Aus diesen Messungen und Monte Carlo Simulationen sollte dann eine Parametrisierung erfolgen, die es für den klinischen Alltag möglich macht aus einem einfachen Eingangsdatensatz aus Oberflächendosisprofil und Tiefendosiskurve entlang der Zentralachse das 3D-Dosisleistungsprofil für das komplette Auge zu bestimmen.

Für eine endgültige Therapieplanung müssen dann in einem letzten Schritt die Informationen über den Tumor und das Auge mit den Informationen über die jeweiligen Applikatoren verbunden werden, um eine individuelle auf den Tumor abgestimmte Wahl des Applikators zu erlauben.

Kapitel 12

Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung eines hochpräzisen Dosimetriesystems zur Optimierung der Basisdosimetrie von Augenapplikatoren, die zur Therapie von Augentumoren eingesetzt werden. Um alle Inhomogenitäten der radioaktiven Belegung und Geometrieeffekte der Applikatoren zu erfassen, ist eine lückenlose Aufnahme des Oberflächendosisleistungsprofils in einem geringen Abstand nötig. Dies ist in vollem Umfang und mit der benötigten Präzision mit der entwickelten Messapparatur möglich. Die für den Einsatz im klinischen Betrieb wichtigen Zeit- und Kostenfaktoren wurden durch eine vollständige Automatisierung bei der Messung und der Auswertung berücksichtigt, so dass ein Einsatz der Messapparatur zur Optimierung der Basisdosimetrie im therapeutischen Betrieb oder auch beim Hersteller der Applikatoren denkbar ist.

Alle an das Design der Messapparatur gestellten Anforderungen konnten erfolgreich umgesetzt werden. Die Bewegungen in Θ und Φ sind mit Schrittweiten von $0,01^\circ$ bzw. $0,15^\circ$ möglich. Die daraus resultierenden Abstände der Messpunkte sind weit kleiner als der Durchmesser des Detektors, so dass eine lückenlose Aufnahme des Oberflächendosisleistungsprofils möglich ist. Die Apparatur bietet die nötige Stabilität und Monte Carlo Studien bestätigten, dass es durch die Wahl der in der Apparatur verbauten Materialien nicht zu signifikanten Veränderungen der Dosisverteilung kommt. Der Applikator kann reproduzierbar in die Apparatur eingebaut werden. Die seitliche Verschiebung ist kleiner als $0,2\text{ mm}$ und die Variation in Φ liegt bei maximal 1° . Der Detektor kann mit einer Genauigkeit von besser als $0,1\text{ mm}$ oberhalb des Applikators positioniert werden. Für einen Einsatz im klinischen Betrieb wäre eine Automatisierung der Fixierung und Positionierung der Applikatoren sowohl aus zeitlichen wie auch strahlenschutztechnischen Gründen sinnvoll. Zusätzlich sollte die Apparatur zur automatisierten Vermessung von präzisen Tiefendosiskurven erweitert werden.

Als Detektorsystem wurde ein an der TU Dortmund entworfenes und an der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) in Braunschweig weiter entwickeltes Zweikanal-Plastiksintillatordetektorsystem verwendet. Messungen mit Sekundärstandards des National Institute of Standards and Technology (NIST, USA) und der PTB bestätigten die Linearität zwischen dem gemessenen Strom und der bestimmten Dosisleistung über die benötigten drei Größenordnungen. Die umfangreichen Kalibrierungen des Messsystem resultieren in einer kombinierten Unsicherheit des absoluten Kalibrierungsfaktors zur Bestimmung der Wasser-Energiedosisleistung unter 4% .

Die Messungen konnten mit dem geforderten geringen Messabstand zwischen Detektor- und Applikatoroberfläche durchgeführt werden. Zu einem Sicherheitsabstand von 0,1 mm kommt eine kleine, aber durch die Messung des Oberflächenprofils bekannte, Variation von 0,2 mm, so dass der maximale Messabstand unter 0,3 mm liegt. Durch eine Korrelation des Oberflächen- mit dem jeweiligen Dosisleistungsprofil ist der effektive Messabstand für jeden Messpunkt bekannt.

Eine Optimierung des Signals wurde durch die Berücksichtigung des stark abstands- und winkelabhängigen Čerenkovsignals erreicht. Das Čerenkovsignal macht in diesen Messungen bis zu 25% des Gesamtsignals aus. Der um den Čerenkovanteil korrigierte Signalstrom kann mit einer Unsicherheit von kleiner 3,5% bestimmt werden. Die Oberflächendosisleistung weist somit die geforderte Präzision mit einer kombinierten Unsicherheit unter 5,5% auf. Diese Messungen wurden erfolgreich für alle gängigen ^{106}Ru -Applikatorotypen der Firma BEBIG ausgeführt.

Die auf die Messgeometrie angepassten Monte Carlo Simulationen mit dem Programm EGSnrcMP sind in guter Übereinstimmung mit den Messresultaten. Es wurden Applikatoren mit und ohne Inhomogenitäten modelliert. Diese belegen die Gefahr, dass kleine Inhomogenitäten trotz hoher Aktivität in den BEBIG Messprotokollen nicht erfasst würden und somit bei einer darauf basierenden Therapieplanung nicht berücksichtigt werden könnten. Kleine Variationen im Winkel führen zu einer deutlichen Abnahme der Dosis, so dass eine lückenlose Aufnahmen des Dosisleistungsprofils unumgänglich ist.

Weitere Messungen mit den CCB Applikatoren und entsprechende Monte Carlo Simulationen haben eine deutliche Abhängigkeit des Dosisgradienten der Tiefendosisprofile vom Kippwinkel Θ nachgewiesen. Auf Basis dieser Dosisgradienten konnte die auf Grund des variierenden Messabstandes vorliegende Dosisvariation korrigiert werden. Die Korrekturen liegen bei einer maximalen Abstandsvariation von 0,2 mm bis zu einem Kippwinkel Θ von 30° bei 5% und steigen im Randbereich auf 9,4% an.

Die Oberflächendosisleistungsprofile können also in einem konstanten und geringen Abstand mit hoher Präzision angegeben werden. Sie bieten einen schnellen und lückenlosen Überblick über Bereiche mit Hot- oder auch Coolspots. Die Abweichungen zu einem modellierten homogen belegten Applikator liegen zwischen -67% und 49%. Dies ermöglicht sowohl eine generelle Qualitätskontrolle der Applikatoren bezüglich der Homogenität ihrer radioaktiven Belegung als auch den Einbezug einer auf die Dosis bezogenen Platzierung der Applikatoren in die Therapieplanung. Damit kann die Schonung des umliegenden gesunden Gewebes und die ausreichende Dosisapplikation im Tumor optimiert werden.

In eine präzise Berechnung von dreidimensionalen Dosisverteilungen der Applikatoren für den relevanten Bereich des Auges bis hin zu Tiefen von 10 mm müssen sowohl die besonders im Randbereich der Applikatoren gravierenden Geometrieeffekte wie auch die gemessenen Inhomogenitäten eingehen.

Mit den Messungen und Monte Carlo Simulationen in dieser Arbeit ist die Basis für diese Rechnungen geschaffen. Erste dreidimensionale Dosisprofile und Isodosenkurven wurden für den Bereich der Sklera erstellt. Durch eine Dokumentation der Positionierung der Applikatoren auf den Augen können auftretende Komplikationen mit den Dosisprofilen korreliert werden. Daraus könnten Angaben von Dosislimits für die Sklera oder tolerierbaren Rahmen für Inhomogenitäten in der

Therapieplanung erfolgen.

In einem weiteren Schritt müssen Messungen und Monte Carlo Simulationen der Dosisprofile auf den größeren Volumenbereich erweitert werden. Eine Parametrisierung der Daten ermöglicht dann für den klinischen Alltag die Bestimmung des 3D-Dosisprofils aus einem einfachen Eingangssatzen aus Oberflächendosisprofil und Tiefendosiskurve entlang der Zentralachse mit der in dieser Arbeit entwickelten Apparatur. Dieses erweiterte Dosisprofil kann eine klinische Studie über den Zusammenhang von applizierte Dosis und auftretenden Nebenwirkungen ermöglichen.

Anhang A

Einstellungen in EGSnrcMP

Die folgenden Einstellungen in EGSnrcMP wurden für die Monte Carlo Simulationen gewählt, eine genaue Beschreibung ist [PIRS701] zu entnehmen.

Transport parameter and cross section options:

Global Pcut	0.001
Pair cross sections	BH
Pair angular sampling	Simple
Triplet production	Off
Bound Compton scattering	On
Radiative Compton corrections	Off
Rayleigh scattering	On
Atomic relaxations	On
Photoelectron angular sampling	On
Global Ecut	0.521
Brems cross sections	BH
Brems angular sampling	KM
Spin effects	On
Electron Impact Ionization	Off
Global Smax	1e+10
ESTEPE	0.25
Ximax	0.5
Boundary crossing algorithm	Exact
Skin depth for BCA	3
Electron-step algorithm	EGSnrc

Energie [MeV]	Häufigkeit	Energie [MeV]	Häufigkeit
0,05	0,31	1,80	0,86
0,10	0,35	1,85	0,83
0,15	0,40	1,90	0,81
0,20	0,44	1,95	0,78
0,25	0,49	2,00	0,75
0,30	0,53	2,05	0,72
0,35	0,57	2,10	0,70
0,40	0,62	2,15	0,66
0,45	0,66	2,20	0,63
0,50	0,70	2,25	0,60
0,55	0,73	2,30	0,57
0,60	0,77	2,35	0,54
0,65	0,80	2,40	0,51
0,70	0,83	2,45	0,48
0,75	0,86	2,50	0,44
0,80	0,88	2,55	0,41
0,85	0,91	2,60	0,38
0,90	0,93	2,65	0,35
0,95	0,95	2,70	0,32
1,00	0,96	2,75	0,29
1,05	0,98	2,80	0,26
1,10	0,99	2,85	0,23
1,15	0,99	2,90	0,20
1,20	1,00	2,95	0,18
1,25	1,00	3,00	0,15
1,30	1,00	3,05	0,13
1,35	1,00	3,10	0,11
1,40	0,99	3,15	0,09
1,45	0,98	3,20	0,07
1,50	0,97	3,25	0,05
1,55	0,96	3,30	0,03
1,60	0,94	3,35	0,02
1,65	0,92	3,40	0,01
1,70	0,90	3,45	0,01
1,75	0,88	3,50	0,00

Tabelle A.1: *modelliertes kontinuierliches β -Spektrum von ^{106}Rh*

Energie [MeV]	Häufigkeit [%]	Energie [MeV]	Häufigkeit [%]
0,5119	20,4000	1,5772	0,0011
0,6162	0,7548	2,1932	0,0049
1,1281	0,4039	2,7053	0,0025
0,6219	9,9348	1,1599	0,0002
0,7174	0,0065	2,2719	0,0014
1,0456	0,0133	1,2588	0,0006
0,4284	0,0706	1,6874	0,0006
0,4343	0,0202	1,6932	0,0007
1,0504	1,5586	2,3090	0,0056
1,5623	0,1632	2,8211	0,0012
0,5783	0,0084	1,2660	0,0010
1,1945	0,0573	2,3164	0,0064
1,3976	0,0027	1,3157	0,0035
0,4392	0,0126	2,3660	0,0233
0,8735	0,4386	1,7745	0,0013
1,4896	0,0012	2,3906	0,0065
0,6803	0,0110	2,9025	0,0001
0,6848	0,0055	1,3557	0,0006
1,1087	0,0059	1,3602	0,0022
1,1145	0,0118	1,7841	0,0004
1,7305	0,0022	2,4060	0,0145
2,2424	0,0021	2,9170	0,0009
0,7159	0,0100	2,4568	0,0003
1,1502	0,0031	1,9093	0,0014
1,7663	0,0343	2,5250	0,0002
0,7513	0,0011	3,0373	0,0010
1,1807	0,0145	1,4988	0,0067
1,7969	0,0277	2,5427	0,0030
1,2098	0,0004	3,0550	0,0003
1,3052	0,0013	1,8550	0,0012
1,9272	0,0153	1,9546	0,0002
2,4391	0,0046	2,5711	0,0014
1,9735	0,0002	2,6514	0,0007
2,4846	0,0009	3,1647	0,0000
0,9426	0,0006	2,0933	0,0004
1,3723	0,0021	2,7095	0,0037
1,9884	0,0261	3,2498	0,0001
1,0621	0,0320	2,7401	0,0002
1,4963	0,0222	3,2734	0,0001
2,1125	0,0345	2,7873	0,0001
0,7028	0,0003	2,1857	0,0002
1,5724	0,0002	2,8090	0,0007

Tabelle A.2: *modelliertes diskretes γ -Spektrum von ^{106}Rh*

Anhang B

Mess-Protokolle von BEBIG

Mess-Protokoll
Protocol of Measurements



An Eckert & Ziegler Company

Für die radioaktiven Strahler For the radioactive sources				
Produkt-Code product code	Ru6.A06	Seriennr. serial no.	CCB 1256	Nuklid nuclide
				Ru-106

wurde folgende Größe durch Messung bestimmt:
the following quantity has been measured:

Messgröße quantity measured	Beschreibung der Messung description of the measurement
Energiedosisleistung in Wasser/ absorbed dose rate to water	Die Energiedosisleistung der β -Strahlung in gewebe-äquivalentem Material wurde im Wasserphantom mit einem Szintillationsdetektor (Durchmesser: 1 mm, Höhe: 0.5 mm) gemessen. Die Ergebnisse sind auf den NIST-Standard (12/2001) rückführbar. / The absorbed dose rate of β -radiation in tissue-equivalent material has been measured with a scintillator (diameter: 1 mm, height: 0.5 mm) in a water phantom. The results are traceable to NIST standard (12/2001).

Messergebnisse measurement results	Messdatum date of measurement
	01.06.05

Die Messergebnisse werden in mm Abstand des Szintillatormittelpunkts von der inneren (konkaven) Oberfläche des Applikators entlang der Zentralachse angegeben und zusammen mit einer Regressionsfunktion dargestellt. Relative Angaben sind auf den Referenzpunkt ($r=0.0$ mm, $z=2.0$ mm) bezogen. /
The results are stated in mm distance of the scintillator midpoint from the inner (concave) surface of the plaque along the central axis, and shown graphically on a regression function. Relative data are normalized to the reference point at ($r=0.0$ mm; $z=2.0$ mm).

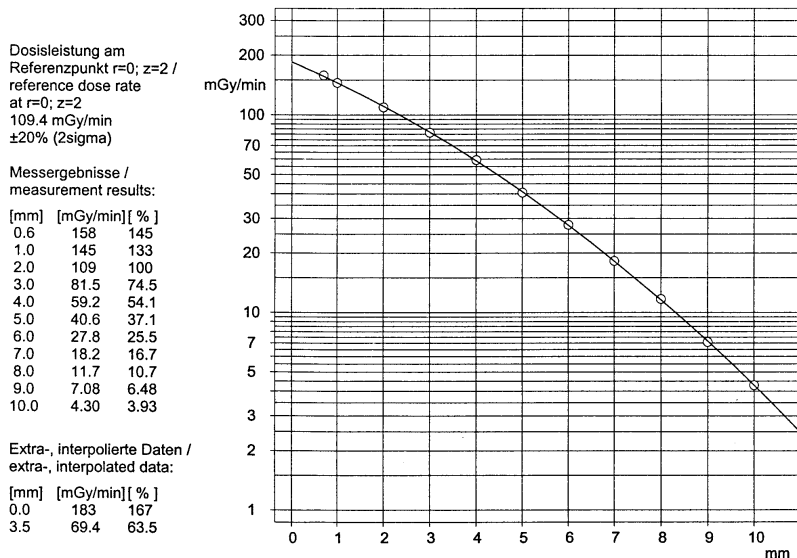


Abbildung B.1: Mess-Protokoll CCB1256 - Tiefendosiskurve

Mess-Protokoll
Protocol of Measurements



An Eckert & Ziegler Company

Für die radioaktiven Strahler For the radioactive sources			
Produkt-Code product code	Ru6.A06	Serienr. serial no.	CCB 1256
		Nuklid nuclide	Ru-106

wurde folgende Größe durch Messung bestimmt:
the following quantity has been measured:

Messgröße quantity measured	Beschreibung der Messung description of the measurement
Energiedosisleistung in Wasser/ absorbed dose rate to water	Die Energiedosisleistung der β -Strahlung in gewebe-äquivalentem Material wurde im Wasserphantom mit einem Szintillationsdetektor (Durchmesser: 1 mm, Höhe: 0.5 mm) gemessen. Die Ergebnisse sind auf den NIST-Standard (12/2001) rückführbar. / The absorbed dose rate of β -radiation in tissue-equivalent material has been measured with a scintillator (diameter: 1 mm, height: 0.5 mm) in a water phantom. The results are traceable to NIST standard (12/2001).

Messergebnisse measurement results	Messdatum date of measurement
	01.06.05

Die Messpunkte befinden sich an 33 Positionen auf einer gedachten konzentrischen Kugelfläche in 1.0 mm Abstand über der inneren Oberfläche des Applikators. Die ersten zwei Kreise mit Messpunkten liegen innerhalb der Applikatorfläche, der dritte Kreis über dem Rand der aktiven Schicht und der äußere Kreis ca. 5 mm außerhalb. Die dargestellten relativen Messdaten (in %) sind auf den Wert des Zentralpunkts ($r=0.0$ mm; $z=1.0$ mm) normiert. /
The measurement points are placed at 33 positions on a concentric sphere 1.0 mm above the plaque's inner surface. The inner two circle positions are within the applicator surface, the third circle above the edge of the active layer and the outer circle is about 5 mm outside. The relative data shown in % are normalized to the central point ($r=0.0$ mm; $z=1.0$ mm).

Messwert im Zentrum /
result in the centre = 100%
145.3 mGy/min
 $\pm 20\%$ (2sigma)

"X": Referenzrichtung /
reference direction

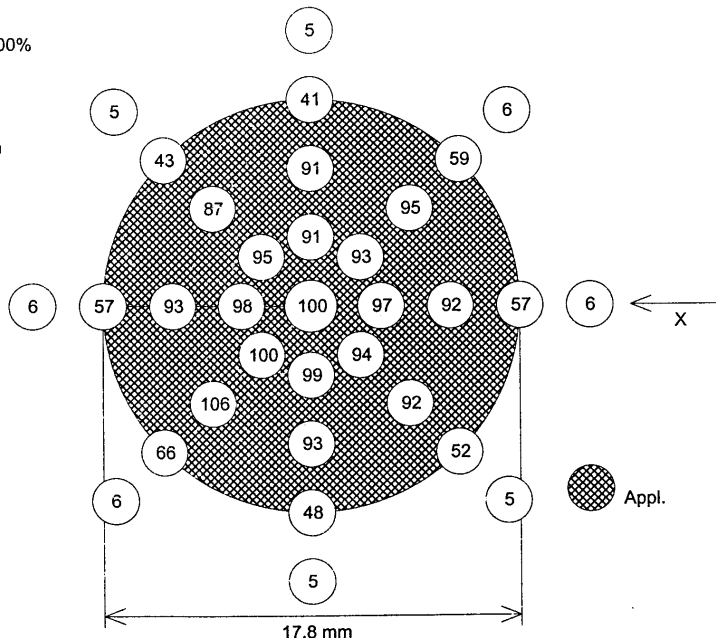


Abbildung B.2: Mess-Protokoll CCB1256 - Oberflächendosisleistungsprofil

Dosisleistung am
 Referenzpunkt $r=0; z=2$ /
 reference dose rate
 at $r=0; z=2$
 87.7 mGy/min
 $\pm 20\%$ (2sigma)

Messergebnisse /
 measurement results:

[mm]	[mGy/min]	[%]
0.6	123	140
1.0	114	129
2.0	87.7	100
3.0	65.2	74.4
4.0	47.3	53.9
5.0	34.1	38.8
6.0	23.8	27.1
7.0	15.8	18.0
8.0	10.6	12.1
9.0	6.53	7.44
10.0	3.58	4.08

Extra-, interpolierte Daten /
 extra-, interpolated data:

[mm]	[mGy/min]	[%]
0.0	142	162
3.5	56.0	63.8

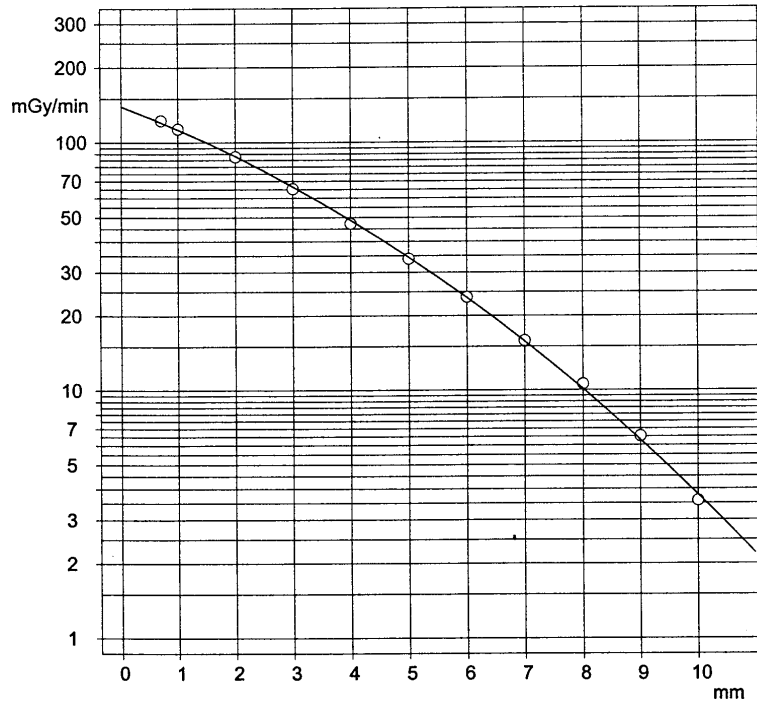


Abbildung B.3: Mess-Protokoll CCB1290 - Tiefendosiskurve

Messwert im Zentrum /
 result in the centre = 100%
 113.5 mGy/min
 $\pm 20\%$ (2sigma)

"X": Referenzrichtung /
 reference direction

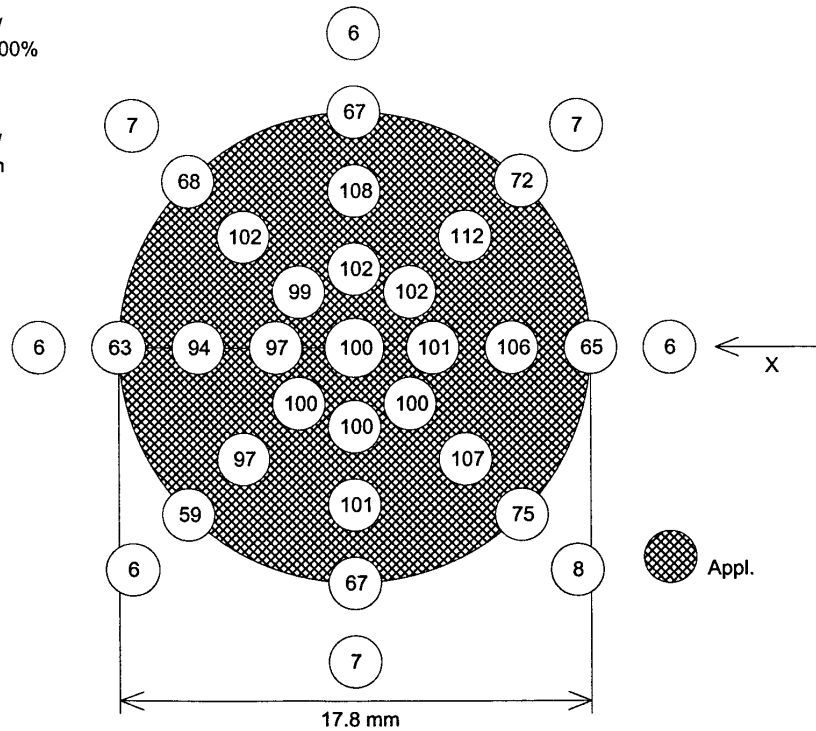


Abbildung B.4: Mess-Protokoll CCB1290 - Oberflächendosisleistungsprofil

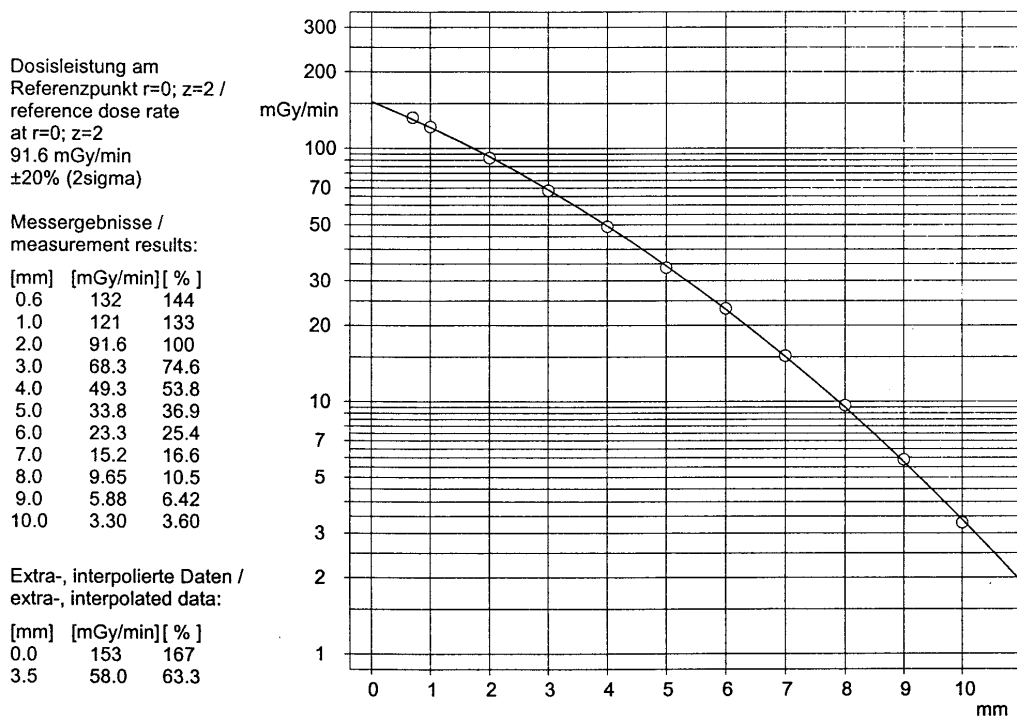


Abbildung B.5: Mess-Protokoll CCB1299 - Tiefendosiskurve

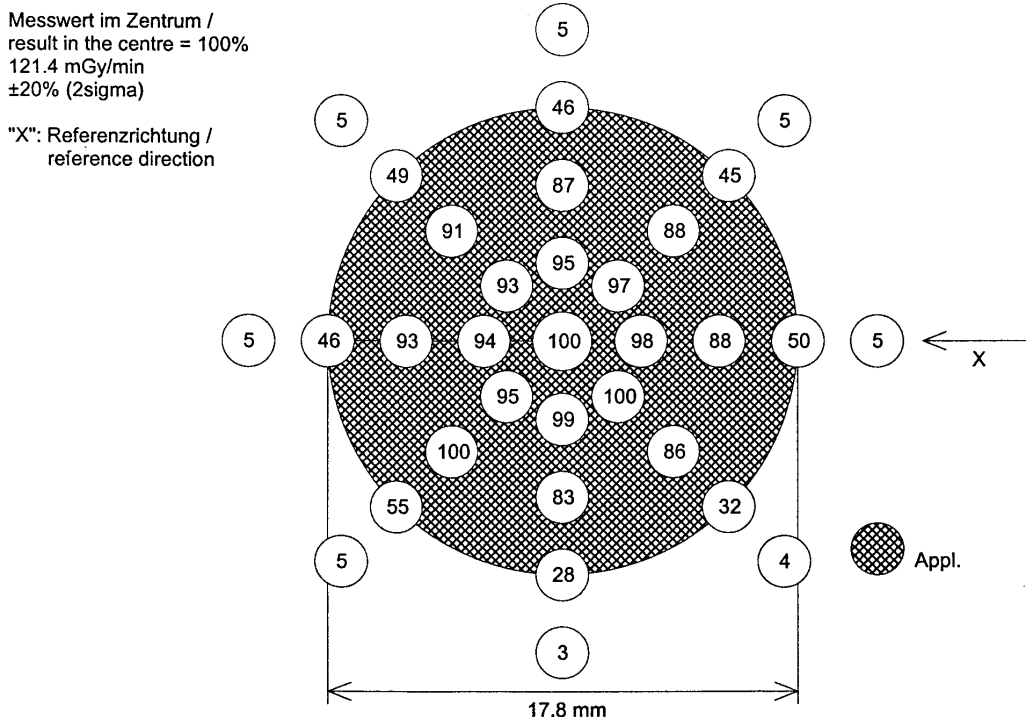


Abbildung B.6: Mess-Protokoll CCB1299 - Oberflächendosisleistungsprofil

Dosisleistung am
Referenzpunkt $r=0; z=2$ /
reference dose rate
at $r=0; z=2$
85.7 mGy/min
 $\pm 20\%$ (2sigma)

Messergebnisse /
measurement results:

[mm]	[mGy/min]	[%]
0.6	122	142
1.0	112	131
2.0	85.7	100
3.0	62.9	73.3
4.0	43.3	50.5
5.0	29.6	34.6
6.0	19.7	23.0
7.0	12.1	14.2
8.0	7.25	8.46
9.0	4.29	5.01
10.0	2.24	2.62

Extra-, interpolierte Daten /
extra-, interpolated data:

[mm]	[mGy/min]	[%]
0.0	141	165
3.5	52.6	61.3

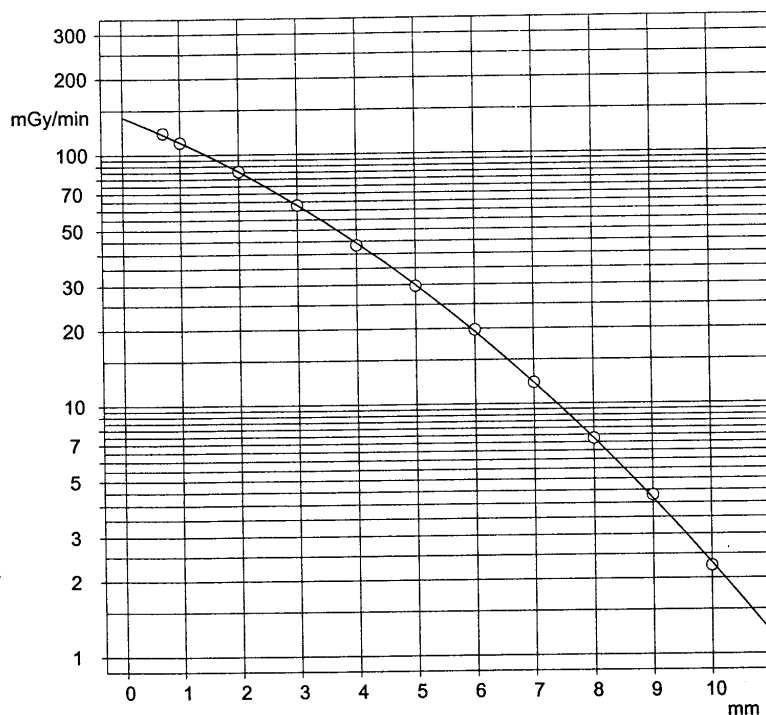


Abbildung B.7: Mess-Protokoll CCA968 - Tiefendosiskurve

Messwert im Zentrum /
result in the centre = 100%
112.0 mGy/min
 $\pm 20\%$ (2sigma)

"X": Referenzrichtung /
reference direction

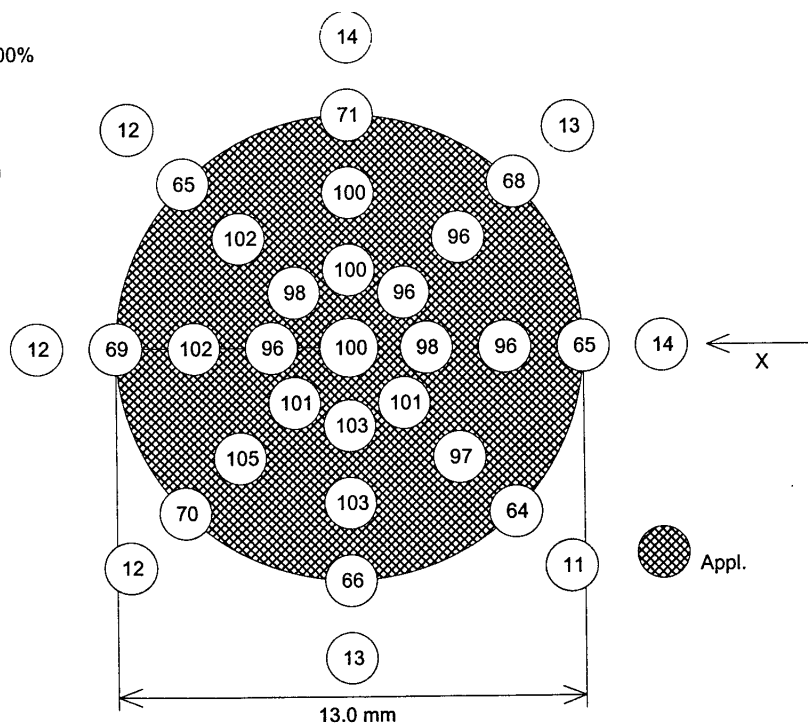


Abbildung B.8: Mess-Protokoll CCA968 - Oberflächendosisleistungsprofil

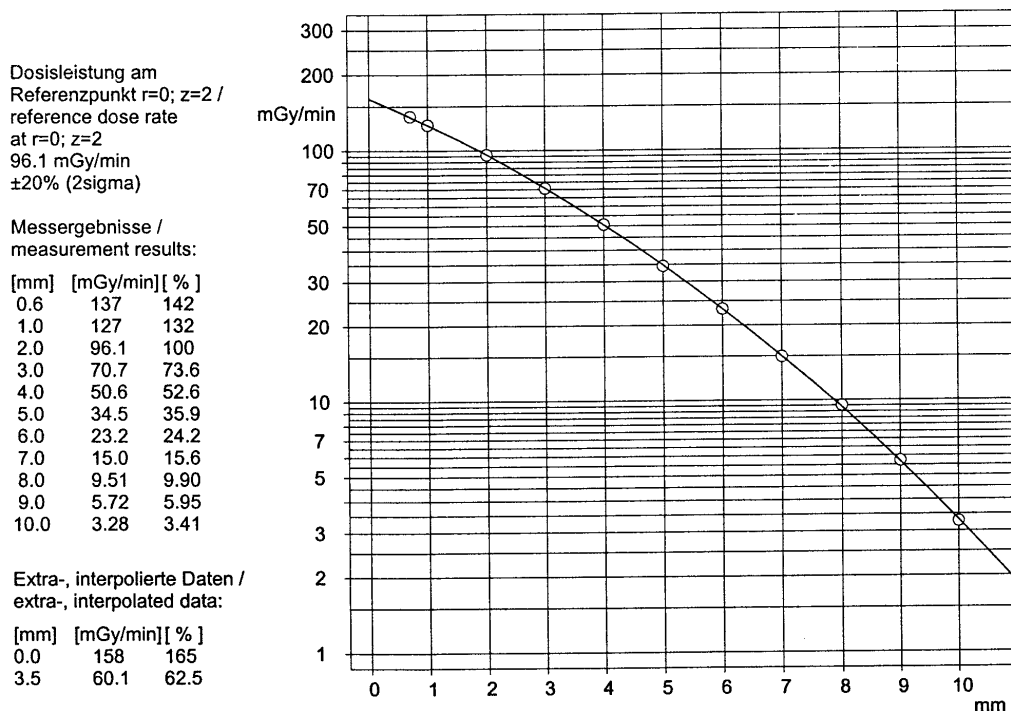


Abbildung B.9: Mess-Protokoll COB703 - Tiefendosiskurve

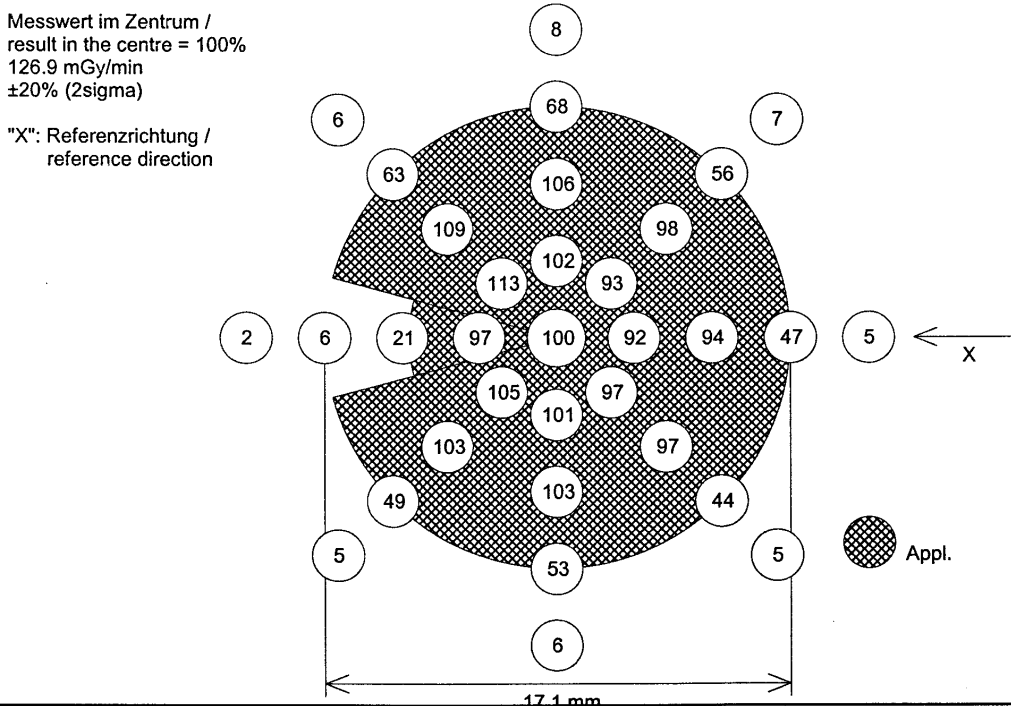


Abbildung B.10: Mess-Protokoll COB703 - Oberflächendosisleistungsprofil

Dosisleistung am
Referenzpunkt $r=0$; $z=2$ /
reference dose rate
at $r=0$; $z=2$
91.3 mGy/min
 $\pm 20\%$ (2sigma)

Messergebnisse /
measurement results:

[mm]	[mGy/min]	[%]
0.6	137	150
1.0	124	136
2.0	91.3	100
3.0	66.2	72.5
4.0	44.7	49.0
5.0	30.9	33.8
6.0	21.0	23.0
7.0	13.5	14.8
8.0	8.48	9.29
9.0	5.21	5.71
10.0	3.00	3.28

Extra-, interpolierte Daten /
extra-, interpolated data:

[mm]	[mGy/min]	[%]
0.0	163	179
3.5	54.6	59.9

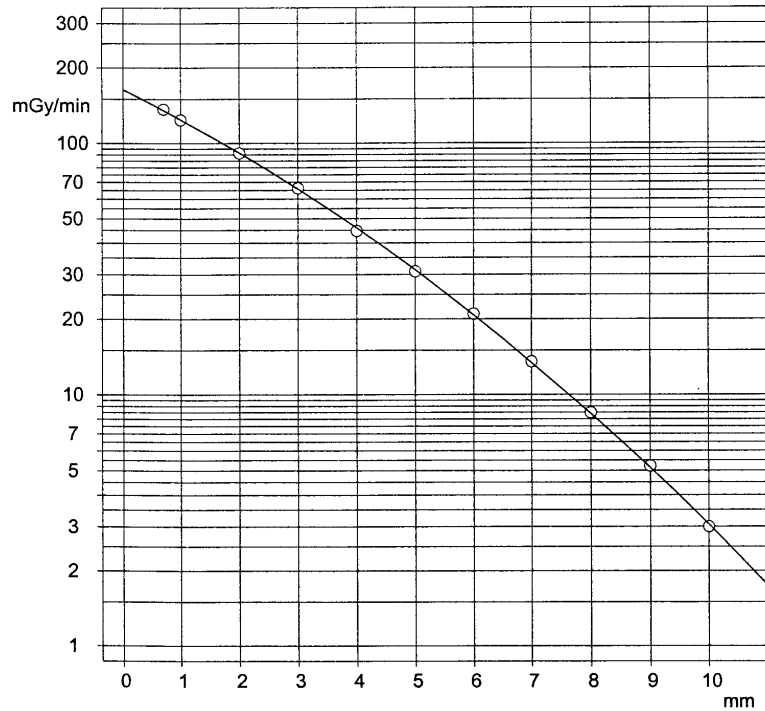


Abbildung B.11: Mess-Protokoll CIB317 - Tiefendosiskurve

Messwert im Zentrum /
result in the centre = 100%
123.8 mGy/min
 $\pm 20\%$ (2sigma)

"X": Referenzrichtung /
reference direction

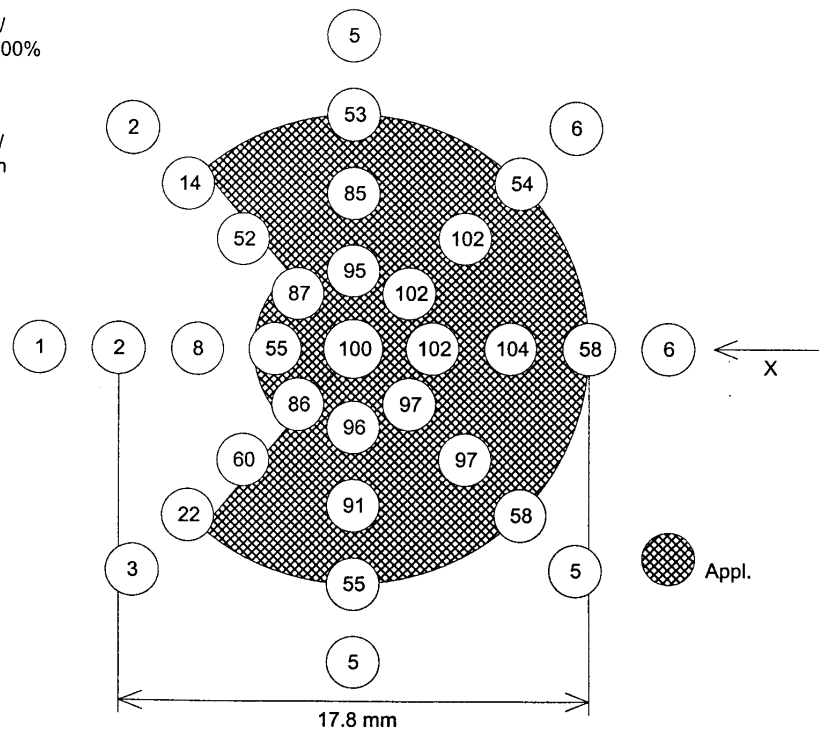


Abbildung B.12: Mess-Protokoll CIB317 - Oberflächendosisleistungsprofil

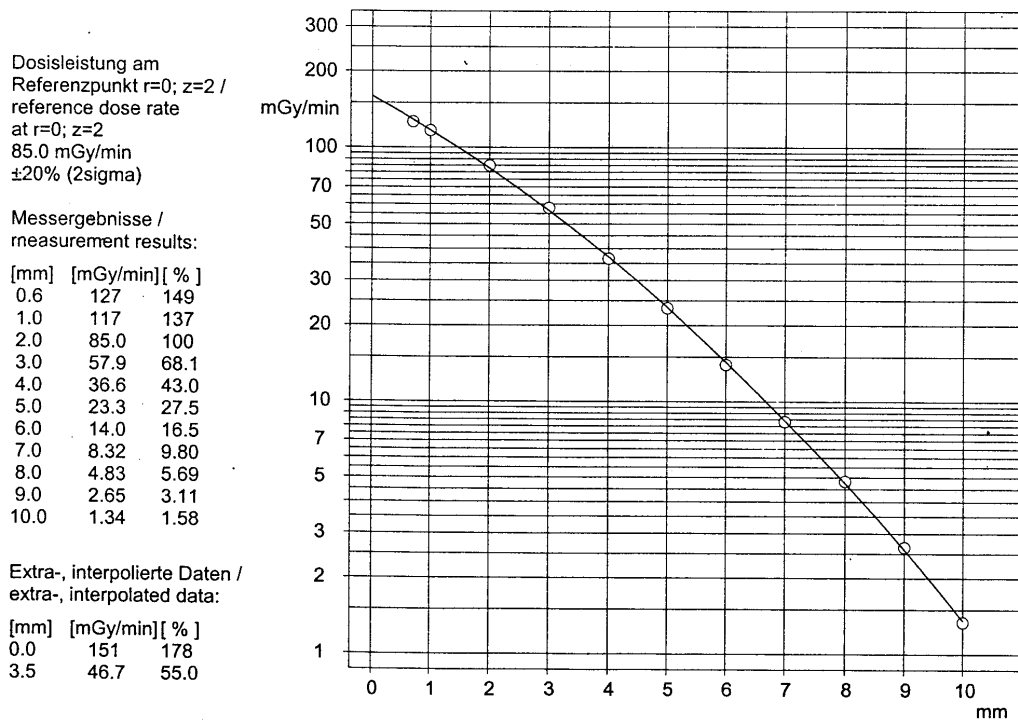


Abbildung B.13: Mess-Protokoll CCX136 - Tiefendosiskurve

Messwert im Zentrum /
result in the centre = 100%
116.7 mGy/min
±20% (2sigma)

"X": Referenzrichtung /
reference direction

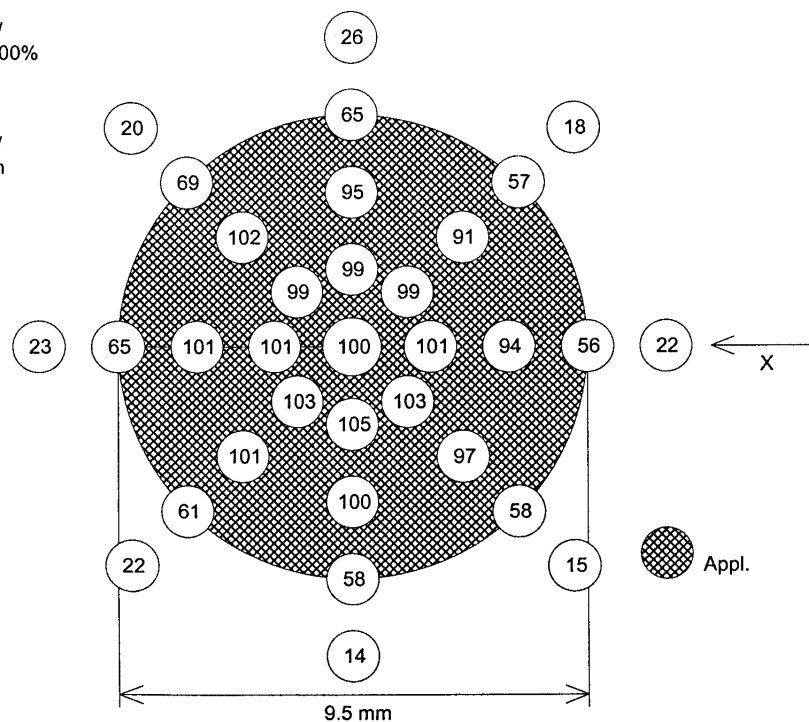


Abbildung B.14: Mess-Protokoll CCX136 - Oberflächendosisleistungsprofil

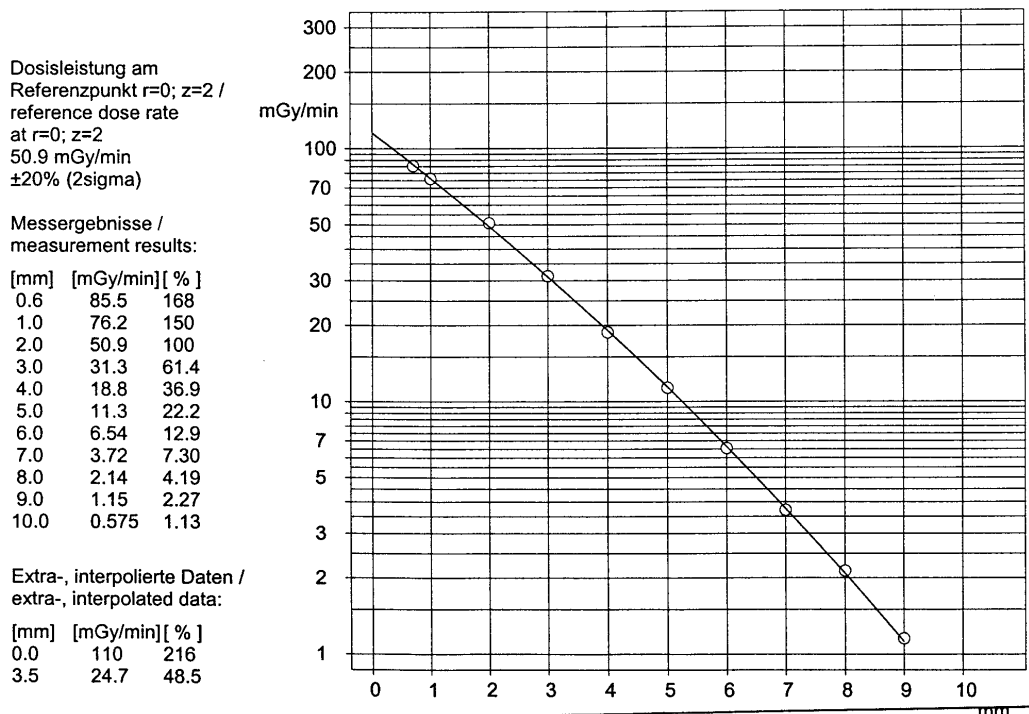


Abbildung B.15: Mess-Protokoll CXS32 - Tiefendosiskurve

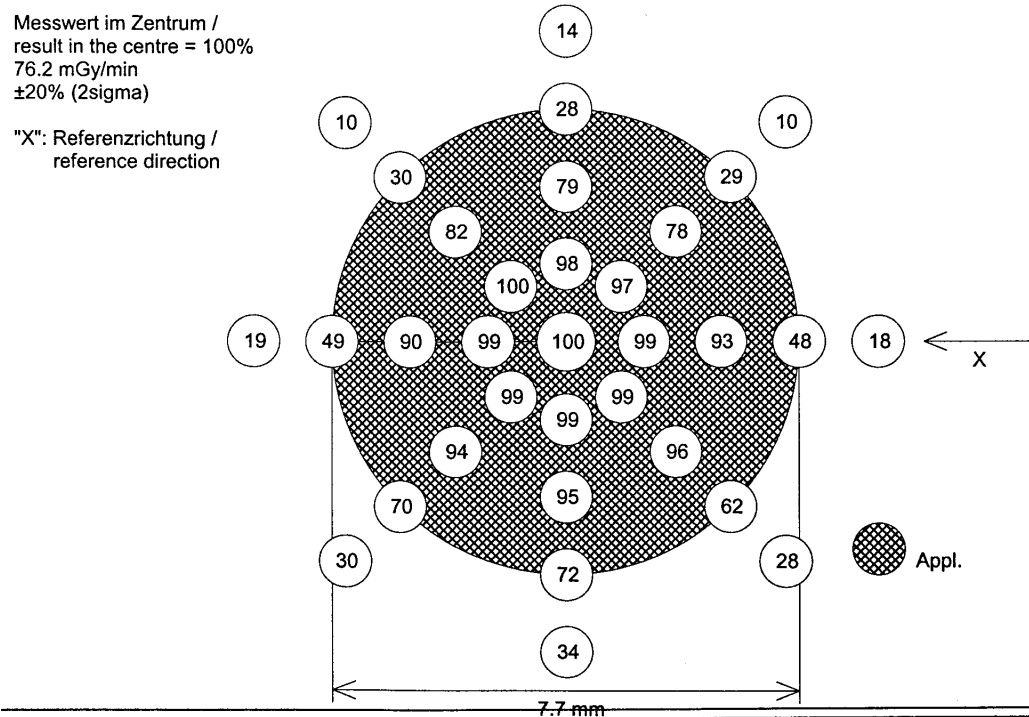


Abbildung B.16: Mess-Protokoll CXS32 - Oberflächendosisleistungsprofil

Abbildungsverzeichnis

2.1	<i>Schematischer horizontal geführter Längsschnitt durch ein Auge . . .</i>	4
2.2	<i>Therapie mit Augenapplikatoren</i>	8
2.3	<i>Querschnitt durch ein menschliches Auge mit Tumor</i>	9
3.1	<i>Energieabhängigkeit der Wechselwirkungskoeffizienten von Photonen in Wasser</i>	12
3.2	<i>Massen-Stoßbremsvermögen und Massen-Strahlungsbremsvermögen für Elektronen in Wasser</i>	14
4.1	<i>Photographie dreier verschiedener ¹⁰⁶Ru-Applikatoren</i>	19
4.2	<i>schematischer Aufbau eines ¹⁰⁶Ru-Applikators</i>	20
4.3	<i>Die unterschiedlichen Typen der in dieser Arbeit verwendeten Applikatoren</i>	20
4.4	<i>¹⁰⁶Ru- und ¹⁰⁶Rh-Spektrum</i>	21
4.5	<i>Bremsvermögen für Elektronen in Silber</i>	22
4.6	<i>CSDA Reichweite von Elektronen in Silber und Wasser</i>	22
5.1	<i>Massen-Energieabsorptionskoeffizient und Massenstoßbremsvermögen von Plastiksziintillatoren</i>	24
5.2	<i>Emissionsspektren des Szintillationsmaterials BC-400</i>	25
5.3	<i>Aufbau des Zweikanalsystems bestehend aus Szintillationskanal und Čerenkovkanal</i>	27
6.1	<i>technische Zeichnung und Gesamtphoto der ersten Apparatur . . .</i>	31
6.2	<i>Detailaufnahme der ersten Apparatur</i>	31
6.3	<i>Detailaufnahme zur Halterung des Detektors und des Korrigierter Schwenkantriebs der ersten Apparatur</i>	32
6.4	<i>Detailaufnahme zur Applikatorhalterung der ersten Apparatur . . .</i>	32
6.5	<i>Photographien der Apparatur</i>	33
6.6	<i>Darstellung des für die Messungen verwendeten Koordinatensystems</i>	34
6.7	<i>technische Zeichnung zur Realisierung der Drehbewegung</i>	35
6.8	<i>Photographie Applikator und Fixierung</i>	36
6.9	<i>Photographien der Schalen-Führung</i>	36
6.10	<i>Photographien des Drehungs-Halters</i>	37
6.11	<i>technische Zeichnung zur Realisierung der Kippbewegung</i>	37
6.12	<i>Photographien zur Erläuterung der Höhenverstellung des Detektors</i>	38
6.13	<i>Photographie des Messtasters „Linear Gage Slim Head“ und der Ausleseinheit „Linear Gage EF Counterder“ der Firma Mitutoyo</i>	39
6.14	<i>Messaufbau zur Bestimmung der Kraft, die der Messtaster auf eine Waage ausübt</i>	41

6.15	<i>Eindrucktiefe des Messtasters in eine Silberschicht in Abhängigkeit von der Auslenkung des Messtasters</i>	41
7.1	<i>Modellierung der Applikatoren</i>	46
7.2	<i>Applikator - Szintillator Modell</i>	46
7.3	<i>Vergleich zwischen Tiefendosiskurven auf der konkaven Seite des Applikators, die mit EGSnrcMP simuliert und die am Uniklinikum Essen gemessen wurden</i>	47
7.4	<i>mit EGSnrcMP simulierter Gamma Anteil an der gesamten deponierten Dosis bei einer Tiefendosiskurve auf der konkaven Seite des Applikators</i>	48
7.5	<i>Vergleich zwischen Tiefendosiskurven auf der konvexen Seite des Applikators, die mit EGSnrcMP simuliert und die am Uniklinikum Essen gemessen wurden</i>	48
7.6	<i>Einfluss der Szintillatoren auf das Strahlungsfeld der Applikatoren</i>	49
7.7	<i>Monte Carlo Simulation zur Bestimmung des Aluminiumeinflusses auf die Messungen</i>	50
8.1	<i>Photographien des NIST Sekundärstandards</i>	52
8.2	<i>Photographie der Halterung zur relativen Kalibrierung mit eingespannten Lichtleitern</i>	52
8.3	<i>schematische Darstellung der Vorrichtung zur relativen Kalibrierung der Detektorsysteme</i>	53
8.4	<i>Einfluss auf den Kalibrierungsfaktor durch die Variation des Abstandes zwischen Detektorspitze und Bestrahlungspunkt</i>	54
8.5	<i>Čerenkovströme gegen den Messwinkel zur Relativkalibrierung . . .</i>	55
8.6	<i>relative Kalibrierungsfaktoren $K_{SK/CK}^{rel}$ für jeden Winkel vor und nach der absoluten Kalibrierung</i>	55
8.7	<i>Tiefendosisprofil des Sekundärstandards</i>	57
8.8	<i>schematische Darstellung der Vorrichtung zur Messung des Tiefendosisprofils</i>	58
8.9	<i>schematische Darstellung zur Messvorrichtung bei der absoluten Kalibrierung der Detektorsysteme</i>	60
8.10	<i>Rückgang des relativen Signalstroms bei der absoluten Kalibrierung in Abhängigkeit von der Zeit</i>	61
8.11	<i>Abhängigkeit des Stroms von der am Photomultiplier angelegten Versorgungsspannung</i>	62
8.12	<i>Messungen zur Bestimmung des Signalstroms</i>	63
8.13	<i>Abstandskorrektur des Čerenkovsignals</i>	64
8.14	<i>Veranschaulichung des effektiven Messpunktes z_{eff}</i>	66
8.15	<i>schematische Darstellung des modellierten Aufbaus zur Prüfung der Wasser- bzw. RW 3- Äquivalenz</i>	68
8.16	<i>Photos von der Messung an der PTB</i>	70
8.17	<i>Wasser-Energiedosisleistung in Abhängigkeit von der Absorberdicke</i>	71
8.18	<i>Linearitätsverhalten der Szintillatorkanäle SK 2 bzw. SK 3 und des Čerenkovkanals CK 4</i>	72
8.19	<i>Abweichung vom Linearitätsverhalten</i>	73
9.1	<i>Messstabilität bei der Applikatorvermessung mit SK 3 und CK 4 . .</i>	78
9.2	<i>Čerenkov-Tiefendosiskurve, aufgenommen mit dem Čerenkovkanal CK 4 am Applikator CCB1256</i>	80

9.3	<i>Tiefendosiskurven des Applikators CCB1256 gemessen mit allen vier Messsystemen und Vergleich mit den Messdaten von BEBIG</i>	81
9.4	<i>Čerenkovanteil des Applikators CCB1256 gemessen mit den Messsystemen 2 und 3 in Abhängigkeit vom Abstand zur Applikatoroberfläche</i>	81
9.5	<i>Tiefendosiskurve gemessen mit dem Messsystem 3 ohne und mit Čerenkovkorrektur sowie die BEBIG Tiefendosiskurve</i>	82
9.6	<i>Veranschaulichung zur Bestimmung der Abweichung zwischen einem Applikator von einer idealen Kugelschale</i>	83
9.7	<i>Oberflächenprofil eines CCB Applikators</i>	84
9.8	<i>Sinusförmige Abhängigkeit der Abweichung</i>	85
9.9	<i>Abweichung zwischen einem idealen und optimal fixierten Applikator und einem verschobenen Applikator</i>	85
9.10	<i>Berechnete Abweichung zwischen einem idealen und optimal fixierten Applikator und einem Applikator, der in x, y und z um $0,1$ mm verschoben ist und der einen variablen Krümmungsradius hat</i>	86
9.11	<i>Veranschaulichung zur Messkurve der Detektoren</i>	87
9.12	<i>Szintillatorstromprofil eines CCB Applikators</i>	88
9.13	<i>Verhältnis der Szintillatorströme aus SK 3 und SK 2, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt</i>	89
9.14	<i>Čerenkovstromprofil eines CCB Applikators</i>	90
9.15	<i>Verhältnis der Čerenkovströme im Messsystem 3 und 2, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt</i>	91
9.16	<i>Signalstromprofil eines CCB Applikators</i>	92
9.17	<i>Čerenkovanteil eines CCB Applikators</i>	93
9.18	<i>Čerenkovanteil am Signalstrom für das Messsystem 2 bzw. 3, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt</i>	94
9.19	<i>Verhältnis der Signalströme im Messsystem 3 und 2, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt</i>	95
9.20	<i>Oberflächendosisleistungsprofil eines CCB Applikators</i>	96
9.21	<i>Dosisleistung gemessen mit den Messsystemen 2 und 3, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt</i>	98
9.22	<i>Verhältnis der gemessenen und Monte Carlo simulierten Dosisleistungen für die Messsysteme 2 und 3, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt</i>	98
9.23	<i>Einfluss der radioaktiven Belegung auf die Dosisleistung in Abhängigkeit von Θ</i>	99
9.24	<i>gemessene und von BEBIG bestimmte Tiefendosiskurven für die Applikatoren CCB 1256, CCB 1290 und CCB 1299</i>	100
9.25	<i>gemessene und von BEBIG bestimmte Tiefendosiskurven für die Applikatoren CCA 317, CCX 136 und CXS 32</i>	101
9.26	<i>gemessene und von BEBIG bestimmte Tiefendosiskurven für die Applikatoren CIB 317 und COB 703</i>	101
9.27	<i>Oberflächenprofil des Applikators CCB 1256</i>	103
9.28	<i>Oberflächenprofil des Applikators CCB 1290</i>	103
9.29	<i>Oberflächenprofil des Applikators CCB 1299</i>	104
9.30	<i>Oberflächenprofil des Applikators CCA 968</i>	104
9.31	<i>Oberflächenprofil des Applikators CCX 136</i>	105
9.32	<i>Oberflächenprofil des Applikators CXS 32</i>	105
9.33	<i>Oberflächenprofil des Applikators COB 703</i>	106

9.34	<i>Oberflächenprofil des Applikators CIB 317</i>	106
9.35	<i>durch Monte Carlo Simulationen bestimmtes normiertes Dosisprofil eines CCB Applikators</i>	107
9.36	<i>Dosisleistungsprofil des Applikators CCB 1256</i>	108
9.37	<i>Dosisleistungsprofil des Applikators CCB 1290</i>	108
9.38	<i>Dosisleistungsprofil des Applikators CCB 1299</i>	109
9.39	<i>Dosisleistungsprofil des Applikators CCA 968</i>	109
9.40	<i>Dosisleistungsprofil des Applikators CCX 136</i>	110
9.41	<i>Dosisleistungsprofil des Applikators CXS 32</i>	110
9.42	<i>Dosisleistungsprofil des Applikators COB 703</i>	111
9.43	<i>Dosisleistungsprofil des Applikators CIB 317</i>	111
10.1	<i>Oberflächenstromprofile des CCB1256 Applikators</i>	114
10.2	<i>Ströme in Abhängigkeit vom effektiven Messabstand für die Winkel Θ von 0° und 45°</i>	115
10.3	<i>Steigung in Abhängigkeit vom Winkel</i>	116
10.4	<i>Abstandskorrektur auf der Basis von Monte Carlo Simulationen</i>	116
10.5	<i>Verhältnis der gemessenen und abstandkorrigierten Dosisleistungen für die Messsysteme 3 und 2, dabei wurde für jeden Winkel Θ über alle dazugehörigen Winkel Φ gemittelt</i>	118
10.6	<i>auf die Dosisleistung im Zentrum des Applikators CCB1256 normierte Dosisleistung gegen den Winkel Θ</i>	119
10.7	<i>auf die Dosisleistung im Zentrum des Applikators CCB1256 normierte Dosisleistung gegen den Winkel Θ</i>	120
10.8	<i>auf die Dosisleistung im Zentrum des Applikators CCB1256 normierte und über Φ gemittelte Dosisleistung gegen den Winkel Θ</i>	121
10.9	<i>Abstandskorrektur für den Applikator CCB1256</i>	122
10.10	<i>auf das Zentrum des Applikators CCB1290 normierte und über Φ gemittelte Dosis gegen den Winkel Θ</i>	123
10.11	<i>auf das Zentrum des Applikators CCB1299 normierte und über Φ gemittelte Dosis gegen den Winkel Θ</i>	123
10.12	<i>Abstandskorrektur für den Applikator CCB1290</i>	124
10.13	<i>Abstandskorrektur für den Applikator CCB1299</i>	125
10.14	<i>MC: Dosis eines Hotspots</i>	126
10.15	<i>MC: Dosis eines Hotspots und eines idealen Applikators</i>	127
10.16	<i>MC: Dosisprofil eines Hotspots und eines idealen Applikators</i>	128
10.17	<i>über Φ gemitteltes und abstandskorrigiertes Dosisleistungsprofil für die drei Applikatoren und der Verlauf eines idealen Applikators mit und ohne die oben beschriebenen Hotspots</i>	128
10.18	<i>MC: Dosis dreier Hotspots und eines idealen Applikators</i>	129
10.19	<i>MC: Dosisprofil dreier Hotspots und eines idealen Applikators</i>	130
10.20	<i>MC: normierte Dosis eines idealen Applikator mit einem Hotspot in Abhängigkeit vom effektiven Messabstand</i>	131
10.21	<i>MC: normierte Dosis eines Hotspots in Abhängigkeit vom effektiven Messabstand</i>	132
10.22	<i>MC: Abweichung zwischen einem idealen und einem mit Hotspot Applikator in Abhängigkeit vom effektiven Messabstand</i>	133
11.1	<i>schematische Zeichnung eines Auges, das von einem Tumor befallen ist; in rot ist der Applikator dargestellt</i>	136

11.2	<i>Mess-Protokoll CCB1256 - Tiefendosiskurve</i>	137
11.3	<i>Mess-Protokoll CCB1256 - Oberflächendosisleistungsprofil</i>	138
11.4	<i>von BEBIG zur Verfügung gestellte Tiefendosiskurven, normiert jeweils auf die Dosis in einem effektiven Messabstand von 0,6 mm, für die CCB Applikatoren 1256, 1290 und 1299</i>	139
11.5	<i>Abweichungen zwischen den Tiefendosiskurven der CCB Applikatoren</i>	140
11.6	<i>MC: Abweichungen zwischen den Tiefendosiskurven im Zentrum und über dem Hotspot</i>	141
11.7	<i>Tiefendosiskurven für den Applikator CCB1299 entlang der Zentralachse und bei $\Theta = 45^\circ$</i>	141
11.8	<i>Oberflächendosisleistungsprofil eines idealen Applikators mit einem sehr starken Hotspot</i>	142
11.9	<i>Oberflächendosisleistungsprofil eines idealen Applikators mit drei sehr starken Hotspots</i>	143
11.10	<i>Oberflächendosisleistungsprofil des Applikators CCB1256 mit BEBIG Messlinien</i>	145
11.11	<i>Isodosenkurven für den Applikator CCB 1256</i>	146
11.12	<i>Isodosenkurven für den Applikator CCB 1290</i>	146
11.13	<i>Isodosenkurven für den Applikator CCB 1299</i>	147
B.1	<i>Mess-Protokoll CCB1256 - Tiefendosiskurve</i>	157
B.2	<i>Mess-Protokoll CCB1256 - Oberflächendosisleistungsprofil</i>	158
B.3	<i>Mess-Protokoll CCB1290 - Tiefendosiskurve</i>	159
B.4	<i>Mess-Protokoll CCB1290 - Oberflächendosisleistungsprofil</i>	159
B.5	<i>Mess-Protokoll CCB1299 - Tiefendosiskurve</i>	160
B.6	<i>Mess-Protokoll CCB1299 - Oberflächendosisleistungsprofil</i>	160
B.7	<i>Mess-Protokoll CCA968 - Tiefendosiskurve</i>	161
B.8	<i>Mess-Protokoll CCA968 - Oberflächendosisleistungsprofil</i>	161
B.9	<i>Mess-Protokoll COB703 - Tiefendosiskurve</i>	162
B.10	<i>Mess-Protokoll COB703 - Oberflächendosisleistungsprofil</i>	162
B.11	<i>Mess-Protokoll CIB317 - Tiefendosiskurve</i>	163
B.12	<i>Mess-Protokoll CIB317 - Oberflächendosisleistungsprofil</i>	163
B.13	<i>Mess-Protokoll CCX136 - Tiefendosiskurve</i>	164
B.14	<i>Mess-Protokoll CCX136 - Oberflächendosisleistungsprofil</i>	164
B.15	<i>Mess-Protokoll CXS32 - Tiefendosiskurve</i>	165
B.16	<i>Mess-Protokoll CXS32 - Oberflächendosisleistungsprofil</i>	165

Tabellenverzeichnis

2.1	<i>Risikoorgane</i>	9
4.1	<i>geometrische Eigenschaften der Applikatoren</i>	20
4.2	<i>Aktivität der Applikatoren</i>	21
5.1	<i>Zusammensetzung und Eigenschaften des Szintillationsmaterials BC-400</i>	25
5.2	<i>Eigenschaften des PMMA-Lichtleiters</i>	26
5.3	<i>Eigenschaften der Szintillatoren und Lichtleiter</i>	27
5.4	<i>Dichten und atomare Zusammensetzungen in Massenanteilen von Muskelgewebe, Blut, Augen, RW3 und Wasser</i>	28
6.1	<i>Übersicht zum Messtaster</i>	40
8.1	<i>über das Szintillatorvolumen gemittelte Wasser-Energiedosisleistungen</i>	58
8.2	<i>Berechnete Wasser-Energiedosisleistung mit den dazugehörigen Korrektionsfaktoren</i>	59
8.3	<i>systematische Unsicherheiten bei der Bestimmung des Signalstroms</i>	62
8.4	<i>Messdaten des Signalstroms zur absoluten Kalibrierung des Zweikanalsystems SK 3 und CK 4</i>	63
8.5	<i>Messabstand bei der Kalibrierung und korrigierter Abstand, Korrektionsfaktor des Čerenkovstroms und des Signalstroms für das System SK 2 und CK 4</i>	65
8.6	<i>absolute Kalibrierungsfaktoren für eine RW3 Dicke von 1,01 mm und 1,97 mm</i>	65
8.7	<i>effektiver Messpunkt für zwei unterschiedliche RW 3 Dicken bei dem Plastiksintillationskanal SK 3</i>	67
8.8	<i>Verschiebung zum effektiven Messpunkt für zwei unterschiedliche RW3 Dicken bei dem Szintillationskanal SK 3</i>	67
8.9	<i>Monte Carlo Simulationen zur Wasser- bzw. RW 3 Äquivalenz des verwendeten Klebers</i>	69
8.10	<i>Monte Carlo Simulationen zur RW 3 Äquivalenz des verwendeten Szintillators und Lichtleiters</i>	69
8.11	<i>Zusammenstellung der Ergebnisse zur relativen Kalibrierung der Messsysteme</i>	75
8.12	<i>Zusammenstellung der Ergebnisse der Signalströme der Messsysteme bei der absoluten Kalibrierung</i>	75
8.13	<i>Zusammenstellung der Ergebnisse der gemittelten Dosisleistungen nach NIST und der effektiven Messpunkte der Messsysteme</i>	75

8.14	<i>Zusammenstellung der Ergebnisse der absoluten Kalibrierungsfaktoren der Messsysteme</i>	75
9.1	<i>gewählter Messabstand bei der Kalibrierung und korrigierter Abstand und Korrektionsfaktor des Čerenkovstroms</i>	80
9.2	<i>Zusammenstellung der relativen Unsicherheiten, die zur Bestimmung der relativen Unsicherheit der Dosisleistung nötig sind . . .</i>	95
9.3	<i>Beispielhafte Bestimmung der kombinierten relativen Unsicherheiten für den Signalstrom und die Dosisleistung</i>	97
11.1	<i>Zusammenstellung von Dosiswerten, die sich bei der Therapie eines 6 mm bzw. 7 mm hohen Tumors für die vermessenen CCB Applikatoren ergeben würden</i>	144
A.1	<i>modelliertes kontinuierliches β-Spektrum von ^{106}Rh</i>	154
A.2	<i>modelliertes diskretes γ-Spektrum von ^{106}Rh</i>	155

Literaturverzeichnis

- [Arch05] L. Archambault, J. Arsenault, L. Gingras, A.S. Beddar, R. Roy, L. Beaulieu: *Plastic scintillation dosimetry: Optimal selection of scintillating fibers and scintillators*, Med. Phys. 32 (2005) 3519-3525
- [Ader07] Internetseite der Universitätsklinik Essen:
<http://www.uk-essen.de/augenklinik/ahmelanom.html>,
[Stand:09.11.09]
- [Auge04] Internetseite von e-EyeCare:
<http://www.onjoph.com/patinfo/funktion/zahlen.html>,
[Stand:09.11.09]
- [Auger] Internetseite der Universität Bonn:
<http://syli34.physik.uni-bonn.de/diss/alkemper/node8.html>,
[Stand:06.07.04]
- [Bamb00] M. Bambynek, D. Flühs, U. Quast, D. Wegener, C.G. Soares: *A high-precision, high-resolution and fast dosimetry system for beta sources applied in cardiovascular brachytherapy*, Med. Phys. 27 (2000) 662-667
- [Bamb08] Markus Bambynek: *mündliche Mitteilung*
- [BdM01] Mörike, Betz, Mergenthaler: *Biologie des Menschen* 15. Auflage, Wiebelsheim: Quelle und Meyer (2001)
- [BEB06] Internetseite des Quellenherstellers BEBIG:
http://www.bebig.de/downloads/gebr_anw_ru6app_de_01.pdf,
[Stand:09.11.09]
- [Bed92-1] A.S. Beddar, T.R. Mackie, F.H. Attix: *Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry: I. Physical characteristics and theoretical considerations*, Phys. Med. Biol. 37 (1992), 1883-1900
- [Bed92-2] A.S. Beddar, T.R. Mackie, F.H. Attix: *Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry: II. Properties and measurements*, Phys. Med. Biol. 37 (1992), 1901-1913
- [Bed03] A.S. Beddar, S. Law, N. Suchowerska, T.R. Mackie: *Plastic scintillation dosimetry: Optimization of light collection efficiency*, Phys. Med. Biol. 48 (2003), 1141-1152

- [Bes98] H. Sack, N. Thesen: *Bestrahlungsplanung*
Thieme, Stuttgart und N.J. (1998)
- [Bic08] Internetseite des Herstellers der Szintillatoren, Saint-Gobain:
<http://www.detectors.saint-gobain.com>,
[Stand:30.04.08]
- [Cunz08] Internetseite des Herstellers der Lichtleiter, CUNZ:
<http://www.cunz.de/documents/Cunz-POF-PMMA.pdf>,
[Stand:30.04.08]
- [Dub81] W. Beitz, K.-H.Küttner (Hrsg.):*Dubbel Taschenbuch für Maschinenbau*,
Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 14. Auflage (1981)
- [Flu96] D. Flühs et al.: *Direct reading measurement of absorbed dose with plastic scintillators - The general concept and application to ophthalmic plaque dosimetry*,
Med. Phys. 23 (1996) 427-434
- [Flu04] D. Flühs, G. Anastassiou, J. Wening, W. Sauerwein, N. Bornfeld: *The design and the dosimetry of bi-nuclide radioactive ophthalmic applicators*,
Med. Phys. 31 (2004) 1481-1488
- [Flu05] Dirk Flühs: *Medizinphysik Vorlesung von im Sommersemester 2005 an der Technischen Universität Dortmund*
- [Flu09] Dirk Flühs: *mündliche Mitteilung*
- [Gru93] C. Grupen [Hrsq]: *Teilchendetektoren*,
BI-Wiss.-Verl., Mannheim 1993
- [GUM] DIN Deutsches Institut für Normierung e.V.: *Leitfaden zur Angabe der Unsicherheit beim Messen*,
Beuth Verlag GmbH, Berlin, Wien, Zürich 1995
- [Har88] D. Harder, A. Rubach, K.-P. Hermann, A. Überschär: *Wasser- und gewebeäquivalente Festkörperphantome für hochenergetische Photonen und Elektronen*,
Medizinische Physik 1988, Hrsg.: F. Nüsslin (1988) 325-330
- [Hienz00] M. Hienz: *Untersuchungen von Quellen zum Einsatz in der kardiovaskulären Brachytherapie und Optimierung des Plastikszintillator-Dosimetriesystems*,
Diplomarbeit im Fachbereich Physik, Universität Dortmund, (2000)
- [Hoff01] E. Hoff: *Untersuchungen radioaktiver Quellen in der intravasculären Brachytherapie in Bezug auf die Beeinflussung durch Plaque und Stents*,
Diplomarbeit im Fachbereich Physik, Universität Dortmund, (2001)

- [ICRU44] ICRU: *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*,
ICRU Report 44 (1984)
- [ICRU72] ICRU: *Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed source*,
ICRU Report 72 (2004)
- [ICRU84] ICRU: *Stopping Powers for Electrons and Positrons*,
ICRU Report 37 (1984)
- [Jan98] Almut Jansen: *Voruntersuchungen zum Nachweis von Szintillationslicht in einem Wasserphantom mit einer CCD-Kamera*,
Staatsexamen im Fachbereich Physik, Universität Dortmund, (1998)
- [Krause79] M.O. Krause: *Atomic Radiative and Radiationless Yields for K and L Shells*,
J. Phys. Chem. Ref. Data 8(2), (1979) 307
- [Kri89] H. Krieger, W. Petzold: *Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz, Bd. 2: Anwendungen in der Strahlentherapie und der klinischen Dosimetrie*,
B.G. Teubner, Stuttgart (1989)
- [Lamb06] J. Lambert, D.R. McKenzie, S. Law, J. Elsey, N. Suchowerska: *A plastic scintillation dosimeter for high dose rate brachytherapy*,
Phys. Med. Biol. 51(2006), 5505-5516
- [Lee04] S. W. Lee, W. D. Reece: *Dose backscatter factors for selected beta sources as a function of source, calcified plaque and contrast agent using Monte Carlo calculations*,
Phys. Med. Biol. 49(2004), 583-599
- [Mit06] Internetseite des Herstellers des Messtasters, Mitutoyo:
<http://www.mitutoyo.de/>,
[Stand:28.04.06]
- [Nat99] R. Nath et al.: *Intravascular brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 60*,
Med. Phys. 26(2) (1999), 119-152
- [Ndata04] Internetseite LBNL Nuclear Data Search:
<http://nucleardata.nuclear.lu.se/NuclearData/toi/>,
[Stand: 09.11.09]
- [NIST97] NIST Referenzen zum Sekundärstandard:
DB 934/176 RS 97-0110; DG 10289/97
- [NIST08] Internetseite vom NIST:
<http://physics.nist.gov/PhysRefData/contents.html>,
[Stand:30.04.08]
- [PIRS0058] A.F. Bielajew, D.W. Rogers: *Photoelectron angular distribution in the EGS4 code System*,
NRCC Report PIRS-0058, (1986)

- [PIRS701] I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, D.W. Rogers, F. Tessier , B.R.B. Walters: *The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*, NRCC Report PIRS-701, (2009)
- [PIRS702] I. Kawrakow, D.W. Rogers, J.P.Seuntjens, B.R.B. Walters: *NRC User Codes for EGSnrc*, NRCC Report PIRS-702, (2002)
- [PIRS898] I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, F. Tessier and B.R.B. Walters: *The EGSnrc C++ class library*, NRC Report PIRS-898, Ottawa, Canada (2009)
- [PRESTA87] A.F. Bielajew, D.W. Rogers: *PRESTA: The Parameter Reduced Electron-Step Transport Algorithm for electron Monte Carlo transport*, Nucl. Inst. Meth. B18, 165-181 (1987)
- [Psch94] W. Pschyrembel [Begr.]: *Klinisches Wörterbuch*, 256 neu bearb. Aufl., de Gruyter, Berlin, New York, (1994)
- [Rei90] H.Reich [Hrsg.]: *Dosimetrie ionisierender Strahlung* Teubner, Stuttgart (1990)
- [Reti07] Internetseite der Universitätsklinik Essen:
<http://www.uk-essen.de/augenklinik/retinoblastom.html>,
[Stand:09.11.09]
- [Saue94] W. Sauerwein, W. Havers, B. Horsthemke et al.: *Second primary tumors among long term survivors of retinoblastoma*, Radiotherapy and Oncology 32, 47 (1994)
- [Saue00] W. Sauerwein, M. Zehetmeyer: *Strahlentherapie intraokularer Tumoren*, Der Ophthalmologe 9, 781-791 (1999)
- [Schu00] A.O. Schüler, N. Bornfeld: *Aktuelle Therapieaspekte intraokularer Tumoren*, Der Ophthalmologe 3, 207-222 (2000)
- [Selb02] H.-J. Selbach: *The PTB Secondary Standard for Intravascular Brachytherapy*, Med. Phys. 29 (6), 1226 (2002)
- [Sempau01] J. Sempau, A. Sanchez-Reyes, F. Salvat, H.O. ben Tahar, S. Jiang, J. Fernandez-Varea: *Monte Carlo simulation of electron beams from an accelerator head using PENELOPE*, Phys. Med. Biol. 46, 1163-1186 (2001)
- [Soa01] C. G. Soares, S. Vynckier, H. Järvinen, W.G. Cross, P. Sipilä, D. Flühs, B. Schaeken, F. A. Mourtada, G. A. Bass, T. T. Williams: *Dosimetry of beta-ray ophthalmic applicators: Comparison of different measurement methods.*, Med. Phys. 28, 1373-1384 (2001)

- [Stal66] H.B. Stallard: *Radiotherapy for malignant melanoma of the choroid.*,
Br J Ophthalmol 50(3), 147-155 (1966)

Danksagungen

An dieser Stelle gebührt denen Dank, die diese Arbeit auf die ein oder andere Weise ermöglicht und mich unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. B. Spaan, der es mir ermöglicht hat diese Promotion an seinem Lehrstuhl durchzuführen und die dafür nötige Unterstützung gegeben hat.

Bei D. Flühs vom Uniklinikum Essen möchte ich mich dafür bedanken, dass er sich bereit erklärt hat, Zweitgutachter zu sein. Dank außerdem für die Bereitstellung der Quellen, einen Einblick in die Therapie und die Anregungen für diese Arbeit.

Markus Bambynek und dem Fachbereich Ionisierende Strahlung/Brachytherapie der PTB in Braunschweig danke ich für die Unterstützung bei der Kalibrierung meines Messsystems und der Möglichkeit am dortigen Sekundärstandard zu messen. Markus Bambynek danke ich besonders für die umfangreichen Antworten auf all meine Fragen.

Vielen Dank an die Menschen, die mir beim Entwurf und Bau dieser Apparatur geholfen haben. Dazu zählen M. Domke mit seinen tollen Ideen, K. Rudloff und das Konstruktionsbüro für die planerische und zeichnerische Umsetzung und schlussendlich die mechanische Werkstatt und da besonders S. Kralemann und D. Buss für den Bau dieser Apparatur.

Herrn K. Wacker danke ich für die Hilfe mit dem Strahlenschutz und all den Formalitäten, die dafür nötig waren. R. Klingenberg möchte ich für die aufmunternden Worte und dafür, dass er Bereit war meine Backup-Lösung zu sein, danken. Dank geht auch an K. Warda für die Hilfe mit der Elektronik und LabView, an Frau Lorenz sowie an die E-Werkstatt und das Präparationslabor.

Mein großer Dank gebührt Martin Heintz für all die gut gemeinte Kritik an meiner Arbeit. Auch bei Heiko Jasper, Daniel Münstermann und Jörg Walbersloh bedanke ich mich für das Korrekturlesen und die Hilfe, die sie mir zu Teil werden haben lassen.

Dank geht auch an Frau Siegmann für die schöne Zeit bei der Praktikumsbetreuung. Für die Unterstützung in sprachlichen Dingen möchte ich Gregor danken. Für ihre Freundschaft geht mein Dank an Heike, Matthias und Familie Weber.

Mein herzlicher Dank gilt meinen Eltern für ihre Liebe und Unterstützung und ganz besonderes für den Glauben an mich.

Ganz besonders möchte ich mich bei Ingo bedanken dafür, dass er mich versteht und erträgt. Vielen Dank für all die Diskussionen, Anregungen, Hilfe und das Vertrauen in mein Können.