

**Die Dosisverteilung
einer radioaktiven Punktquelle
in einem endlichen Phantom**

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
des Fachbereichs Physik
der Universität Hamburg

vorgelegt von
Dipl. Phys. Corinna Melchert
aus Husum

Hamburg
2003

Gutachter der Dissertation:

Prof. Dr. R. Schmidt
Prof. Dr. K. Wick

Gutachter der Disputation:

Prof. Dr. K. Wick
Prof. Dr. B. Rassow

Datum der Disputation:

13. November 2003

Vorsitzender des Prüfungsausschusses:

Dr. S. Kettemann

Vorsitzender des Promotionsausschusses:

Prof. Dr. R. Wiesendanger

Dekan des Fachbereichs Physik:

Prof. Dr. G. Huber

Zusammenfassung

Die schädigende Wirkung von ionisierender Strahlung auf biologisches Material wird in der Medizin zur Behandlung von bösartigen Tumoren genutzt. Zur optimalen Strahlenbelastung des Tumors und möglichst weitgehenden Schonung des gesunden Gewebes, ist eine individuelle Bestrahlungsplanung notwendig. Neben Eigenschaften der Strahlenquelle sowie der Streuung und der Absorption beeinflusst die Größe des Patientenkörpers ebenfalls die Dosis.

Die in der Literatur beschriebenen Formalismen berechnen die Dosis im Körper eines Patienten, der während einer Brachytherapie mit Hilfe einer ^{192}Ir -Quelle bestrahlt wird, in der Nähe der Körperoberfläche zu hoch. Durch 2500 Einzelmessungen an jeweils 32 Orten im Wasserphantom und im Plexiglasphantom werden Daten gewonnen, die die Bestimmung dreier Konstanten erlauben, um mit einem erweiterten Formalismus den Abfall der Dosis in der Nähe der Körperoberfläche vorherzusagen. Das Verhältnis der Materialkonstanten beiderseits der Grenze Wasser/Luft bzw. Plexiglas/Luft wird für die neue Geometriefunktion zu $(\sigma_1/\sigma_2)_{\text{Wasser}} = 1/1,23$ und $(\sigma_1/\sigma_2)_{\text{Plexiglas}} = 1/1,26$ berechnet. Aus den in beiden Messphantomen erhobenen Dosiswerten kann die Konstante α der Erweiterung der radialen Dosisfunktion zu $\alpha = 0,001 \text{ cm}^{-1}$ bestimmt werden.

An Orten, für die keine experimentell ermittelten Daten vorliegen, werden die mit dem neuen Modell berechneten Dosisverläufe durch das Monte Carlo Simulationsprogramm EGS-Ray verifiziert. Der Vergleich der unterschiedlich berechneten Dosisverläufe, einmal durch das neue Modell, und einmal durch die Monte Carlo Simulation, zeigt eine hervorragende Übereinstimmung.

Die bislang üblichen Rechenmodelle ergeben bis zu 25% zu hohe Dosiswerte in der Nähe der Grenzfläche des Phantoms. Diese Abweichungen werden durch die Messungen, die Monte Carlo Simulationen und die Dosisberechnungen mit dem neuen Formalismus gleichermaßen bestätigt. Mit dem in dieser Arbeit vorgestellten Modell kann die Dosisverteilung für die am Menschen angewendete Brachytherapie auch an Orten, die an Lufträume im Körper angrenzen, korrekt berechnet werden. Auf Grund der kurzen Rechenzeit, die dieser Formalismus auf einem in der Strahlentherapie gebräuchlichen Computer benötigt, ist die korrekte Dosisberechnung eines individuellen Bestrahlungsplanes im Routinebetrieb durchführbar.

Abstract

In medicine, harmful effects of ionizing radiation on biological material are used for treatment of malign tumors. To optimize radiation exposure of tumor tissue and maximal protection of healthy tissue, an individual treatment planning is necessary. Additional to characteristics of irradiation source, scattering, and absorption the applied dose is dependent on the size of patient's body.

The formalisms from literature to calculate dose distributions inside patient's body deliver a too high dose near body surface, when treated with a ^{192}Ir -source by means of brachytherapy. From 2500 single measurements at 32 locations each in a water phantom as well as in a perspex phantom data are acquired, to determine three constants for a new supplement of existing formalisms, which predicts the dose decrease near body surface. The ratios of material constants from both sides of the bounds water/air and perspex/air for the new geometry function are determined to $(\sigma_1/\sigma_2)_{\text{water}} = 1/1,23$ and $(\sigma_1/\sigma_2)_{\text{perspex}} = 1/1,26$ respectively. From dose values collected in both phantoms the constant in the extension of radial dose function is determined to $\alpha = 0,001 \text{ cm}^{-1}$.

The Monte Carlo simulation program EGS-ray verifies the dose distribution, calculated with the new model, at places from where no experimental data exist. A comparison between the dose distributions calculated with both, the new formalism and Monte Carlo simulation shows an excellent congruence.

Today the common calculation models show up to 25% too high dose values near phantom surface. These deviations are confirmed by measurements, Monte Carlo simulations, and the new formalism. With the here presented model dose distributions for brachytherapy of patients can be calculated correctly even at places which border on air filled volumes. Due to short computer time of this formalism needed on a practical computer in radiotherapy, correct dose calculations can be done in clinical routine.

Inhalt	7
1 Einleitung	9
1.1 Historische Entwicklung der Brachytherapie	9
1.2 Aktuelle Methoden der Dosisberechnung	10
1.3 Zielsetzung dieser Arbeit	11
2 Experimenteller Teil	13
2.1 Die Strahlenquelle	13
2.1.1 Iridium	13
2.1.2 Die Brachytherapiequelle	14
2.2 Wahl geeigneter Ionisationskammern	17
2.3 Betrachtung des Nahbereiches der ^{192}Ir -Quelle	18
2.4 Die Versuchsaufbauten	20
2.4.1 Phantommaterialien	20
2.4.1.1 Das Wasserphantom	21
2.4.1.2 Das Plexiglasphantom	21
2.4.2 Ermittlung der Dosisverteilung	22
2.4.3 Konstanz des Quelle-Detektor-Abstandes	24
2.4.4 Fehlerbetrachtung	24
2.5 Durchführung der Messungen	25
2.5.1 Messungen im Wasser-Phantom	25
2.5.2 Messungen im Plexiglas-Phantom	25
2.6 Auswertung der Messungen	27
2.7 Fazit	28
3 Theoretischer Teil	29
3.1 Formalismus zur Berechnung der Dosis einer Brachytherapiequelle	30
3.2 Formalismen zur Berechnung der Gewebe-Schwächungs-Funktion	31
3.3 Die Empfehlung zur Dosisberechnung der AAPM Task Group 43	33
3.4 Die Berücksichtigung der Grenzen des Meßphantoms	35
3.5 Die Geometriefunktion einer punktförmigen Strahlenquelle vor einer Grenzfläche	37

3.6	Berechnung der Dosiswerte mit der neuen Geometriefunktion für die vorgestellten Versuchsaufbauten	40
3.7	Die radiale Dosisfunktion einer radioaktiven Strahlenquelle in einem endlichen Phantom	44
3.8	Berechnung der Dosiswerte für die Versuchsaufbauten Quelle oberhalb Detektor und Quelle neben Detektor	48
3.9	Der Verlauf der Streustrahlenverlustfunktion in Abhängigkeit von der Meßtiefe	53
3.10	Das neue Rechenmodell für eine punktförmige Strahlenquelle in einem Kasten	54
3.11	Zusammenfassung der Erweiterungen des AAPM-TG43 Formalismus	57
4	Monte Carlo Rechnung	59
4.1	Einführung	59
4.2	Das verwendete Monte Carlo Programm EGS-Ray	59
4.3	EGS-Ray im Testlauf	60
4.4	Berechnung der Dosisverteilung neben der Quelle	63
5	Diskussion	69
6	Anhang	79
7	Literaturverzeichnis	87
8	Danksagung	91

1 Einleitung

Physikalische Effekte werden in der Medizin zur Behandlung von Krankheiten genutzt. Hierzu gehört auch die schädigende Wirkung ionisierender Strahlung auf das Erbmaterial biologischer Materie bei der Behandlung von bösartigen Tumoren. Gesunde Zellen mit einer niedrigeren Teilungsfrequenz als Zellen von krebskrankem Gewebe sind in der Lage, vor der nächsten Zellteilung die geschädigte DNA zu reparieren. Dadurch ergibt sich für gesundes Gewebe eine höhere Überlebensrate als für krankes, das den Schaden in die Folgegeneration übernimmt und nicht mehr lebensfähig ist. Die erhöhte Strahlensensibilität des Tumorgewebes kann bei der Strahlentherapie zur Zerstörung von Geschwüren ausgenutzt werden.

Es wird zwischen Teletherapie und Brachytherapie unterschieden. Die Teletherapie setzt die Gammastrahlung radioaktiver Quellen z.B. $^{60}\text{Kobalt}$ ein oder es liefern Elektronenbeschleuniger wahlweise Photonen- oder Elektronenstrahlung. Die ionisierende Strahlung dringt in scharf begrenzten Feldern von außen in den zu bestrahlenden Bereich des Körpers ein. Auf diese Weise wird einem genau definierten Ort eine exakte Strahlendosis appliziert.

Bei der Brachytherapie werden kleine radioaktive Quellen direkt in dem erkrankten Gewebe plziert, wo die emittierte ionisierende Strahlung ihre Energie deponiert.

1.1 Historische Entwicklung der Brachytherapie

Die Entdeckung des Radiums durch Marie und Pierre Curie im Dezember 1898 verschaffte der Medizin innerhalb weniger Jahre eine neue Möglichkeit bei der Behandlung bösartiger Tumoren. Hierzu wurde das Radium dicht am Tumor plziert, woraus sich der Name "Brachytherapie" ableitet, (brachys = griech.: räumlich oder zeitlich kurz). Diese Therapie nutzte die Gammastrahlen des Radiums. Das Radium mußte hierbei gasdicht von einer röhren- oder nadelförmigen Metallhülle umschlossen sein. Diese Hülle aus Gold, Platin oder Stahllegierungen diente als Abschirmung für die ebenfalls vom Radium emittierte α - und β -Strahlung. Eine gasdichte Verpackung des Radiums war erforderlich, da das gebräuchliche $^{226}\text{Radium}$ nach einem α -Zerfall das ebenfalls radioaktive Edelgas $^{222}\text{Radon}$ freisetzt. Das umschlossene Präparat wurde entweder in eine Organhöhle eingebracht, unmittelbar in das erkrankte Gewebe gesteckt (Spickung) oder auf die Oberfläche aufgelegt (Moulage). Einsatz fand diese Brachytherapie hauptsächlich bei Haut-, Kehlkopf- und

Gebärmutterkrebs. Der Vorteil dieses Verfahrens gegenüber der Teletherapie liegt in der Kleinraumbestrahlungsmethode mit hoher relativer Dosis am Tumor und der Schonung des umgebenden gesunden Gewebes während der Bestrahlung.

Wegen der hohen Strahlenbelastung für das Personal wird die Radium-Technik heute durch Afterloading- (Nachlade-) Verfahren ersetzt. Als Strahlenquellen dienen hierfür ^{60}Co , ^{137}Cs oder ^{192}Ir . Beim Nachladeverfahren werden quellenfreie Applikatoren, z.B. Kanülen oder Kunststoffschläuche in den Körper des Patienten gelegt. Anschließend, nachdem das Personal den abgeschirmten Bestrahlungsraum verlassen hat, fährt von außen computergesteuert die Strahlenquelle in den Applikator.

Im experimentellen Teil dieser Arbeit wird ein Brachytherapiegerät mit einer ^{192}Ir -Quelle verwendet.

1.2 Aktuelle Methoden zur Dosisberechnung

Zur Behandlung einer bösartigen Geschwulst soll mit Hilfe der Brachytherapie das erkrankte Gewebe exakt mit der gewünschten Dosis bestrahlt werden. Beim Afterloading befindet sich der Applikator im Patienten. Hierin wird die Strahlenquelle an verschiedene Orte gefahren, an denen sie jeweils einige Sekunden verweilt. Zur optimalen Strahlenbelastung des Tumors und möglichst weitgehenden Schonung des gesunden Gewebes, ist eine individuelle Bestrahlungsplanung notwendig. Hierzu stehen spezielle Computerprogramme zur Verfügung, die es ermöglichen, den interessierenden Körperabschnitt des Patienten in Schichten einzuteilen. In diesen Ebenen wird die Verteilung der Dosis dargestellt, die sich durch unterschiedliche Liegezeiten der Quelle an bestimmten Positionen im Applikator ergibt. Um die Dosisverteilung zu visualisieren, werden jeweils die Orte gleicher Dosis miteinander verbunden. Diese Isodosen, vergleichbar mit Höhenlinien aus der Landkarte, zeigen dem Betrachter zum einen, wie groß die Dosis an beliebigen Orten sein wird, und zum anderen ergibt sich ein Bild des Dosisgradienten. Für einen genauen Überblick kann die Dosisverteilung in transversalen, sagittalen oder frontalen Schichten gezeigt werden.

Um eine korrekte Dosisverteilung berechnen zu können, müssen dem Programm die Aktivität der Strahlenquelle und der Schwächungskoeffizient des Mediums, in dem die Bestrahlung stattfinden soll, für die aktuell verwendete Strahlenquelle vorliegen. Bei der Messung der Dosisverteilung, sind sämtliche die Dosis beeinflussenden Elemente wie Streuung und Absorption in der Nähe der Quelle zu berücksichtigen. Die Größe des

verwendeten Meßphantoms nimmt ebenfalls Einfluß auf die Dosis, da in der Nähe der Phantomgrenzflächen Strahlung aus dem Phantom austritt und sich somit die Dosisverteilung ändert. D.h. nähert sich der Meßdetektor oder die Strahlenquelle der Oberfläche des Phantoms, werden kleinere Dosiswerte gemessen, als der allgemeine Rechenansatz für Punktquellen, das Abstandsquadratgesetz, vorhersagt. Befindet sich die Strahlenquelle nahe der Phantomoberfläche, kann die Dosisverteilung durch Exponentialfunktionen angenähert werden. Dieser Ansatz besitzt jedoch nur in bestimmten Raumgebieten Gültigkeit. Eine ausreichende Genauigkeit kann durch empirisch ermittelte Korrekturen, die in die Dosisberechnung mit einfließen, erreicht werden.

1.3 Zielsetzung dieser Arbeit

In unterschiedlichen Versuchsaufbauten sollen Messungen, die einen Überblick der Dosisverteilung um die Quelle herum liefern, zeigen, wie sich die Nähe des Meßortes zur Phantomoberfläche auf die Strahlendosis an diesem Ort auswirkt. Sowohl im Wasserphantom als auch im Plexiglasphantom soll ein Panorama der Dosisverteilung einer ^{192}Ir -Quelle auf ihrem Weg von der Mitte des Phantoms bis an dessen Oberfläche ermittelt werden.

Im zweiten Teil dieser Arbeit wird ein theoretischer Ansatz vorgestellt, der es ermöglicht, im endlichen Phantom an beliebigen Punkten die Dosis einer Strahlenquelle in Abhängigkeit ihres Ortes zu berechnen. Das "Prinzip der Spiegelquelle" für eine elektrische Punktladung vor einer dielektrischen Halbebene wird rein phänomenologisch für eine radioaktive Punktquelle in einem Phantom angewendet. Zusammen mit einer Funktion, die als Näherungslösung die Streuverhältnisse in Oberflächennähe erfaßt, wird der neue Ansatz zur Berechnung der Dosiswerte hergeleitet.

Mit diesem neuen Rechenmodell soll die Dosisverteilung für die Geometrie der Versuchsaufbauten aus dem experimentellen Teil dieser Arbeit berechnet und dargestellt werden. Auf diese Weise findet eine Verifikation des neuen Rechenmodells statt.

An Orten innerhalb des Phantoms, an denen keine Meßdaten zur Überprüfung dieses neuen Ansatzes vorliegen, wird im dritten Teil dieser Arbeit das Monte Carlo Programm EGS-Ray zur Kontrolle eingesetzt. So soll die allgemeine Gültigkeit des hier

erarbeiteten neuen Rechenmodells für klinikrelevante Entfernungen bewiesen werden. Kann die fehlende Dosis in der Oberflächennähe erfaßt werden, so ist es möglich, die applizierte Dosis bei der Bestrahlung von oberflächennahen Tumoren mit der Brachytherapie richtig zu berechnen.

2 Experimenteller Teil

Im **experimentellen Teil** wird der Einfluß der Grenzfläche eines Phantoms auf die Dosisverteilung einer radioaktiven Punktquelle in verschiedenen Versuchsaufbauten gemessen. Hierzu nähert sich die Quelle der Oberfläche eines Meßphantoms. Ein Wasserphantom und ein Phantom aus Plexiglasplatten bilden die Meßeinheiten. In drei verschiedenen Versuchsaufbauten, vor, hinter und neben der ^{192}Ir -Quelle eines klinisch genutzten Brachytherapiegerätes, werden die Dosiswerte in schrittweise abnehmenden Abständen zur Oberfläche des Phantoms ermittelt. Insgesamt werden ca. 2500 Meßwerte aufgenommen. Die so ermittelten Dosisverteilungen, aufgetragen in Abhängigkeit vom Abstand der Ionisationskammer zur Oberfläche innerhalb des jeweiligen Phantoms, verdeutlichen in welcher Entfernung von der Grenzfläche die Dosis im Vergleich zur Dosis, gemessen in der Tiefe des Phantoms, abfällt.

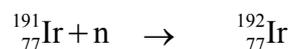
2.1 Die Strahlenquelle

Die chemischen Eigenschaften der Elemente werden bestimmt durch die Anzahl der Elektronen, entsprechend der Anzahl der Protonen, und deren Anordnung in der Atomhülle. Isotope, Elemente mit konstanter Protonenzahl aber unterschiedlicher Anzahl von Neutronen, sind entweder stabil oder radioaktiv. Radioaktive Isotope zerfallen spontan, ohne Einwirkung von außen und senden Strahlung (Korpuskular- und bei angeregten Tochternukliden γ -Strahlung) aus [13]. Diese ionisierende Strahlung wird in der Medizin sowohl in der Diagnostik als auch in der Therapie verwendet.

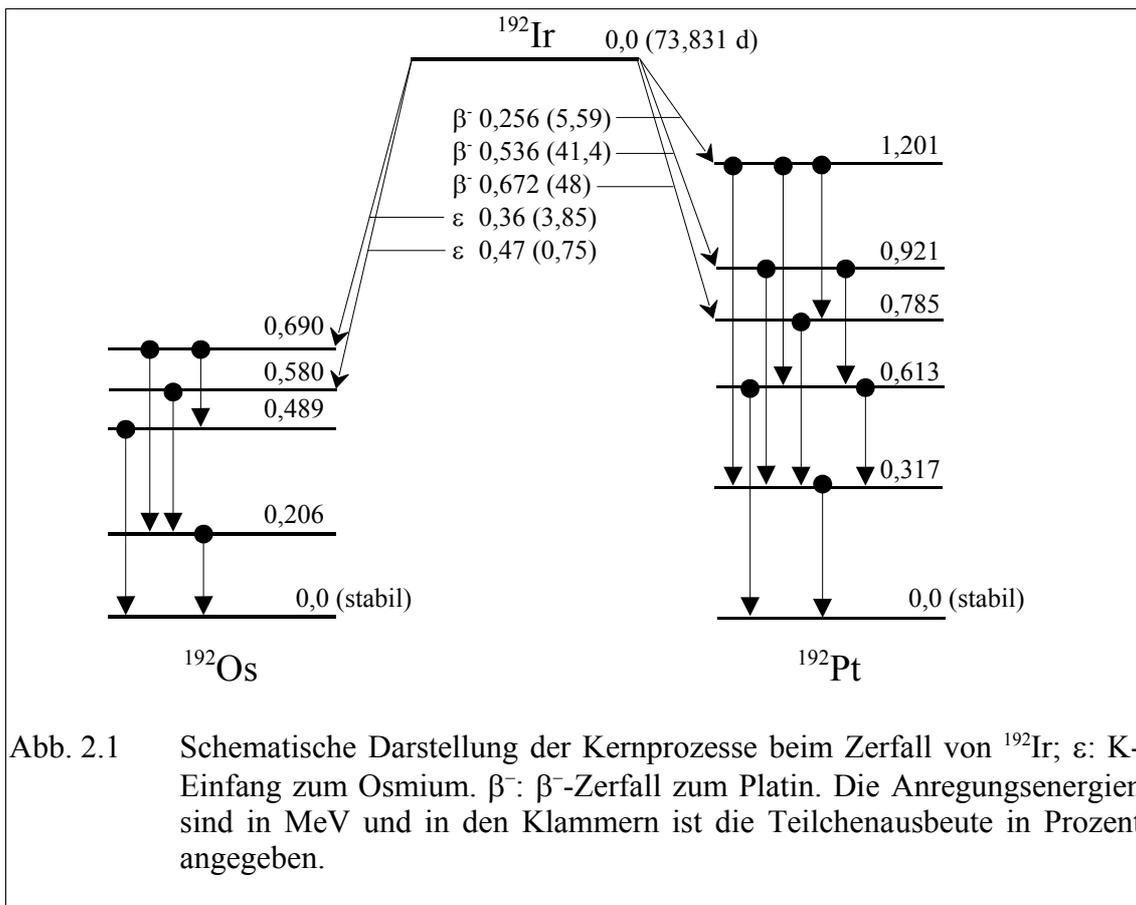
2.1.1 Iridium

Chemisches Symbol: **Ir**. Iridium ist ein chemisches Element aus der 8. Nebengruppe des Periodensystems der Elemente. Es ist ein silberweißes, sehr hartes Edelmetall und gehört zur Gruppe der Platinmetalle. Iridium hat eine Dichte von $22,65 \text{ g/cm}^3$ und ist mit Osmium das schwerste chemische Element. Das sehr seltene Metall ist äußerst widerstandsfähig und wird von keiner Säure angegriffen.

^{191}Ir ist ein stabiles Isotop. Wird dieses Isotop im Kernreaktor mit thermischen Neutronen beschossen, findet durch Neutroneneinfang eine Umwandlung in das radioaktive ^{192}Ir statt:



Einen Überblick über die Energieänderungen und Teilchenemissionen beim radioaktiven Zerfall des ^{192}Ir bietet das Schema der Energieübergänge in der Abbildung 2.1. Die durch k-Einfang (Tochter nuklid: Osmium) bzw. β^- -Umwandlung (Tochter nuklid: Platin) entstehenden Atomkerne befinden sich zunächst in einem instabilen, angeregten Zustand, aus dem sie durch Emission mehrerer Photonen in den Grundzustand übergehen können. Die Halbwertszeit des ^{192}Ir beträgt 73,831 Tage, die mittlere Gammaenergie ist 0,375 MeV [26].



2.1.2 Die Brachytherapiequelle

Die spezifische Aktivität eines Radionuklids ergibt sich, wenn die Aktivität $A = \lambda \cdot N$ von N -Atomen durch die Masse m dieser Atome dividiert wird; dabei ist λ die charakteristische Zerfallskonstante, mit der Halbwertszeit $T_{1/2}$ gilt: $\lambda = \ln 2 / T_{1/2}$.

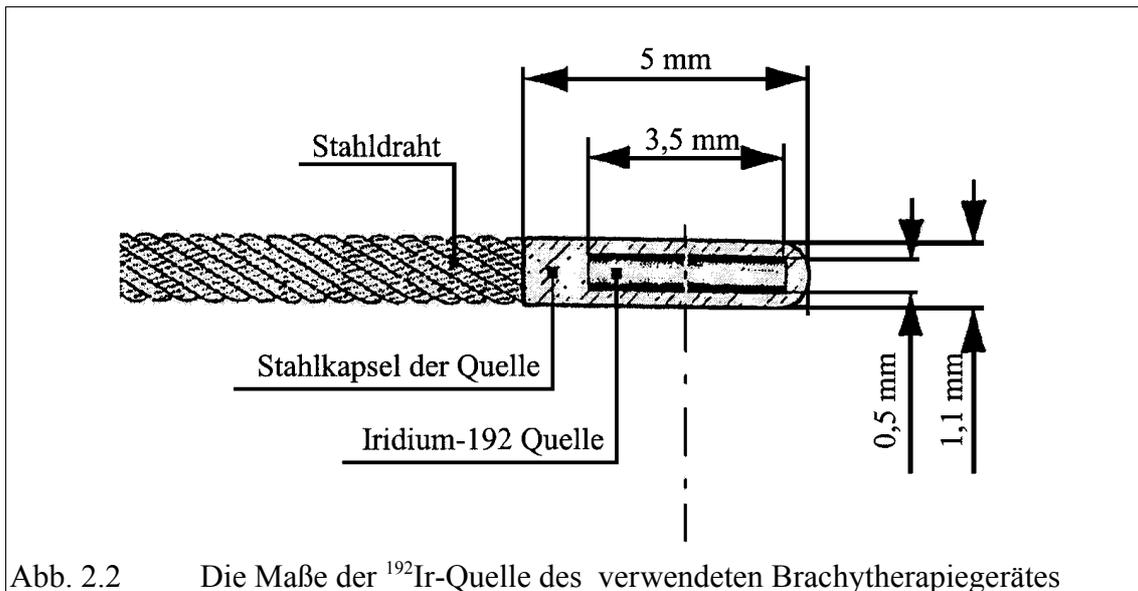


Abb. 2.2 Die Maße der ^{192}Ir -Quelle des verwendeten Brachytherapiegerätes

^{192}Ir ist ein Radionuklid mit einer hohen spezifischen Aktivität. Diese Eigenschaft des ^{192}Ir erfüllt eine wichtige Voraussetzung einer geeigneten Strahlenquelle für ein Afterloadingverfahren: Eine geometrisch kleine Quelle mit einer großen Dosisleistung zur ausgeglichenen Strahlenbelastung des kranken Gewebes.

Auf Grund der hohen spezifischen Aktivität wird die Konstruktion von Geräten ermöglicht, die Quellen mit sehr geringem Durchmesser enthalten. So können auch Kanülen als Applikatoren Verwendung finden. Die Halbwertszeit von 73,8 d bedeutet einen drei- bis viermaligen Quellenwechsel pro Jahr, wodurch die Verwendung einer ^{192}Ir -Quelle rentabel bleibt [11].

Die zylinderförmige Afterloadingquelle hat einen Durchmesser $\varnothing = 0,5 \text{ mm}$ und eine Höhe $h = 3,5 \text{ mm}$. Sie befindet sich in einer Edstahlhülle, woraus ein Gesamtdurchmesser von $\varnothing = 1,1 \text{ mm}$ resultiert, siehe Abbildung 2.2. Dadurch wird die β -Strahlung abgeschirmt, welche nur eine kurze Reichweite im menschlichen Gewebe hat und bei Patientenbestrahlung zu einer Strahlenbelastung der Organoberfläche ohne medizinische Vorteile führen würde. Zur Strahlentherapie wird nur der Gammastrahlenanteil des ^{192}Ir genutzt.

Die Hülle der Quelle ist an einem Ende verlötet und am anderen Ende über einen Draht mit dem Brachytherapiegerät verbunden. Auf diese Weise können kontrollierte Bewegungen der Quelle ausgeführt werden. Durch die Edstahlhülle kommt es zu einer Anisotropie der Dosisverteilung um die Quelle. Die Strahlung wird von der Boden- und Deckelfläche stärker geschwächt als durch die Mantelfläche der zylinderförmigen

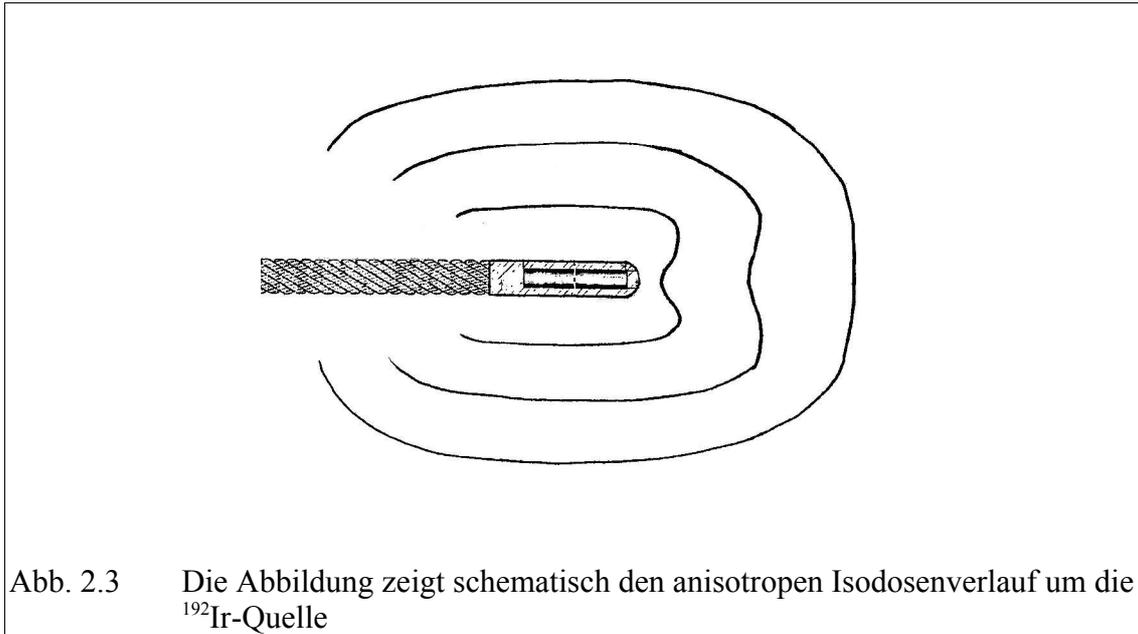
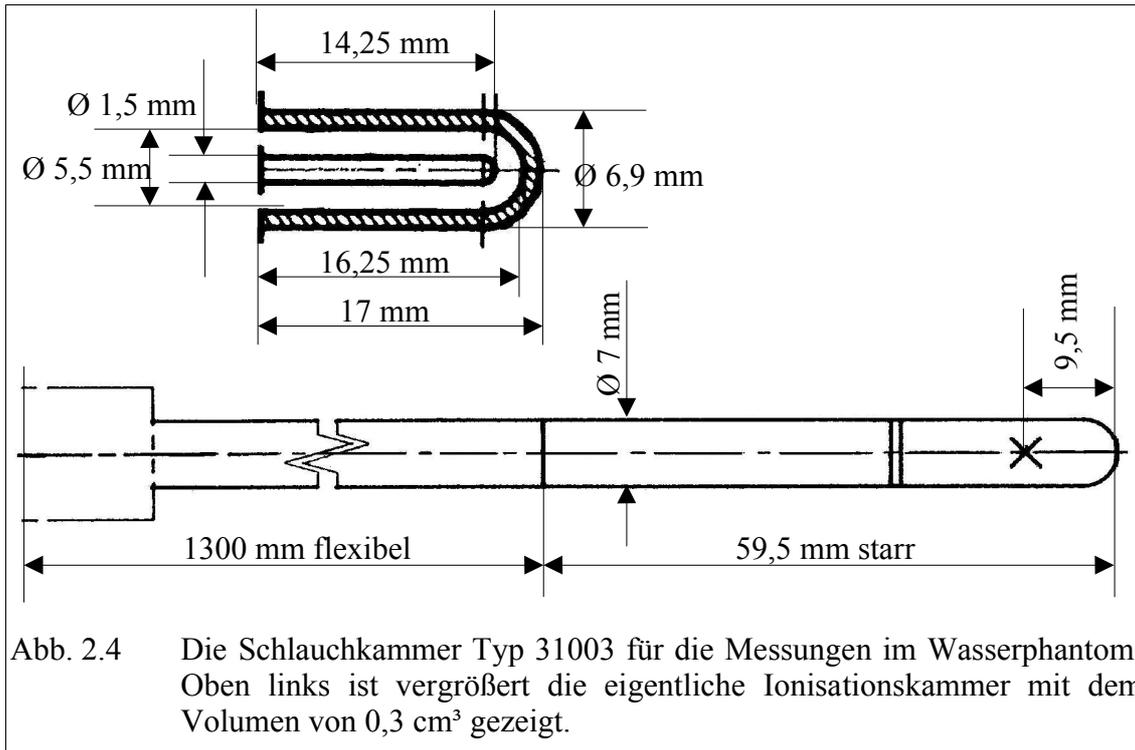


Abb. 2.3 Die Abbildung zeigt schematisch den anisotropen Isodosenverlauf um die ¹⁹²Ir-Quelle

Umhüllung. Daher ist die Dosis seitlich der Quelle höher als an den Enden. Dies ist in der Abbildung 2.3 schematisch dargestellt.

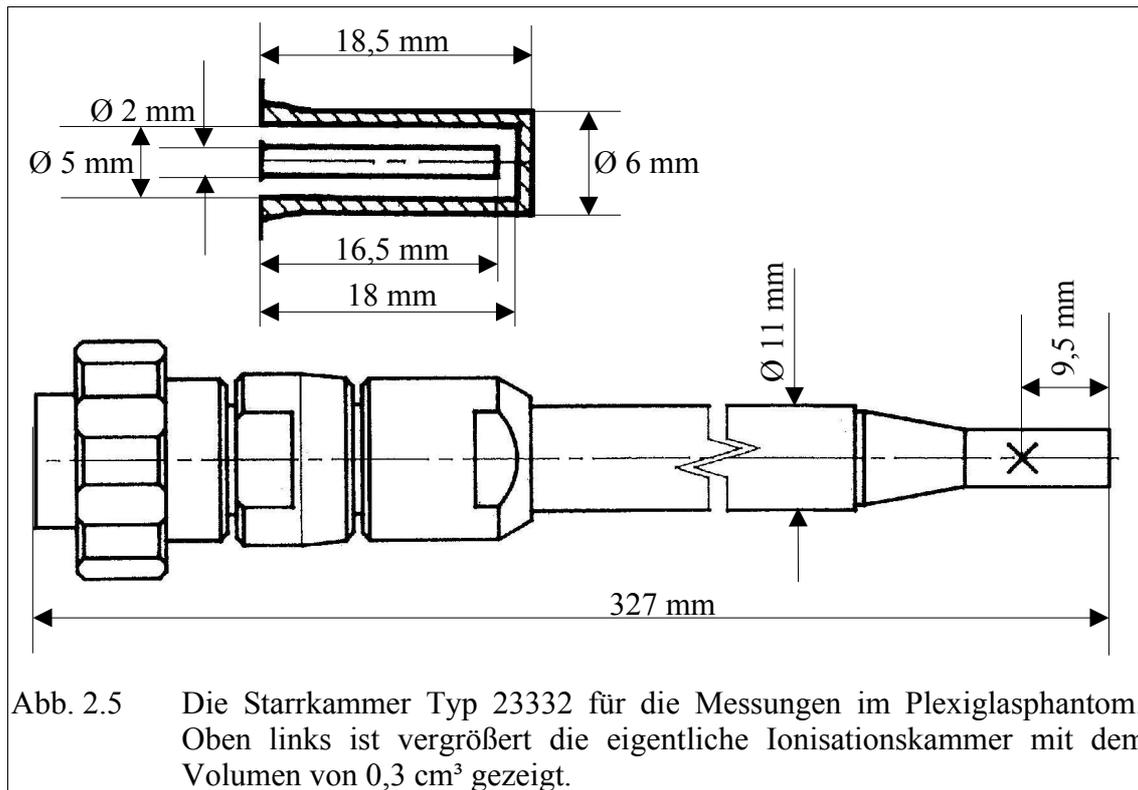
Bezüglich des Strahlenschutzes sind die ferngesteuerten Nachladeverfahren (Afterloading) von Vorteil, weil hierbei das Personal nicht mit ionisierender Strahlung belastet wird. Die leeren Applikatoren werden im Patienten fixiert. Anschließend wird der Applikator an das Afterloadinggerät angeschlossen. Nachdem das Personal den abgeschirmten Bestrahlungsraum verlassen hat, fährt das Gerät die ¹⁹²Ir-Quelle an die durch die Bestrahlungsplanung festgelegten Orte im Körper des Patienten. Hier bleibt sie jeweils für einen vorher berechneten Zeitraum liegen. Anschließend wird die Quelle mittels des flexiblen Befestigungsdrahtes an einen anderen Ort im Applikator bewegt. Auf diese Weise erhält das erkrankte Gewebe die berechnete Dosisverteilung.

Die mittlere γ -Energie der Quelle von 375 keV entspricht keiner hohen Strahlungsenergie. Es ist daher kein aufwendiger baulicher und geräteseitiger Strahlenschutz erforderlich [11].



2.2 Wahl geeigneter Ionisationskammern

Zur exakten Dosismessung müssen wegen des großen Dosisgradienten im Nahbereich einer ^{192}Ir -Quelle räumlich gut auflösende Meßsonden verwendet werden. Die Abmessungen der Meßkammern müssen in ihrer Größe so ausgewählt sein, daß das von der radioaktiven Quelle kommende Photonenfeld innerhalb des Meßvolumens der Kammer konstant ist. Bei einer zu großen Kammer wird auf der Strahleintrittsseite auf Grund der unterschiedlichen Strahlenintensitäten ein anderer Elektronenfluß ausgelöst als auf der Strahlaustrittsseite der Meßkammer. Der angezeigte Dosiswert entspricht einem räumlichen Integral über ein veränderliches Strahlungsfeld und kann somit nicht eindeutig einem Raumpunkt zugeordnet werden. Die Ortsauflösung ist ungenau. Die geforderte Meßbedingung des Sekundärelektronengleichgewichtes ist nicht gewährleistet, d.h. es bringen nicht mehr genauso viele Sekundärelektronen ihre Energie in das Meßvolumen ein, wie Sekundärelektronen Energie aus dem Meßvolumen heraustragen. Daher muß die Größe der Meßsonde immer klein bleiben gegenüber der Halbwertschichtdicke der Photonenstrahlung. Dies wird von kleinvolumigen Ionisationskammern mit einigen zehntel Kubikzentimeter Meßvolumen erfüllt [11]. Um die Meßdaten im Wasserphantom zu erheben, wird eine wasserdichte Schlauchkammer Typ 31003 (siehe Abbildung 2.4) und im Plexiglasphantom eine Starrkammer Typ 23332 (siehe Abbildung 2.5), beide von der Fa. PTW, Freiburg, gewählt. Als Anzeigergerät der relativen



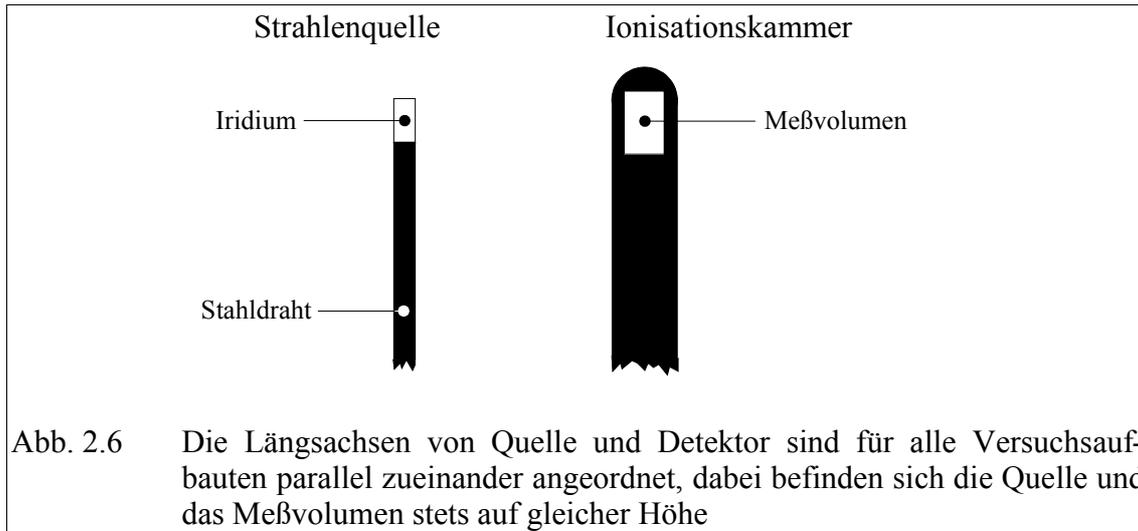
Dosiswerte, die vom angeschlossenen Detektor ermittelt werden, dient ein Elektrometer mit Integrator der Fa. PTW. Gemessen wird pro Versuchsaufbau in unterschiedlichen Quelle-Detektor-Abständen von $r = 2 \text{ cm}$ bis $r = 10 \text{ cm}$.

Die verwendeten Ionisationskammern haben ein Meßvolumen von $0,3 \text{ cm}^3$ und sind bei dem gewählten Versuchsaufbau von der Einstrahlrichtung unabhängig.

2.3 Betrachtung des Nahbereiches der ^{192}Ir -Quelle

Die hier verwendete zylinderförmige ^{192}Ir -Quelle des Afterloadinggerätes Gammamed der Fa. Sauerwein hat einen Durchmesser von $0,5 \text{ mm}$ und eine Länge von $3,5 \text{ mm}$. Der bei den hier angefertigten Messungen kleinste Quelle-Detektor-Abstand beträgt 2 cm . Bei kleineren Quelle-Detektor Abständen kann ein systematischer Meßfehler durch die Größe des Meßvolumens der Ionisationskammer auf Grund des hohen Dosisgradienten nahe der Quelle nicht ausgeschlossen werden. Im folgenden wird untersucht, ob sich das Photonenfeld dieser Quelle in Abständen $\geq 2 \text{ cm}$ vom Strahlenfeld einer punktförmigen Strahlenquelle unterscheidet. Die Längsachsen von Quelle und Detektor befinden sich auf gleicher Höhe parallel zueinander, siehe Abbildung 2.6.

Die Dosisleistung einer isotropen punktförmigen Quelle verringert sich mit dem Quadrat der Entfernung von der Quelle:



$$\dot{D}(r) = \frac{C}{|\vec{r}|^2}$$

mit C , einer charakteristischen Größe des betrachteten radioaktiven Isotops und \vec{r} , dem Vektor zur Quelle.

Reale Strahlenquellen erfüllen dieses Abstandsgesetz nur näherungsweise, denn es setzt eine ideale Quelle mit folgenden Eigenschaften voraus [11]:

- kugelsymmetrisches Strahlungsfeld
- punktförmige Quelle
- keine Absorptions- oder Streuverluste in der Umgebung

In erster Näherung folgen kleine linienförmige Quellen im Nahbereich dem Abstandsgesetz. Umso länger die Quelle ist, desto stärker weicht die Dosisleistung vom Abstandsgesetz ab. Die ^{192}Ir -Quelle darf in einer Distanz von der zwei- bis dreifachen Quellenlänge als Punktquelle angesehen werden [23]. In dieser Arbeit ist der kleinste Abstand zur Quelle (2 cm) um den Faktor fünf größer als die Quellenlänge, so daß die hier verwendete Strahlenquelle bei den gewählten Meßaufbauten als Quelle mit einer punktförmigen Geometrie betrachtet werden darf.

2.4 Die Versuchsaufbauten

Die Meßdaten der Versuchsaufbauten sollen zeigen, wie sich die Dosis durch die Nähe einer Grenzfläche im Vergleich zu den Dosiswerten ändert, die in der Tiefe des Phantoms erhoben werden. Bei der Messung müssen alle weiteren Einflüsse auf die Dosis konstant bleiben. Nur dann ist die Größe des Meßwertes abhängig vom Abstand zur Phantomgrenze. Die Bedingungen für das Phantommaterial und die Konzeption der Versuchsaufbauten werden im folgenden erläutert.

2.4.1 Phantommaterialien

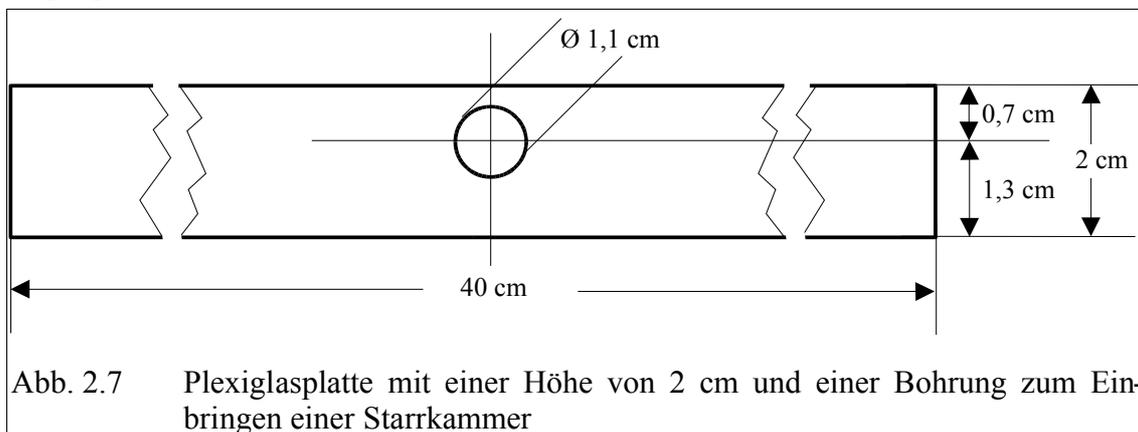
Das verwendete Phantommaterial soll homogen sein. Das heißt, es soll sich um ein einheitliches Medium handeln, welches keine anderen Materialien beinhaltet. Auf diese Weise zeigt das Medium überall dieselben Streu- und Absorptionseffekte. Im Phantommaterial vorkommende Inhomogenitäten - in Form von Materialien größerer oder kleinerer Dichte - würden die ionisierende Strahlung entsprechend ihrer Eigenschaften streuen oder absorbieren und damit die Messergebnisse beeinflussen. Der alleinige Einfluß der Phantomgrenzfläche wäre nicht detektierbar. Außerdem sollte das Phantommaterial bezüglich seiner radiophysikalischen Eigenschaften dem Gewebe des menschlichen Körpers äquivalent sein. Dadurch kann ein direkter Bezug auf die Dosisverhältnisse im Patienten abgeleitet werden. Die geforderten Bedingungen werden von Wasser und Plexiglas erfüllt. Die Massenschwächungskoeffizienten von Wasser und von Plexiglas sind in etwa gleich. Bei Annahme, daß ausschließlich die Anwesenheit der Phantomgrenze das Absinken der Dosis bewirkt, sollten die gemessenen Dosisverläufe in einem Wasserphantom und in einem Plexiglasphantom keine wesentlichen Unterschiede zeigen.

Die Größe des Phantoms muß so gewählt sein, daß eine Vergrößerung des Phantoms die Meßwerte unverändert läßt. Ein sogenanntes "gesättigtes" Phantom entspricht bei der verwendeten Brachytherapiequelle einer Größe von 40 cm x 40 cm x 40 cm [11]. Hierdurch wird in der Mitte des Phantoms ein weitgehend unbeeinflusster Dosiswert gemessen.

2.4.1.1 Das Wasserphantom

Ein Wasserphantom ist ein mit Wasser gefülltes rechteckiges Plexiglasbecken. Das hier zur Erhebung der Daten verwendete Wasserphantom von der Fa. PTW hat die Abmessungen 73 cm x 63,5 cm x 50 cm inklusive der Plexiglaswände und des Bodens. Drei computergesteuerte Elektromotoren erlauben die exakte Positionierung eines steuerbaren Befestigungselementes in allen drei Raumrichtungen innerhalb des Beckens.

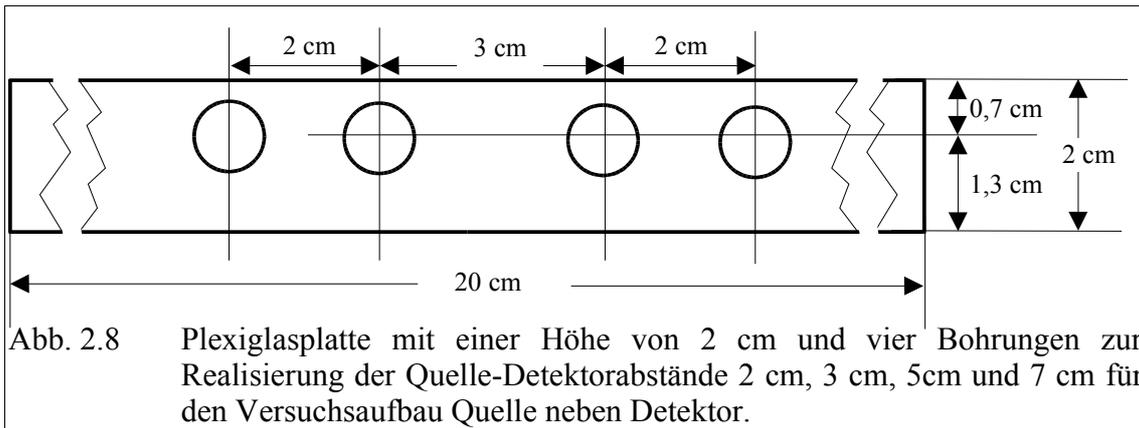
Bei allen in dieser Arbeit durchgeführten Versuchsaufbauten sind Quelle und Detektor immer fest miteinander in das Befestigungselement eingespannt. Auf diese Weise sind exakte Positionierungen des Quelle-Detektor-Aufbaus ferngesteuert möglich. Ein ständiger Umbau der Meßanordnung und ein daraus resultierender Fehler wird so umgangen.



2.4.1.2 Das Plexiglasphantom

Das Festkörperphantom aus Plexiglas besitzt eine gesamte Größe von 40 cm x 40 cm x 40 cm. Das Phantom besteht aus mehreren Einzelteilen:

- a) einem 40 cm x 40 cm x 20 cm großen Plexiglasblock;
- b) mehreren 40 cm x 40 cm großen Plexiglasplatten in den Stärken 1 cm; 1,5 cm; 2 cm; 3 cm und 5 cm zur Variation des Abstandes zur Phantomoberfläche;
- c) zwei 2 cm hohen und 40 cm x 40 cm großen Platten mit einer 20 cm tiefen Bohrung zum Einbringen einer Starrkammer (siehe Abbildung 2.5) in Längsrichtung, die in Seitenmitte mit einer Kantenhöhe von 0,7 cm bzw. 1,3 cm platziert ist, siehe Abbildung 2.7. Die Bohrung entspricht den Außenabmessungen der Kammer;
- d) einer 2 cm dicken Plexiglasplatte mit zwei paarweise in 2 cm Abstand angebrachten Bohrungen, welche 3 cm voneinander entfernt und einen Abstand von 0,7 cm bzw. 1,3 cm zur Plattenoberfläche haben, siehe Abbildung 2.8.



Um die Homogenität des Plexiglasphantoms zu erhalten, werden alle offenen Bohrungen mit Starrkammer-Dummies aus Plexiglas gefüllt. Abbildung 2.9 zeigt das vollständige 40 cm x 40 cm x 40 cm große Plexiglasphantom.

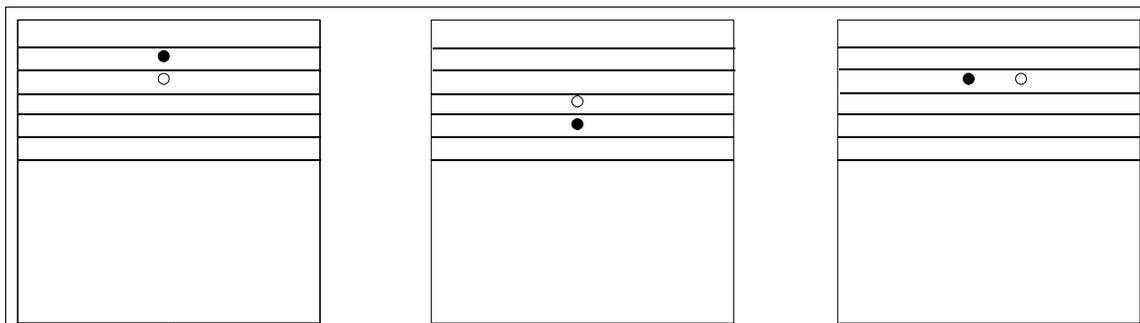


Abb. 2.9: Im 40 cm x 40 cm x 40 cm großen Plexiglasphantom sind links der Versuchsaufbau **Quelle (●) oberhalb Detektor (○)**, in der Mitte **Quelle unterhalb Detektor** und rechts **Quelle neben Detektor** dargestellt.

2.4.2 Ermittlung der Dosisverteilung

Die Dosisverteilung einer Punktquelle ist in einem homogenen, isotropen, unendlich großen Medium kugelsymmetrisch. Diese Idealvorstellung ist in der Praxis nicht erreichbar. Auf Grund der räumlichen Begrenzung jedes Phantoms weicht die Dosisverteilung in der Nähe einer Wand von der Kugelsymmetrie ab. Es wird ein veränderter Dosisverlauf gemessen.

Die hier verwendeten Meßphantome stehen in einem Bestrahlungsraum, sind also von Luft umgeben. In Luft besitzt die ionisierende Strahlung eine größere Reichweite als im Phantom. Liegt die Quelle nahe einer Phantomwand, so tritt Strahlung aus dem Phantom aus. Hierdurch resultiert ein Verlust an Dosis, verglichen mit dem Dosiswert aus der Tiefe des Phantoms.

Bei den in dieser Arbeit durchgeführten Messungen, soll ausschließlich die Begrenzung des Phantoms die Dosis beeinflussen. Die Versuchsaufbauten werden deshalb so gewählt, daß die anisotrope Verteilung der Dosis, sowie die Entfernung zur Strahlenquelle r als auch das Schwächungsgesetz keinen Einfluß auf die Änderung der gemessenen Dosiswerte während eines Versuchsdurchgangs haben.

In einer Messreihe fahren Quelle und Detektor gemeinsam vom Mittelpunkt des Phantoms an die Oberfläche. Der Quelle-Detektor-Abstand bleibt dabei immer konstant. Die Dosisermittlung findet in drei Versuchsaufbauten statt. Es wird vor der Quelle d.h. zwischen der Quelle und der Phantomwand, hinter der Quelle und neben der Quelle, hier sind Quelle und Detektor gleich weit von der Wand entfernt, gemessen. Dadurch wird eine "Rundumsicht" der Dosisverteilung in Schritten von $\pi/2$ um die Quelle erhalten.

Die Versuchsaufbauten werden im Wasserphantom wie folgt gestaltet (Abb. 2.10):

Im Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor** ist die Quelle immer näher an der Phantombegrenzung als der Detektor. Im Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor** ist die Quelle von der Phantomoberfläche stets weiter entfernt als der Detektor.

Im Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor** sind die Quelle und der Detektor beide gleich weit von der Oberfläche entfernt. Aus Symmetriegründen braucht diese Meßreihe nur an einer Quellenseite durchgeführt zu werden.

Mit den beschriebenen Meßaufbauten wird der Einflussung der Begrenzung des Phantoms auf die Dosis erfaßt.

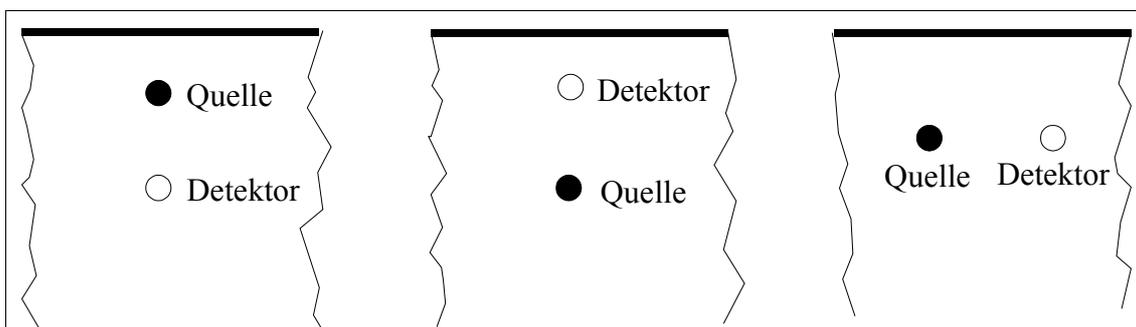


Abb. 2.10 Gezeigt sind von links die drei Versuchsaufbauten **Quelle oberhalb Detektor**, **Quelle unterhalb Detektor** und **Quelle neben Detektor**.

2.4.3 Konstanz des Quelle-Detektor-Abstandes

Der Quelle-Detektor-Abstand muß während eines Meßdurchgangs im Rahmen der Einstellgenauigkeit exakt eingehalten werden. Auf Grund des großen Dosisgradienten in der Nähe der Quelle wirken sich kleine Einstellfehler im Nahbereich so stark aus, daß sie die erwarteten Dosisänderungen durch die Phantomoberfläche überdeckt würden. Durch eine starre Verbindung zwischen Applikator und Detektor läßt sich dieser Einstellfehler vermeiden. Weil die ^{192}Ir -Quelle vom Brachytherapiegerät leicht in der Applikatornadel bewegt werden muß, hat die Quelle hierin ein gewisses Spiel. Deshalb dienen erste Messungen dazu festzustellen, wie genau die Quelle beim Hin- und Rücktransport aus dem Tresor des Brachytherapiegerätes in den Applikator ihre Position wieder einnimmt.

Die ^{192}Ir -Quelle hat einen Durchmesser inklusive Edelstahlhülle von $\varnothing = 1,1\text{ mm}$. Damit die Quelle genau den Bestimmungsort einnimmt und nicht exzentrisch liegt, wird ein dünner Applikator verwendet. Hier findet eine Hohlneedle mit einem Innendurchmesser d_i von $1,1\text{ mm} < d_i < 1,2\text{ mm}$ Anwendung.

Wenn die Quelle für jede Messung erneut aus dem Tresor an ihren Bestimmungsort gefahren wird, ist je nach Quelle-Detektor-Distanz eine Streuung der Meßdaten von 0,03% bis 0,36% zu beobachten. Eine Umrechnung dieser Streuwerte in Abstandsänderungen zwischen Quelle und Detektor mittels des Abstandquadratgesetzes ergibt 0,014 mm bis 0,036 mm. Um diesen Fehler auszuschließen, wird bei der Durchführung der Messungen die Strahlenquelle in der Hohlneedle belassen. Die Reproduzierbarkeit der Einzelmessungen liegt dann bei 0,01% bis 0,02%. Dieses Ergebnis entspricht der Gleichmäßigkeit des radioaktiven Zerfalls der Quelle.

2.4.4 Fehlerbetrachtung

Die gemessenen Dosiswerte sollen den entsprechenden Meßtiefen zugeordnet werden. Das Wasserphantom zeigt die aktuelle Position des Quelle-Detektor-Aufbaus in zehntel Millimeter Schritten. Als Einstellfehler des ferngesteuerten Wasserphantoms wird ein Wert von $\pm 0,1\text{ mm}$ angenommen. Diese Ungenauigkeit liegt ebenfalls den Messungen, die im Plexiglasphantom durchgeführt werden zu Grunde. Daraus ergibt sich für Meßtiefe $d = 10,01\text{ cm}$ eine Anzeige des Dosimeters von 0,8102 Skalenteilen und für $d = 9,99\text{ cm}$ von 0,8084 Skalenteilen. Der Anzeigewert für die korrekte Meßtiefe $d = 10\text{ cm}$ ist 0,8093 Skalenteile. Daraus resultiert ein Fehler von 0,11%.

2.5 Durchführung der Messungen

Die ^{192}Ir -Quelle wird von einem High-Dose-Rate-Brachytherapiegerät der Fa. Sauerwein gesteuert. Ein Versuchsaufbau beinhaltet mehrere Meßdurchgänge. Ein Meßdurchgang umfaßt bis zu neun verschiedene Entfernungen des Quelle-Detektor Paares zur Phantomoberfläche. An jedem Ort wird die Messung jeweils zehnmal wiederholt. Die Meßzeiten betragen im Fernbereich der Quelle, entsprechend $r > 3$ cm, 60 Sekunden und im Nahbereich, entsprechend $r \leq 3$ cm, 6 Sekunden. Nach jedem Meßdurchgang wird ausschließlich die Entfernung r zwischen Quelle und Detektor verändert.

2.5.1 Messungen im Wasserphantom

Zur Verbindung von Applikator und Detektor wird ein Halter aus Plexiglas an das dafür vorgesehene Befestigungselement des Wasserphantoms geschraubt. Auf diese Weise ist es möglich, die drei Versuchsaufbauten **Quelle oberhalb Detektor**, **Quelle unterhalb Detektor** und **Quelle neben Detektor** fest einzustellen. Alle drei Versuchsanordnungen werden für die Quelle-Detektor-Abstände $r = 2,5$ cm; 5 cm; 7,5 cm und 10 cm durchgeführt. Daraus ergeben sich zwölf unterschiedliche Meßaufbauten, welche die Dosiswerte liefern.

Jeder Meßdurchgang beginnt in der Mitte des Phantoms und endet, wenn entweder die Quelle oder der Detektor oder beide gemeinsam sich der Phantomoberfläche bis auf 1 cm genähert haben. Die genauen Start- und Endpositionen sind jeweils vom Versuchsaufbau abhängig.

2.5.2 Messungen im Plexiglasphantom

Für die Messungen im Plexiglasphantom wird dieselbe Kanüle als Applikator für die ^{192}Ir -Quelle eingesetzt wie für die Messungen im Wasserphantom. Um diesen Applikator ohne störende Lufteinschlüsse im Phantom plazieren zu können, ist die Kanüle in einen Starrkammer-Dummie geklebt und kann so problemlos in sämtliche Bohrungen des Phantoms eingeführt werden.

Zur Realisierung der Versuchsaufbauten **Quelle unterhalb Detektor** und **Quelle oberhalb Detektor** dienen die beiden 40 cm x 40 cm große Plexiglasplatten mit jeweils einer Höhe von 2 cm und einer Bohrung, siehe Abbildung 2.7. Indem eine Platte den Applikator und die andere die Starrkammer aufnimmt, können durch dazwischen

geschobene Plexiglasplatten die Quelle-Detektor-Abstände r von 2 cm bis 10,6 cm aufgebaut werden. Bei Beginn eines Meßdurchgangs liegt die Platte mit dem Detektor bzw. Quelle auf dem 40 cm x 40 cm x 20 cm Plexiglasblock. Es folgen die den Quelle-Detektor-Abstand r bestimmenden Platten. Darauf liegen die zweite mit Quelle oder Detektor bestückte und schließlich die restlichen Plexiglasplatten, um das gesamte Plexiglasphantom auf eine Höhe von 40 cm aufzufüllen (Abb. 2.9).

Für den Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor** wird die ebenfalls 2 cm hohe Plexiglasplatte mit den vier Bohrungen nebeneinander verwendet (Abb. 2.8). Durch die Anordnung der Bohrungen sind die geforderten Quelle-Detektor-Abstände r einstellbar. In einem Meßdurchgang wandert der Quelle-Detektor Aufbau durch Umlagerung der Plexiglasplatten von der Mitte des Phantoms bis an seine Oberfläche. Die Plexiglashöhe oberhalb des Aufbaus variiert also von 18,7 cm bis 0,7 cm. Das Phantom hat während der Messungen stets eine Gesamtgröße von 40 x 40x 40cm³.

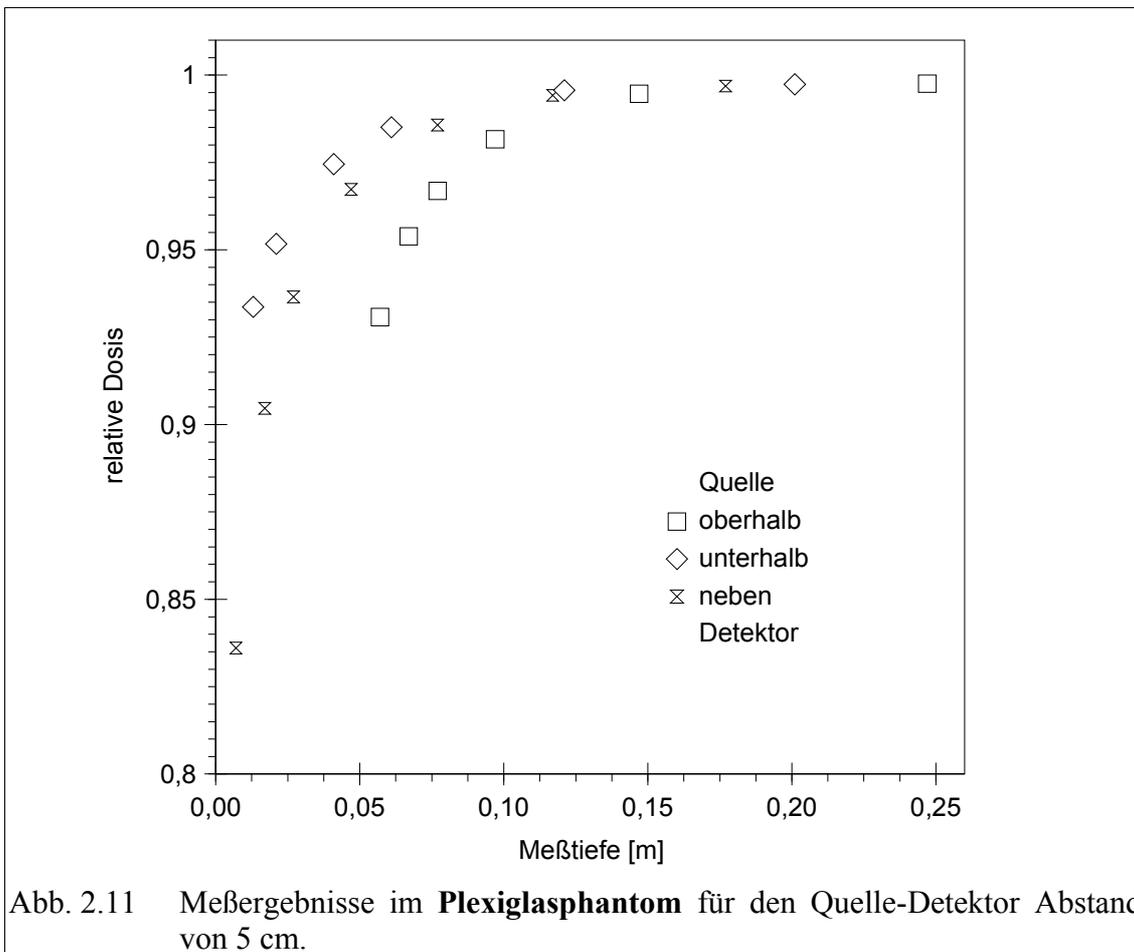


Abb. 2.11 Meßergebnisse im Plexiglasphantom für den Quelle-Detektor Abstand von 5 cm.

2.6 Auswertung der Messungen

Im Anhang sind in den Tabellen 2.1 bis 2.18 die Meßergebnisse aufgelistet.

Im Wasserphantom werden in den drei verschiedenen Versuchsanordnungen **Quelle unterhalb Detektor** (Tab. 2.1 und Tab. 2.2), **Quelle oberhalb Detektor** (Tab. 2.3 bis Tab. 2.6) und **Quelle neben Detektor** (Tab. 2.7 und Tab. 2.8) insgesamt 1200 Meßwerte aufgenommen.

Im Plexiglasphantom wurden 1330 Dosiswerte in den drei Meßaufbauten: **Quelle unterhalb Detektor** (Tab. 2.9 bis Tab. 2.11), **Quelle oberhalb Detektor** (Tab. 2.12 bis Tab. 2.16) und **Quelle neben Detektor** (Tab. 2.17 und Tab. 2.18) für sieben bis neun Meßtiefen ermittelt.

Die Abbildungen 2.11 und 2.12 zeigen die Dosisverläufe für den Quelle-Detektor Abstand $r = 5$ cm im Plexiglasphantom und die Dosisverläufe für den größten Abstand $r = 10$ cm, gemessen im Wasserphantom, für alle drei Versuchsaufbauten.

Das Absinken der Dosis kleiner als 99% des Dosiswertes aus der Phantomtiefe wird im folgenden für die drei Versuchsanordnungen beschrieben:

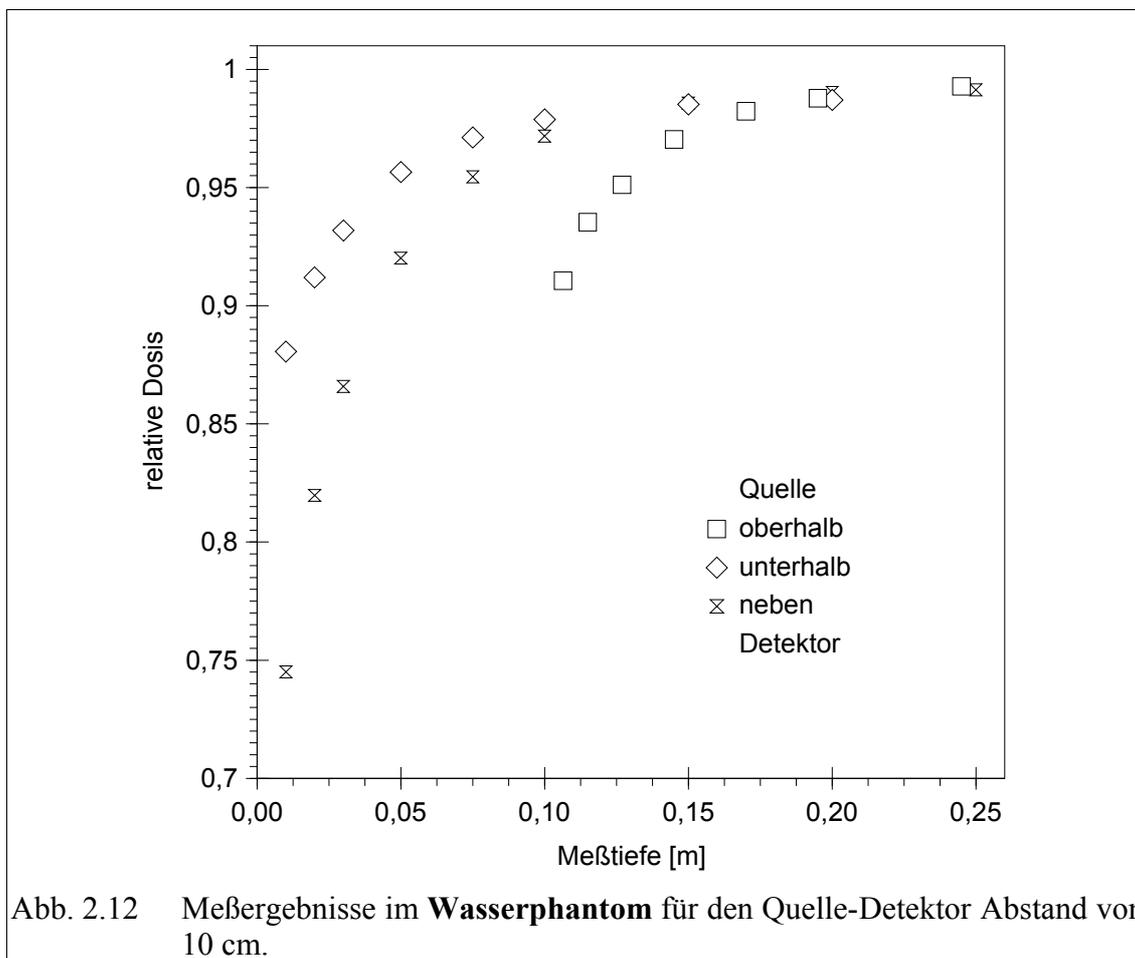


Abb. 2.12 Meßergebnisse im **Wasserphantom** für den Quelle-Detektor Abstand von 10 cm.

Für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor** und einem Quelle-Detektor Abstand r von 10 cm ist dieses bereits in einer Meßtiefe von 17 cm zu detektieren, für den Quelle-Detektor Abstand $r \leq 5$ cm ist dieser Effekt in der Meßtiefe von 15 cm erst etwas später zu beobachten.

In dem Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor** setzt der einprozentige Dosisverlust bei dem Quelle-Detektor Abstand r von 10 cm in der Meßtiefe von 15 cm ein und sinkt auf 11 cm für den Quelle-Detektor Abstand $r \leq 5$ cm.

Der Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor**, in dem die Quelle stets weiter von der Grenzfläche entfernt ist als der Detektor, zeigt bei einem Quelle-Detektor Abstand r von 10 cm erst in der Wassertiefe von 13 cm einen Dosisverlust von 1%. Dieses wird für den kleineren Quelle-Detektor Abstand $r \leq 5$ cm erst in einer Wassertiefe von 11 cm detektiert.

2.7 Fazit

Die in beiden Phantomen gemessenen Dosisverläufe¹⁾ sind, wie zu erwarten war, einander ähnlich, denn Wasser und Plexiglas besitzen im Vergleich zur Luft in etwa den gleichen Massenschwächungskoeffizienten. Die Dosis in Grenzflächennähe nimmt immer bzgl. des Dosiswertes aus der Phantomtiefe ab. Der Grund hierfür ist, daß ein Teil der Strahlung das Phantom verläßt. In dem Medium Luft, welches das Phantom vollständig umgibt, besitzt die Strahlung eine deutlich größere Reichweite als im Medium Wasser oder Plexiglas, dieser Strahlenanteil geht für die Dosismessung verloren. Jeder Versuchsaufbau zeigt einen typischen Dosisverlauf. Die Abbildungen 2.11 und 2.12 zeigen, daß der Dosiswert vom Ort der Quelle und vom Ort des Detektors abhängig ist. D. h. die Meßtiefe, in der die Dosis um mehr als 1% kleiner ist als in der Phantommittle, hängt nicht nur vom Quelle-Detektor Abstand, sondern auch vom Versuchsaufbau, also von der jeweiligen Position im Phantom, ab. Der Dosisverlust ist größer, wenn die ^{192}Ir -Quelle grenzflächennah ist und ebenso bei kleiner werdender Meßtiefe. Das stärkste Absinken der Dosis bis zu 25% zeigt der Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor** in einer Meßtiefe von einem Zentimeter bei dem größten Abstand von 10 cm zwischen Quelle und Detektor.

Durchgeführt an der Klinik für Strahlentherapie (Radioonkologie) des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, Campus Kiel.

3 Theoretischer Teil

Im **theoretischen Teil** wird, ausgehend von der Dosisleistung einer punktförmigen Strahlenquelle, der in der Literatur anerkannte Formalismus zur Berechnung der Dosisverteilung [18] vorgestellt. Bei der strahlentherapeutischen Behandlung von Patienten mit Brachytherapiequellen findet die Berechnung der Dosisverteilung mit diesem Formalismus statt. Einflüsse der Körpergrenzen bleiben hierin unberücksichtigt. Wie aus dem experimentellen Teil dieser Arbeit ersichtlich ist, sinkt die Dosis in der Nähe einer Körperoberfläche, so daß dieser Formalismus dort zu hohe Dosiswerte berechnet. Im theoretischen Teil dieser Arbeit wird die Abnahme der Dosis in der Nähe einer Körpergrenzfläche durch Erweiterungen des allgemeinen Formalismus mathematisch beschrieben.

Der allgemein gebräuchliche Formalismus der Taskgroup 43 der American Association of Physicists in Medicine (AAPM-TG43) zur Berechnung der Dosisleistung dient als Basis. Dieser enthält drei Funktionen und zwei Quellenkonstanten. Die Funktionen sind: die Geometriefunktion, die radiale Dosisfunktion und die Anisotropiefunktion. Die Ausrichtung der Versuchsaufbauten ist so gestaltet, daß bei Annäherung des Quelle-Detektor-Aufbaus an die Grenzfläche, die Änderung der Dosis, wie im experimentellen Teil beschrieben, weder aus einer Beeinflussung der Quellenkonstanten noch der Anisotropiefunktion entsteht. Nur die Geometriefunktion und die radiale Dosisfunktion können somit den Einfluß der Grenzfläche auf die Dosis mathematisch zum Ausdruck bringen.

Die Geometriefunktion beschreibt den Dosisverlauf auf Grund der räumlichen Verteilung der Radioaktivität. Hier wird z.B. die Form der Quelle (Punktquelle, Linienquelle, Flächenquelle etc.) berücksichtigt. Eine Erweiterung dieser Funktion soll dazu führen, die Quellenposition im Phantom, die Oberfläche des Phantoms sowie die dadurch beeinflusste Dosisverteilung zu erfassen.

Die radiale Dosisfunktion berücksichtigt die Streu- und Absorptionseffekte des Mediums, in welchem sich die Quelle befindet. Das wassergefüllte Phantom ist ebenso wie das Plexiglasphantom von dem Medium Luft umgeben, das einen kleineren Massenschwächungskoeffizienten besitzt als Wasser bzw. Plexiglas. Daraus ergeben sich außerhalb des Phantoms andere Streu- und Absorptionsverhältnisse verglichen mit dem Medium innerhalb des Phantoms. Nahe der Phantomoberfläche kann ein Teil der

ionisierenden Strahlung das Phantom verlassen. Dieser gelangt in das angrenzende Medium Luft und wird von hier nicht mehr in das Phantom zurückgestreut. Eine Erweiterung der radialen Dosisfunktion soll den Verlust an Dosis durch den Streustrahlenanteil erfassen, der durch den Übergang von Wasser zu Luft nicht zum Meßort zurückgelangt.

Durch die Erweiterung dieser beiden Funktionen findet der Einfluß der Grenzflächen eines Meßphantoms und damit die Oberfläche des Patientenkörpers Eingang in die Dosisberechnung.

Im folgenden sei stets $r := |\vec{r}|$.

3.1 Formalismus zur Berechnung der Dosisleistung einer Brachytherapiequelle

Die Berechnung der Dosis, die durch die ionisierende Strahlung einer Brachytherapiequelle einem Patienten appliziert werden soll, ist sowohl von der Strahlenart (α -, β - oder γ - Strahlung), vom Energiespektrum der Strahlung als auch von den radiophysikalischen Eigenschaften des zu bestrahlenden Gewebes abhängig. Die Dosisleistung $\dot{D}(\vec{r})$ einer radioaktiven Punktquelle berechnet sich durch

$$\dot{D}(\vec{r}) = \frac{\Gamma \cdot A}{r^2} \left[\frac{\text{C}}{\text{kg} \cdot \text{h}} \right]$$

Darin sind

Γ die Gammaleistungskonstante $\left[\frac{\text{C} \cdot \text{cm}^2}{\text{kg} \cdot \text{MBq} \cdot \text{h}} \right]$, sie ist definiert als die Standardionendosisleistung, die im Abstand r von einer Quelle der Aktivität A erzeugt wird;

A die Aktivität [MBq] des radioaktiven Nuklids;

\vec{r} der Ortsvektor [cm] zur Quelle.

Die Dosis, die von einer punktförmigen Strahlenquelle ausgeht, kann demnach durch das Abstandsquadratgesetz beschrieben werden, d. h. mit zunehmendem Abstand von der Quelle verringert sich die Dosis proportional zu r^{-2} .

Da sich die Quelle in einem Medium befindet, müssen zusätzliche Faktoren, wie z.B. die Schwächung der Strahlung durch Streuung und Absorption oder eventuelle Inhomogenitäten innerhalb des Mediums berücksichtigt werden. Das Abstandsquadratgesetz

beschreibt den Verlauf für mittlere und hochenergetische punktförmige Strahlenquellen ($E > 300 \text{ keV}$) im Wasser nur innerhalb der ersten Zentimeter korrekt. Es kommt bei zunehmender Entfernung von der Quelle zu Abweichungen zwischen dem gemessenen und dem für diese Entfernung berechneten Dosiswert. Dieses rührt von der Streuung und der Absorption der Strahlung im Medium her. Bei einem Abstand von 10 cm beträgt die Abweichung etwa 20% in Abhängigkeit von der Energie der Strahlung [25]. Die Streu- und Absorptionseffekte werden in einem kombinierten Schwächungskoeffizienten $T(\vec{r})$ zusammengefaßt.

Die Anisotropie der Quelle, d.h. die Photonen werden nicht gleichförmig in alle Richtungen abgestrahlt, findet Berücksichtigung in der Anisotropiekonstanten. Dies ist nötig, weil die Quelle in einer zylinderförmigen Metallkapsel steckt, dessen Enden die Strahlung stärker absorbieren, als die seitlichen Wände.

Die Dosisleistung $\dot{D}(\vec{r})$ als Funktion vom Abstand \vec{r} von der Punktquelle ist dann:

$$\dot{D}(\vec{r}) = \frac{\Gamma \cdot A \cdot f \cdot T(\vec{r}) \cdot \Phi}{r^2} \quad \left[\frac{\text{J}}{\text{kg} \cdot \text{h}} \right] \quad (3.1)$$

f Umrechnungsfaktor von Ionendosis in Energiedosis [J/C];

$T(\vec{r})$ Gewebe-Schwächungs-Funktion; in dieser Definition der Dosisleistung berücksichtigt $T(\vec{r})$ die Streuung im Körper des Patienten bzw. im Meßphantom sowie die Absorption der Strahlung auf ihrem Weg zum Detektor. $T(\vec{r})$ ist das Verhältnis der Strahlendosis in Wasser zur Strahlendosis in Luft bei sonst gleichem Meßaufbau [dimensionslos].

Φ Anisotropiekonstante, die den Isodosenverlauf um die nicht punktförmige Quelle berücksichtigt [dimensionslos].

3.2 Formalismen zur Berechnung der Gewebeschwächungsfunktion

Die Funktion $T(\vec{r})$ in Gleichung (3.1) für variable Quelle-Detektor-Abstände mit Hilfe einiger Meßwerte korrekt zu interpolieren war das Ziel anderer Autoren.

Meisberger et al. [15] waren die ersten, die die Funktion $T(\vec{r})$ mit einem Polynom dritten Grades annähernten:

$$T(\vec{r}) = A + B \cdot r + C \cdot r^2 + D \cdot r^3$$

Für die Isotope ^{198}Au , ^{192}Ir , ^{137}Cs , ^{226}Ra , ^{60}Co wurde aus Messungen die jeweiligen Werte für die Koeffizienten A, B, C und D empirisch ermittelt. In einem Abstand zwischen einem und zehn Zentimetern berechnet dieses Modell für die gemessenen Isotope korrekte Dosiswerte.

Ein anderes Modell für den gleichen Gültigkeitsbereich, das zur Bestrahlungsplanung benutzt wird und Streuung und Absorption mit in die Dosisberechnung einbezieht, wurde von **Van Kleffens und Star** [8] entwickelt. $T(\vec{r})$ ist hier aus dem Verhältnis zweier Terme bestimmt:

$$T(\vec{r}) = \frac{(1+a \cdot r^2)}{(1+b \cdot r^2)}$$

Ein wesentlicher Vorteil dieses Modells ist, daß nur zwei Parameter den Meßwerten angepaßt werden müssen und auf diese Weise die Dosis schneller durch einen Computer berechenbar macht. Die Werte für a und b sind tabellarisch für verschiedene Isotope angegeben. Zur korrekten Dosisberechnung können diese Daten im Computer gespeichert und so bei Bedarf dem Isotop entsprechend eingesetzt werden.

Park und Almond [20] verwendeten einen "build-up-factor" $B(\vec{r})$. Dieser ist definiert durch:

$$B(\vec{r}) = (\text{total absorbed dose} / \text{primary absorbed dose})$$

in der Entfernung r von der Punktquelle und kamen so zur Definition:

$$T(\vec{r}) = B(\vec{r}) \cdot e^{-\mu \cdot r} \quad (3.2)$$

mit μ dem linearen Schwächungskoeffizienten in Wasser [cm^{-1}].

Kornelson und Young [10] entwickelten diese Idee weiter. Mit ihrer Gewebe-Schwächungs-Funktion:

$$T(\vec{r}) = (1+k \cdot a \cdot (\mu \cdot r)^{r-b}) \cdot e^{-\mu \cdot r}$$

Auf der Basis von Monte Carlo Berechnungen bestimmten Sie die Parameter ihrer Gleichung und erreichen in dem Bereich $1 \text{ cm} < r < 18 \text{ cm}$ von der Quelle korrekte Dosiswerte.

Darauf aufbauend schlugen **Tripathy und Shanta** [24] folgende Annäherung vor :

$$T(\vec{r}) = (a_1 + a_2 \cdot r) \cdot E_{av}^{b_1 + b_2 \cdot r} .$$

mit dem Energiemittelwert E_{av} , weil sich das Spektrum mit zunehmendem Abstand zur

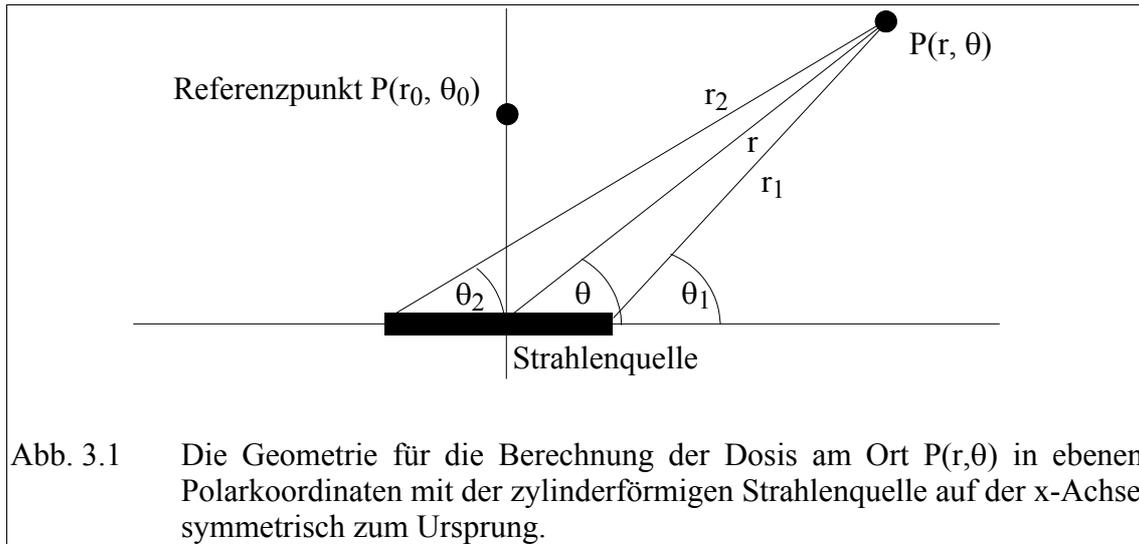
energiereichen Seite verschiebt. Dieses Modell besitzt eine Gültigkeit bis zu einer Distanz von $1 \text{ cm} < r < 30 \text{ cm}$ von der Strahlenquelle.

3.3 Die Empfehlung zur Dosisberechnung der AAPM Task Group No. 43

Die Dosimetrie von radioaktiven Quellen ist in vielen Artikeln publiziert. Es werden hierin verschiedene Kalibrierbedingungen und Formalismen zur Berechnung der Dosis vorgestellt. In einigen Veröffentlichungen wird eine Überarbeitung der Basisdaten der Dosimetrie empfohlen, wie z.B. die Dosisleistungskonstante, die radiale Dosisfunktion und die Anisotropiefunktion der Quellen. Durch die umfangreiche Literatur ist eine verwirrende Vielfalt hinsichtlich der Auswahl der Dosimetriedaten entstanden. Aus diesem Grunde hat das Strahlentherapie-Komitee der American Association of Physicists in Medicine (AAPM) die Arbeitsgruppe No. 43 gebildet, im folgenden AAPM-TG43 genannt. Ihre Aufgabe bestand darin, die Publikationen zur Dosimetrie von Brachytherapiequellen zu sichten und anschließend ein Dosimetrieprotokoll bereit zu stellen, welches einen Formalismus zur Dosisberechnung und einen Datensatz mit Dosimetrieparametern beinhaltet [18]. Hierdurch können mit genau definierten und meßbaren Größen die Dosisberechnungen einer Brachytherapiequelle vereinheitlicht werden. Die bis da üblichen Größen in der Gleichung (3.1) werden durch folgende ersetzt:

Aktivität A	\rightarrow	Luftkermastärke B
Gammaleistungskonstante Γ	\rightarrow	Dosisleistungskonstante Λ
Abstandsquadratgesetz r^{-2}	\rightarrow	Geometriefunktion $G(\vec{r})$
Gewebe-Schwächungs-Funktion $T(\vec{r})$	\rightarrow	radiale Dosisfunktion $g(\vec{r})$
Anisotropiekonstante Φ	\rightarrow	Anisotropiefunktion $F(\vec{r})$

Zur Erläuterung des vorgeschlagenen Formalismus wird eine radioaktive Quelle mit zylinderförmiger Symmetrie angenommen, wie sie in der Abbildung 3.1 dargestellt ist.



Mit den neuen Größen wird die Dosisleistung in ebenen Polarkoordinaten definiert. Hierzu gibt $r := |\vec{r}|$ den Abstand von der Quellenmitte zu dem zu berechnenden Punkt wieder, während θ der Winkel zwischen \vec{r} und der Längsachse der Quelle ist (siehe Abb. 3.1).

Die Dosisleistung $\dot{D}(\vec{r})$ am Ort \vec{r} ist nun gegeben durch:

$$\dot{D}(\vec{r}) = B \cdot \Lambda \cdot \frac{G(\vec{r})}{G(\vec{r}_0)} \cdot g(\vec{r}) \cdot F(\vec{r}) \quad (3.3)$$

dabei ist:

B die Luftkermastärke der Quelle [$\text{J cm}^2/\text{kg h}$]; sie ist definiert als Produkt der Luftkermaleistung K gemessen in einem Kalibrierabstand b im freien Raum senkrecht zur Mitte der Rotationsachse der zylinderförmigen Strahlenquelle und dem Quadrat des Abstandes b : $B = K(b) \cdot b^2$

Λ die Dosisleistungskonstante [cm^{-2}], dem Verhältnis der Dosisleistung $\dot{D}(\vec{r}_0)$ in Wasser im Abstand $|\vec{r}_0| = 1 \text{ cm}$ auf der transversalen Achse (siehe Abb. 3.1) einer Strahlenquelle und deren Luftkermastärke in einem Wasserphantom gemessen: $\Lambda = \dot{D}(\vec{r}_0) / B$

$G(\vec{r})$ die Geometriefunktion [cm^{-2}], sie repräsentiert die relative Dosisverteilung nur auf Grund der räumlichen Verteilung der Radioaktivität und ignoriert die Absorptions- und Streueffekte in der Quelle und im umgebenden Medium.

$$G(\vec{r}) = \frac{1}{r^2} \quad \text{für eine Punktquelle und}$$

$$G(\vec{r}) = \frac{\theta_1 - \theta_2}{L \cdot r \cdot \sin(\theta)} \quad \text{für eine Linienquelle.}$$

Hierbei ist r der Abstand von der Quelle, θ_1, θ_2 und θ siehe Abb. 3.1 sowie L die Quellenlänge

$g(\vec{r})$ die radiale Dosisfunktion [dimensionslos]; diese Funktion berücksichtigt die Absorptions- und Streueffekte im Medium senkrecht zur Rotationsachse der Quelle. Die Beziehung zwischen $T(\vec{r})$ und $g(\vec{r})$ ist gegeben durch:

$$g(\vec{r}) = \frac{T(\vec{r})}{T(\vec{r}_0)} \quad \text{mit dem Referenzpunkt } \vec{r}_0.$$

$F(\vec{r})$ die Anisotropiefunktion [dimensionslos], sie berücksichtigt die anisotrope Dosisverteilung um die reale Quelle herum zusammen mit Absorptions- und Streueffekten innerhalb der Quelle und ihrer Ummantelung.

3.4 Die Berücksichtigung der Grenzen des Meßphantoms

Karaiskos, Angelopoulos, Sakelliou [6] haben den Einfluß der Phantomgröße auf die tatsächliche Dosisverteilung untersucht. In unmittelbarer Nähe des Phantomrandes kann es zu Dosisabweichungen bis zu 25% kommen. Die Autoren fordern eine Abhängigkeit der Gewebe-Schwächungs-Funktion $T(\vec{r})$ von der Phantomgröße. Sie empfehlen, für die Brachytherapie bei der Dosisberechnung die Körperdimensionen des Patienten in die Bestrahlungsplanung einzubeziehen.

Die Ergebnisse des experimentellen Teils dieser Arbeit bestätigen ebenfalls den Dosisverlust in der Nähe der Phantomoberfläche. Die alleinige Anpassung der radialen Dosisfunktion, wie es Karaiskos, Angelopoulos und Sakelliou vorschlagen, soll in der hier vorgestellten Arbeit nicht ausschließlich den fehlenden Dosisanteil beschreiben.

In der Literatur ist es üblich, die im Phantom gemessene Dosis in den Dosisanteil der direkten Strahlung und den Dosisanteil der Streustrahlung aufzuteilen. Um durch die Messung den Dosisanteil zu bestimmen, der direkt von der Quelle kommt, wird die Messung bei gleichem Versuchsaufbau nur „frei Luft“ wiederholt. In der hier vorgestellten Arbeit, soll die Dosis in der Nähe einer Mediengrenzfläche ermittelt werden. Hierdurch ist die Messung „frei Luft“ unmöglich, denn dieses hieße, im Phantom ohne Wasser zu messen, wodurch die Mediengrenze entfielen. Die Unterscheidung zwischen Dosisanteil der direkten Strahlung und Dosisanteil der

Streustrahlung kann daher zur Berechnung der Dosis in der Nähe der Mediengrenze nicht vorgenommen werden.

Die Dosisverteilung der radioaktiven Punktquelle wird in dieser Arbeit analog zur Ausbreitung des elektrischen Feldes einer Punktladung in einem Dielektrikum beschrieben. Dadurch ergibt sich die Möglichkeit, die Feldverteilung der Quelle sowohl in der Tiefe des Phantoms als auch an der Grenzfläche zu berechnen. Die Geometriefunktion $G(\vec{r})$ des AAPM-TG43 Formalismus repräsentiert die relative Dosisverteilung ausschließlich auf Grund der räumlichen Verteilung der Radioaktivität. Bei der Annahme einer radioaktiven Punktquelle ist die Geometriefunktion gegeben durch: $G(\vec{r})=r^{-2}$.

In Abbildung 3.2 ist der physikalische Sachverhalt dargestellt: Auf der linken Seite der Abbildung ist ein sehr großes Phantom gezeigt. Dieses ist bis zur Mitte, entsprechend der Höhe $x = 0$, mit Wasser gefüllt. Die Quelle liegt im Wasser bei einer Höhe $x > 0$. Für $x < 0$ enthält das Phantom Luft. Die Dichte der Luft ($\rho = 0,001205 \text{ g/cm}^3$) ist deutlich kleiner als die Dichte des Wassers ($\rho = 1 \text{ g/cm}^3$). Dadurch besitzt die ionisierende Strahlung in der Luft, d.h. im Gebiet $x < 0$, eine größere Reichweite als im Wasser. Strahlung, die das Wasser verläßt und in das Luftgebiet eintritt, gelangt nicht ins Wasser zurück und kann hier somit nicht mehr zur Dosis beitragen. In der Nähe der Mediengrenze wird daher eine kleinere Dosis ermittelt, als es in einem vollständig mit Wasser gefüllten Phantom der Fall wäre.

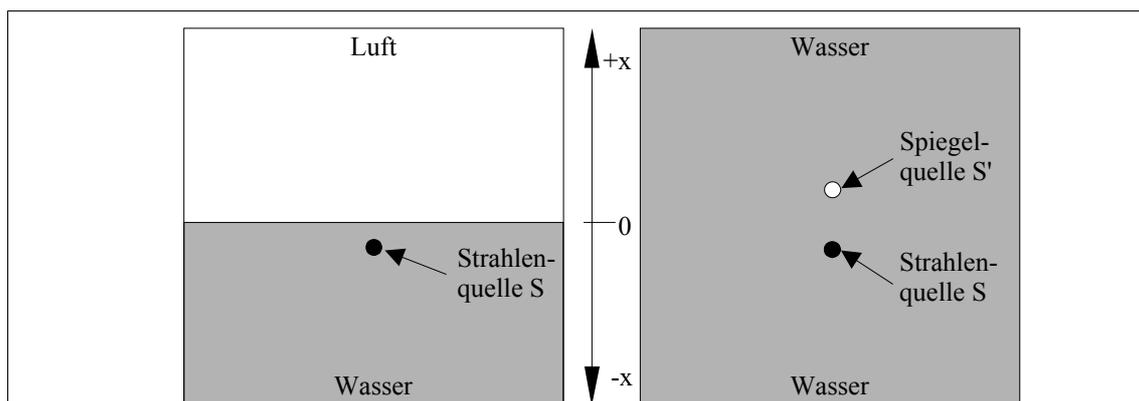


Abb. 3.2 Links: Die punktförmige Strahlenquelle S in einem großen würfelförmigen Kasten, der für $x > 0$ mit Wasser und für $x < 0$ mit Luft gefüllt ist.

Rechts: Die Spiegelquelle S' ersetzt die Grenzfläche, so daß der gesamte Würfel wassergefüllt ist.

Wird die entsprechende Situation in der Elektrostatik dargestellt, befindet sich in dem beschriebenen Fall eine elektrische Punktquelle in einem Dielektrikum. Der Übergang zweier Dielektrika bildet die Grenzfläche. Liegt die Quelle nahe dieser Grenze, wird das elektrische Feld verändert. In der Elektrostatik kann die Grenzfläche durch eine Bildquelle ersetzt werden. Der Einfluß der Grenzfläche auf das elektrische Feld der Quelle in dem Dielektrikum wird mathematisch durch diese virtuelle Spiegelquelle ausgedrückt.

Dieses ist auf der rechten Seite der Abbildung 3.2 für eine radioaktive Punktquelle in einem Wasserkasten dargestellt. Eine Grenzfläche existiert in diesem Ansatz nicht mehr. Das sehr große Phantom ist jetzt vollständig mit Wasser gefüllt. Die Quelle S befindet sich unverändert an demselben Ort wie in Abbildung 3.2 links gezeigt. Der Anteil der Strahlung, der physikalisch tatsächlich das Wassergebiet verläßt, findet mathematisch Berücksichtigung durch eine Hilfsquelle S', die dem Spiegelbild der Quelle S mit einem virtuellen Spiegel in der Höhe $x = 0$ entspricht. Diese Spiegelquelle S' ist eine Strahlensenke, welche den Verlust an Strahlung durch die Mediengrenze mathematisch zum Ausdruck bringt. Die nicht zurückgestreute Strahlung verhält sich so, als würde sie in der Strahlensenke S' verschwinden.

Die neue Geometriefunktion $G_n(\vec{r})$ könnte auf diese Weise die Dosisverteilung einer radioaktiven Punktquelle in einem homogenen Medium beschreiben, wobei die Grenzfläche rein phänomenologisch durch eine virtuelle Bildquelle ersetzt würde. Weil die Geometriefunktion die räumliche Verteilung der Radioaktivität berücksichtigt, muß sie jetzt auch die Bildquelle erfassen. Die Absorptions- und Streueffekte des Mediums würden nun als konstant vorausgesetzt, da das gesamte Phantom einheitlich mit Wasser bzw. mit Plexiglas gefüllt wäre, wie in der Abbildung 3.2 rechts.

3.5 Die Geometriefunktion einer punktförmigen Strahlenquelle vor einer Grenzfläche

Das Ziel des Formalismus (3.3) der AAPM-TG43 [18] ist, die Dosisleistung einer radioaktiven Strahlenquelle an beliebigen Orten im Phantom oder Patientenkörper zu ermitteln.

Ihre empfohlene Geometriefunktion für eine punktförmige Strahlenquelle lautet:

$$G(\vec{r}) = \frac{|\vec{r}|}{r^3} = \frac{1}{r^2} \quad (3.4)$$

Dieser Formalismus wird im folgenden so erweitert, daß ebenfalls die Begrenzungen eines Phantoms mathematisch erfaßt werden. Dazu wird das Prinzip der Spiegelquellen in Analogie zu einer elektrischen Punktladung vor einer dielektrischen Halbebene, wie in Kapitel 3.4 beschrieben, angewendet.

Der Betrag der elektrischen Feldstärke \vec{E} ist gegeben durch den Betrag des negativen Gradienten des Potentials $\psi(\vec{r})$ der elektrischen Punktladung q innerhalb des Dielektrikums:

$$|\vec{E}(\vec{r})| = |-\text{grad } \psi(\vec{r})|$$

Dieser Ausdruck wird jetzt für die radioaktive Punktquelle S in einem z.B. mit Wasser gefüllten Phantom benutzt. Die Geometriefunktion $G(\vec{r})$ steht nun an der Stelle des Betrages der elektrischen Feldstärke und rein formal ersetzt die Funktion $C(\vec{r})$ das Potential $\psi(\vec{r})$.

Damit ergibt sich für $C(\vec{r})$:

$$C(\vec{r}) = \frac{\sigma \cdot S}{r} .$$

Hierin beschreibt die Konstante σ den Einfluß des Mediums auf die Dosis, in dem sich die Strahlenquelle befindet und die Konstante S den Einfluß der Strahlenquelle auf die Dosis. Die Einheiten von S und σ heben sich gegeneinander auf.

Die neue Geometriefunktion $G_n(\vec{r})$ für eine punktförmige Strahlenquelle ergibt sich jetzt als Betrag des negativen Gradienten von C :

$$G_n(\vec{r}) = \left| -\text{grad} \left(\frac{\sigma \cdot S}{r} \right) \right|$$

also

$$G_n(\vec{r}) = \left| \sigma \cdot S \cdot \frac{\vec{r}}{r^3} \right|$$

Setzt man

$$\sigma \cdot S = 1$$

wird die Geometriefunktion (3.4) der AAPM-TG43 erhalten:

$$G_n(\vec{r}) = G(\vec{r}) = \frac{1}{r^2} .$$

Ist jetzt neben der Strahlenquelle am Ort a auf der x -Achse (Ortsvektor \vec{r}) eine

Oberfläche (die y-z-Ebene) bzw. eine Spiegelquelle am Ort $-a$ (Ortsvektor \vec{r}') zu berücksichtigen, so erhält die neue Funktion $C_n(\vec{r}, a)$ mit

$$\vec{r} = (x-a, y, z) \text{ und}$$

$$\vec{r}' = (x+a, y, z)$$

sowie den Konstanten σ_1 innerhalb des Phantoms und σ_2 außerhalb des Phantoms analog zur Elektrostatik die Form:

$$C_n(\vec{r}, a) = \sigma_1 \cdot S \cdot \left(\frac{1}{r} + \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{\sigma_1 + \sigma_2} \cdot \frac{1}{r'} \right).$$

Weil $\sigma_1 \cdot S = 1$ ist, und der Bruch $\frac{\sigma_1 - \sigma_2}{\sigma_1 + \sigma_2}$ nur vom Verhältnis $\frac{\sigma_1}{\sigma_2}$ bestimmt wird, kann

ohne Beschränkung der Allgemeinheit

$$S = 1$$

$$\text{und } \sigma_1 = 1$$

gesetzt werden. Mit der Abkürzung

$$\sigma' = \frac{1 - \sigma_2}{1 + \sigma_2}$$

lautet die Funktion $C_n(\vec{r}, a)$ jetzt:

$$C_n(\vec{r}, a) = \left(\frac{1}{r} + \sigma' \cdot \frac{1}{r'} \right).$$

Somit besitzt die neue Geometriefunktion $G_n(\vec{r}, a)$ folgende Form :

$$G_n(\vec{r}, a) = \sqrt{\left(\frac{\partial C_n(\vec{r}, a)}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial C_n(\vec{r}, a)}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial C_n(\vec{r}, a)}{\partial z} \right)^2} \quad (3.5)$$

mit:

$$\frac{\partial C_n(\vec{r}, a)}{\partial x} = \frac{x-a}{r^3} + \sigma' \cdot \frac{x+a}{r^3}$$

$$\frac{\partial C_n(\vec{r}, a)}{\partial y} = \frac{y}{r^3} + \sigma' \cdot \frac{y}{r^3}$$

$$\frac{\partial C_n(\vec{r}, a)}{\partial z} = \frac{z}{r^3} + \sigma' \cdot \frac{z}{r^3}$$

ergibt sich die neue Geometriefunktion zu

$$G_n(\vec{r}, a) = \sqrt{\left(\frac{x-a}{r^3} + \sigma \cdot \frac{x+a}{r}\right)^2 + \left(\frac{y}{r^3} + \sigma \cdot \frac{y}{r}\right)^2 + \left(\frac{z}{r^3} + \sigma \cdot \frac{z}{r}\right)^2} \quad (3.6)$$

Die Gleichung (3.6) wird nun in die Funktion zur Berechnung der Dosisleistung (3.3) eingesetzt. Wächst der Abstand a zwischen der Quellenposition und der Oberfläche, konvergiert die neue Geometriefunktion gegen r^2 , was der allgemeinen Geometriefunktion entspricht.

3.6 Berechnung der Dosiswerte mit der neuen Geometriefunktion für die vorgestellten Versuchsaufbauten

Die neue Geometriefunktion wird in den AAPM-TG 43 Formalismus eingesetzt. Die Dosisverteilungen der drei Versuchsanordnungen des experimentellen Teils dieser Arbeit sollen anschließend mit dem neuen Rechenmodell ermittelt werden. Hierzu ist es notwendig, das Verhältnis der mediumbeschreibenden Koeffizienten σ_1/σ_2 der Kombination Wasser zu Luft bzw. Plexiglas zu Luft der neuen Geometriefunktion (3.6) aus den Meßwerten zu ermitteln. Hierzu bietet sich der Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor** an, da nur in dieser Meßanordnung der Detektor stets weiter von der Phantomgrenze entfernt ist als die Quelle. Die Meßtiefe d ist daher immer größer als die Entfernung der Quelle zur Oberfläche. Als Normierungspunkt wird für jeden einzelnen experimentell ermittelten Dosisverlauf der jeweilige Dosiswert in der hierbei verwendeten größten Tiefe genommen. Damit ein Vergleich zwischen den gemessenen und berechneten Daten möglich ist, werden die entsprechenden berechneten Dosisverläufe ebenfalls auf diesen Wert normiert. Das Verhältnis σ_1/σ_2 wird aus den Meßwerten so der Formel angepaßt, daß die Summe der quadratischen Abstände ein Minimum erreicht.

Hieraus ergibt sich für alle Quelle-Detektor-Abstände:

$$\left(\frac{\sigma_1}{\sigma_2}\right)_{\text{Wasser}} = \frac{1}{1,23} \text{ als Verhältnis für Wasser zu Luft und}$$

$$\left(\frac{\sigma_1}{\sigma_2}\right)_{\text{Plexiglas}} = \frac{1}{1,26} \text{ als Verhältnis für Plexiglas zu Luft.}$$

Im Wasserphantom ist die Stärke der Spiegelquelle das -0,103fache der Stärke der Iridiumquelle und im Plexiglasphantom das -0,115fache.

Die Verläufe der jeweils für die Medien Wasser und Plexiglas berechneten Dosiswerte

zusammen mit den entsprechenden Meßwerten sind in den Abbildungen 3.3 (Wasserphantom) und 3.4 (Plexiglasphantom) in Abhängigkeit von der Meßtiefe dargestellt. Die dazugehörigen Tabellen 3.1 und 3.2, die die Abweichungen zwischen den gemessenen und den berechneten Dosiswerten im Wasser- und Plexiglasphantom zeigen, sind im Anhang aufgelistet.

Die durch das neue Rechenmodell ermittelten Dosisverläufe bestätigen den Verlust an Dosis, wenn sich der Quelle-Detektor-Aufbau der Phantomoberfläche nähert. Die berechnete Dosis ist vom Quellenabstand und vom Abstand zur Grenzfläche abhängig. Der berechnete Dosisverlauf entspricht dem durch die Messungen gezeigten physikalischen Verhalten.

Die größte "maximale Abweichung" zwischen den im Wasserphantom gemessenen und berechneten Daten wird bei dem Quelle-Detektor-Abstand $r = 10$ cm mit 1,3% ermittelt und die kleinste "maximale Abweichung" mit 0,2% bei dem Quelle-Detektor-Abstand

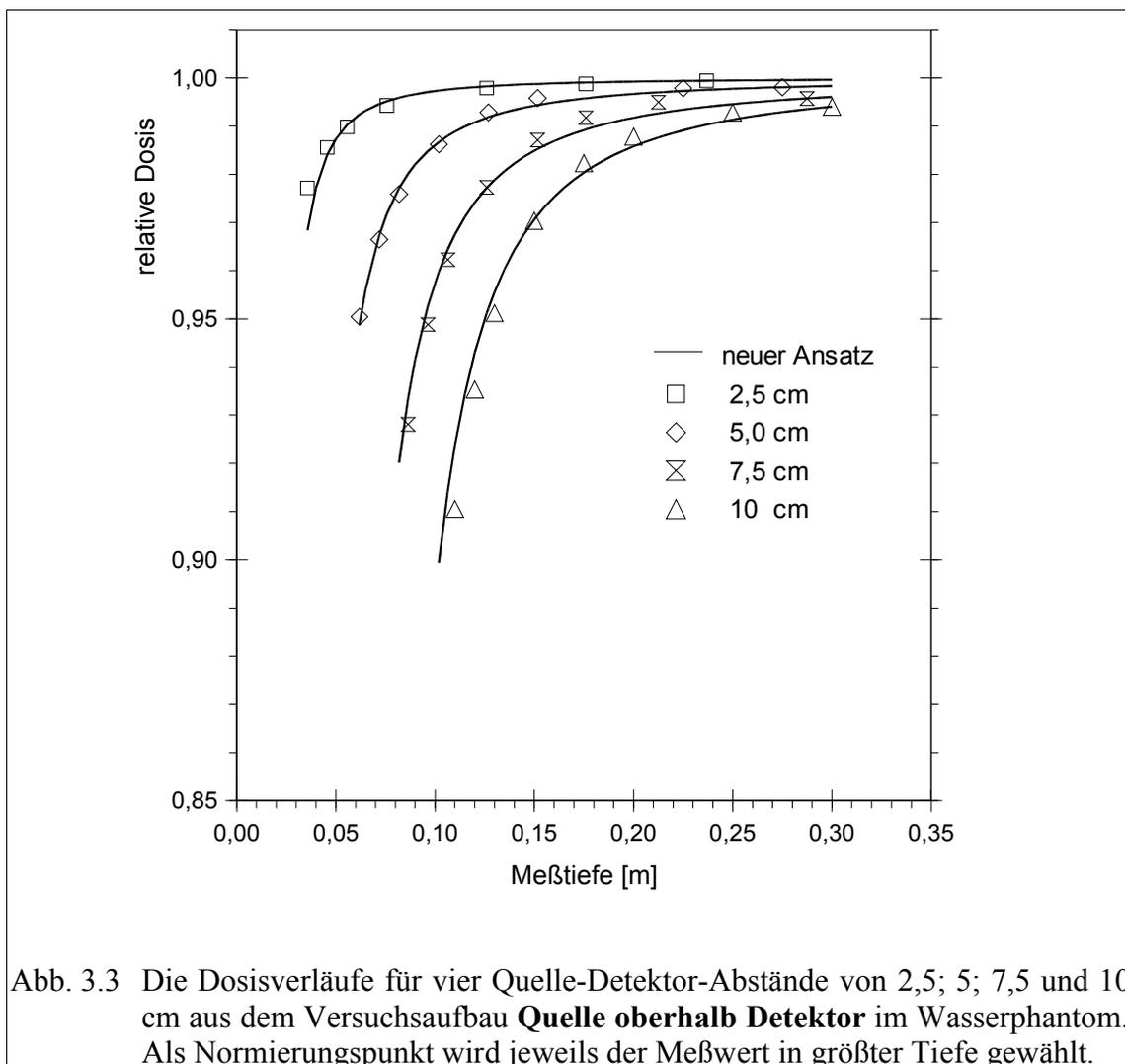
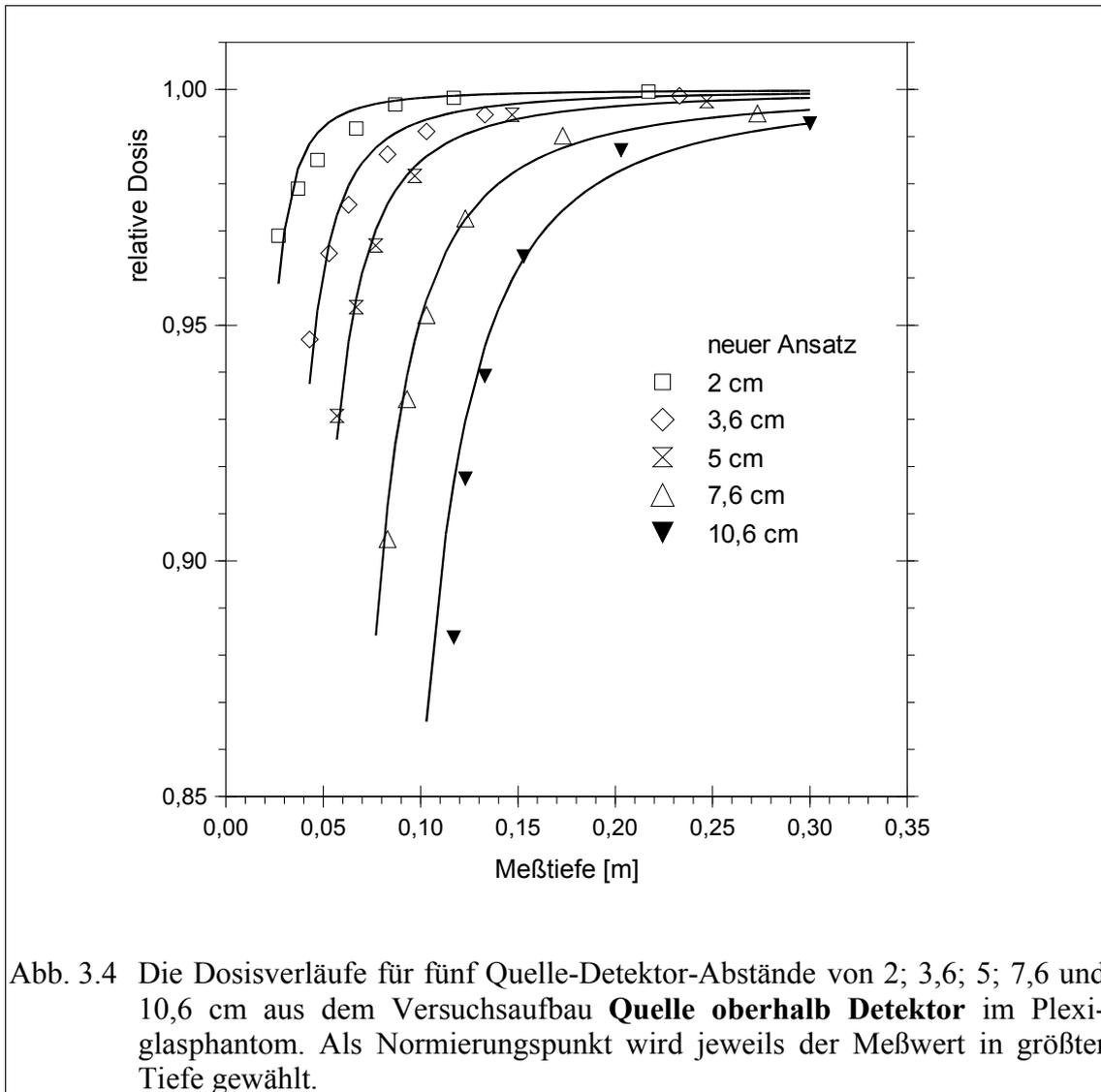


Abb. 3.3 Die Dosisverläufe für vier Quelle-Detektor-Abstände von 2,5; 5; 7,5 und 10 cm aus dem Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor** im Wasserphantom. Als Normierungspunkt wird jeweils der Meßwert in größter Tiefe gewählt.



$r = 5$ cm. Die mittleren Abweichungen sind stets kleiner 0,5%.

Die Messungen und Rechnungen im Plexiglasphantom werden für Quelle-Detektor-Abstände von $r = 2$ cm bis 10,6 cm durchgeführt. Die Dosiswerte sind in Abhängigkeit ihrer Meßtiefe in Abbildung 3.4 dargestellt. Die maximalen und mittleren Abweichungen zwischen den gemessenen und berechneten Daten sind in der Tabelle 3.2 im Anhang gezeigt.

Die größte "maximale Abweichung" wird hier bei dem Quelle-Detektor-Abstand von $r = 10,6$ cm mit 1,2% ermittelt und die kleinste "maximale Abweichung" mit 0,34% bei $r = 5$ cm. Die mittleren Abweichungen sind stets kleiner 0,5%.

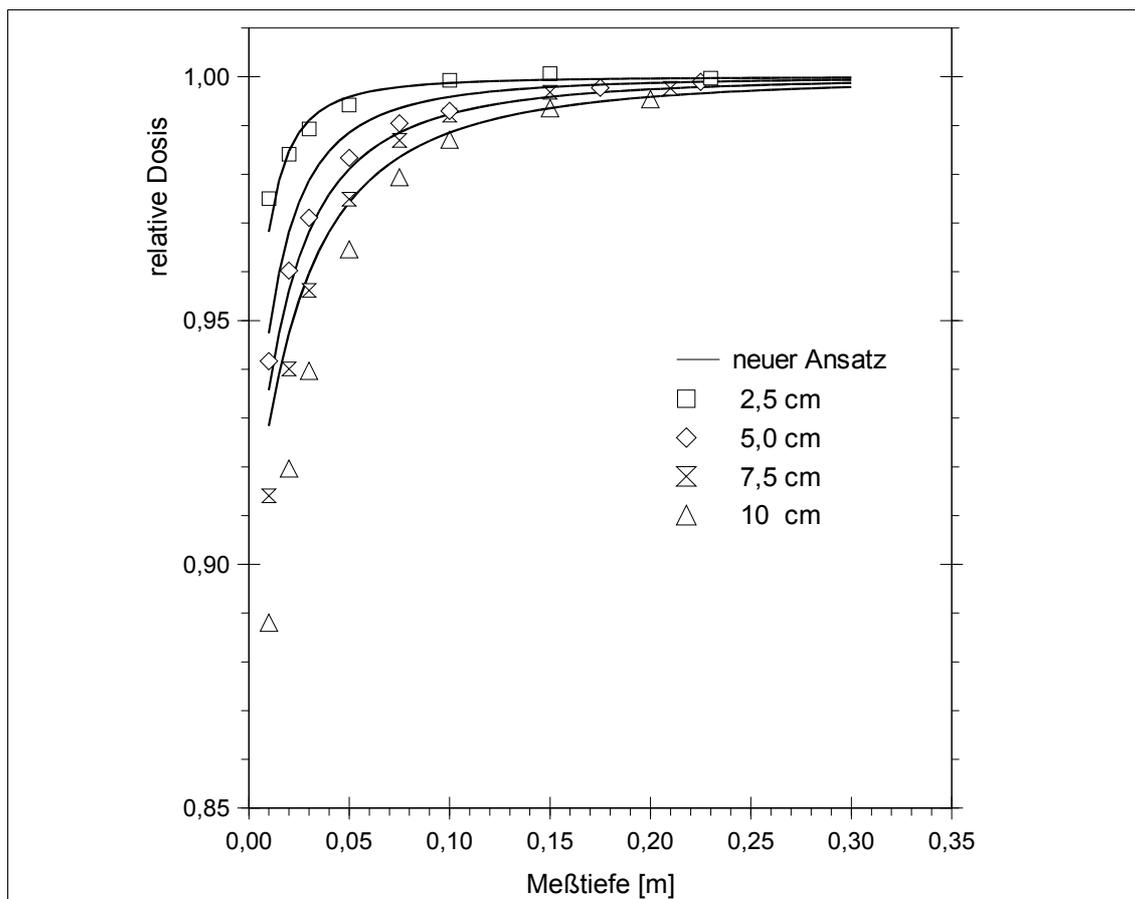
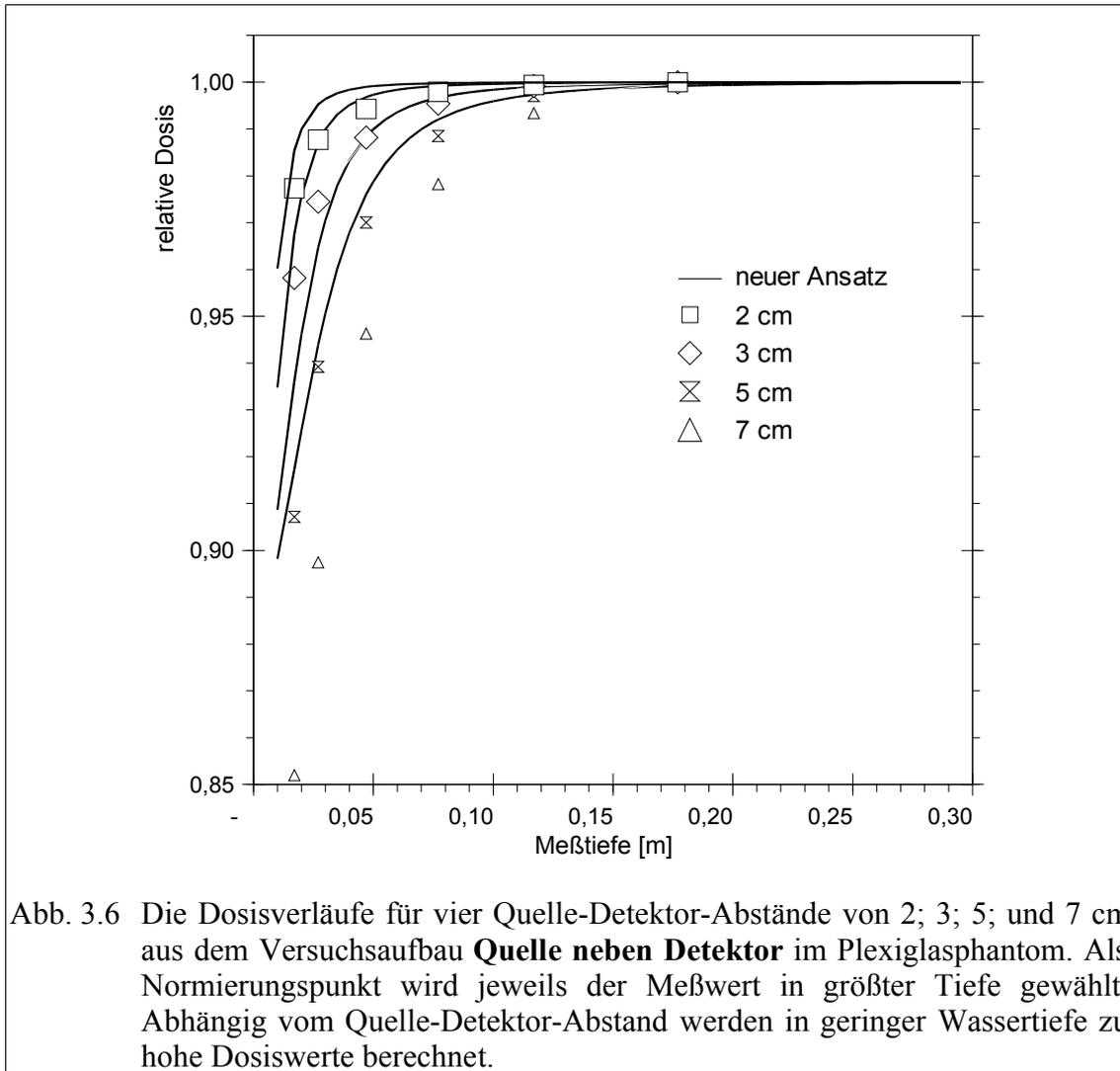


Abb. 3.5 Die Dosisverläufe für vier Quelle-Detektor-Abstände von 2,5; 5; 7,5 und 10 cm aus dem Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor** im Wasserphantom. Als Normierungspunkt wird jeweils der Meßwert in größter Tiefe gewählt. Abhängig vom Quelle-Detektor-Abstand werden in geringer Wassertiefe zu hohe Dosiswerte berechnet.

Die Abbildung 3.5 zeigt die gemessenen und berechneten Dosisverläufe für den Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor** für das Wasserphantom. Der Vergleich zwischen den berechneten und gemessenen Daten zeigt in beiden Versuchsaufbauten in der Nähe der Oberfläche für $|\vec{r}| \geq 5$ cm zu hoch berechnete Dosiswerte. Die Kurven für diesen Aufbau im Plexiglasphantom verlaufen ähnlich.

Die Abbildung 3.6 zeigt die gemessenen und berechneten Dosisverläufe für den Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor** für das Plexiglasphantom. Der Vergleich zwischen den berechneten und gemessenen Dosisverläufen macht deutlich, daß unterhalb der Meßtiefe $d = 10$ cm für die Quelle-Detektor-Distanzen $|\vec{r}| \geq 5$ cm zu große Dosiswerte berechnet werden. Die Kurven für diesen Aufbau im Wasserphantom zeigen einen ähnlichen Verlauf. Aus den Ergebnissen ist ersichtlich, daß für $|\vec{r}| \geq 5$ cm in Oberflächennähe mehr Strahlung fehlt, als durch die neue Geometriefunktion erfaßt



wird. Dieses führt zu einer zu hoch berechneten Dosis für die Versuchsaufbauten **Quelle unterhalb Detektor** und **Quelle neben Detektor**.

3.7 Die radiale Dosisfunktion einer Strahlenquelle in einem endlichen Phantom

In den Versuchsaufbauten **Quelle unterhalb Detektor** und **Quelle neben Detektor** befindet sich der Meßort so nahe der Oberfläche, daß der fehlende Streustrahlenanteil nicht mehr allein durch die gespiegelte virtuelle Strahlenquelle der neuen Geometriefunktion vorhergesagt werden kann, wenn der Quelle-Detektor-Abstand größer als 5 cm ist. Oberflächennah müssen weitere Strahlenskenen jenseits der Grenzfläche in den Berechnungsformalismus einfließen, die als Spiegelbilder der Streuzentren in der Nähe von Quelle und Detektor aufgefaßt werden können, siehe

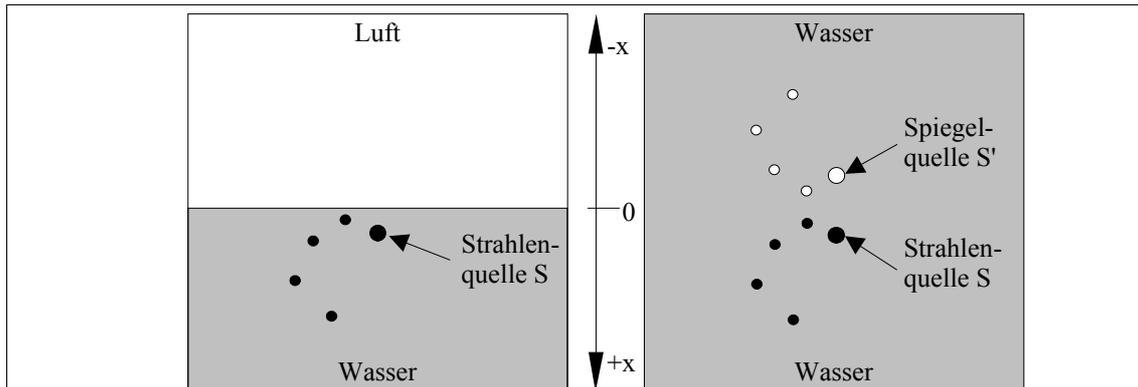


Abb. 3.7 Links: Die punktförmige Strahlenquelle S zusammen mit einigen Streuzentren in einem großen würfelförmigen Kasten, der für $x > 0$ mit Wasser und für $x < 0$ mit Luft gefüllt ist.

Rechts: Die Spiegelquelle S' zusammen mit den Spiegelquellen der Streuzentren ersetzen die Grenzfläche des Phantoms, so daß der gesamte Würfel mit Wasser gefüllt ist.

Abbildung 3.7. Der Einfluß der Streuzentren und ihrer Spiegelbilder können den Streu- und Absorptionseigenschaften des Mediums zugerechnet werden.

Die Absorptions- und Streueffekte werden im Formalismus der AAPM-TG43 von der radialen Dosisfunktion $g(\vec{r})$ beschrieben. Sie dient in der Gleichung (3.3) zur Berechnung der Dosisverteilung einer realen Strahlenquelle und beschreibt den Abfall der Dosis senkrecht zur Mitte der Rotationsachse der Quelle auf Grund der Absorption und Streuung innerhalb des Mediums. Mit dem Ansatz (3.2) von Park et. al. [20] unter Berücksichtigung eines Referenzpunktes \vec{r}_0 ergibt sich:

$$g(\vec{r}) = \frac{T(\vec{r})}{T(\vec{r}_0)} = \frac{B(\vec{r}) \cdot \exp(-\mu \cdot r)}{B(\vec{r}_0) \cdot \exp(-\mu \cdot r_0)} \quad (3.7)$$

wobei $B(r)$ der Quotient aus der *total absorbierten Dosis* und der *direkt absorbierten Dosis* im Abstand \vec{r} bzw. \vec{r}_0 von der Quelle ist.

Unter *direkt absorbierte Dosis* wird der Anteil, der durch die Strahlenquelle am Meßort applizierten Dosis verstanden, welcher ohne Berücksichtigung von Streustrahlung entsteht. In dem Energiebereich, der ^{192}Ir -Quelle, mit einer mittleren Energie der Gammastrahlung von $E_{\text{mittel}} = 375 \text{ keV}$, entspricht dieses der KERMA. Also dem Energieanteil, der ausschließlich von der indirekt ionisierenden Strahlung beim ersten Stoß auf Elektronen übertragen wird.

Der *total absorbierte Dosisanteil* ist dagegen die Summe aus direkt absorbierte Dosis plus Streuanteil der Dosis. Das Medium streut die Strahlung in alle Richtungen. Der

Detektor registriert jegliche Dosisanteile gleichermaßen und ist nicht in der Lage zwischen der Dosis, die direkt von der Quelle kommt und der Dosis, die zum Detektor gestreut wird zu unterscheiden.

Zur Ermittlung des Quotienten $B(\vec{r})$ wird das Verhältnis der in Luft gemessenen Dosis (direkten Strahlung) zu der in Wasser gemessenen Dosis (direkten Strahlung plus Streuung) bei sonst gleichem Versuchsaufbau bestimmt, d. h. $B(\vec{r})$ wird mit Hilfe von Einzelmessungen empirisch ermittelt, weil sich die Streuverhältnisse in der Regel mit analytischen Funktionen nur näherungsweise beschreiben lassen.

Dieser Ansatz ist nicht dazu geeignet, den Dosisabfall in der Nähe der Phantomoberfläche zu beschreiben. Eine Messung im Phantom und eine Messung frei Luft bei sonst gleichem Versuchsaufbau, läßt sich nicht realisieren.

Eine Erweiterung der Funktion $g(\vec{r})$ soll die oben erwähnten Spiegelbilder aller Streuzentren gemeinsam erfassen und auf diese Weise die Abnahme des Streumediums in Oberflächennähe in der radialen Dosisfunktion berücksichtigen.

Diese Erweiterung soll im Folgenden mit Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ benannt werden. Hierbei ist d der Abstand des Detektors zur Oberfläche und γ der Winkel zwischen \vec{r} und \vec{n} , der Normalen der Oberfläche. Zusammen mit der radialen Dosisfunktion $g(\vec{r})$ des AAPM-TG43 Formalismus wird durch

$$H(\vec{r}, d, \gamma) = g(\vec{r}) \cdot h(\vec{r}, d, \gamma)$$

der Abfall der Dosis auf Grund von Streuung und Absorption in einem endlichen Phantom berechnet.

Die Funktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ muß folgenden Randbedingungen genügen:

- (1) Liegt der Detektor an der Oberfläche des Phantoms, so geht die Meßtiefe d gegen Null ($d \rightarrow 0$). Da sich in einem Halbraum um den Detektor herum kein Streumedium befindet, soll

$$\lim_{d \rightarrow 0} h(\vec{r}, d, \gamma) = \frac{1}{2} \text{ sein.}$$

Dadurch wird die Abnahme des Streuanteils der Dosis bei Annäherung des Detektors an die Grenzfläche berücksichtigt. Da der Detektor nicht aus dem Phantom herausragt, reduziert sich das Streumedium um den Detektor herum maximal um die Hälfte.

- (2) Die Funktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ muß in großer Tiefe im Phantom konstant sein. In einem

homogenen unendlichen Phantom sind die Streuteile des Mediums überall gleich. Wenn dort der Abstand des Detektors von der Quelle konstant gehalten wird, bewirkt ein gemeinsamer Ortswechsel von Quelle und Detektor keine Änderung der Dosis. Hier muß wegen des festen Quelle-Detektor-Abstandes $h(r,d,\gamma)$ konstant sein, so soll für $d \rightarrow \infty$ gelten:

$$\lim_{d \rightarrow \infty} h(\vec{r}, d, \gamma) = 1 .$$

Auf diese Weise wirkt in der Tiefe nur die von der AAPM empfohlene radiale Dosisfunktion $g(\vec{r})$ [18].

Es wird angenommen, daß die Änderung der Funktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ mit der Meßtiefe d proportional zum Funktionswert in der jeweiligen Tiefe ist:

$$\frac{\partial h(\vec{r}, d, \gamma)}{\partial(d)} \sim h(\vec{r}, d, \gamma) .$$

Aus diesem Grund ergibt sich für die Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ ein exponentieller Verlauf:

$$h(\vec{r}, d, \gamma) = e^{f(\vec{r}, d, \gamma)}$$

In der Funktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ muß auf Grund der Randbedingungen $f(\vec{r}, d, \gamma)$ stets kleiner Null und umgekehrt proportional zu d sein. Die Messungen von Park et al. [20] zur Bestimmung von $B(\vec{r})$ in der Gleichung (3.7) ergaben, daß der Streustrahlenanteil der gemessenen Dosis stark mit dem Abstand zur Strahlenquelle wächst. Deshalb wird hier eine quadratische Abhängigkeit vom Quelle-Detektor-Abstand \vec{r} angenommen. So gilt:

$$f(\vec{r}, d, \gamma) \sim -\frac{r^2}{d} .$$

Außerdem muß auch das Streuverhalten von elektromagnetischer Strahlung dieses Energiebereiches betrachtet werden. Die Streuung von Röntgenstrahlung kann mit Hilfe ihrer Wellennatur erklärt werden. Das Elektron, an dem die elektromagnetische Strahlung getreut wird, wird dabei selbst zum Ausgangspunkt einer gestreuten Welle. Die Intensität der getreuten Strahlung beinhaltet den Faktor $(1+\sin^2\gamma)$, wobei γ der Winkel zwischen \vec{r} , dem Abstand von der Quelle zum Berechnungsort, und \vec{n} , der Normalen der Grenzfläche, ist. Dieses weist auf eine Abhängigkeit der Intensität von der Streurichtung hin [25].

Die ungleichmäßige Verteilung der Intensität der Streustrahlung, muß ebenfalls in der Streustrahlenverlustfunktion berücksichtigt werden. D.h. die Funktion $f(\vec{r}, d, \gamma)$ wird von der relativen Lage zwischen der Quelle und dem Detektor zur Phantomoberfläche abhängig sein.

Ist γ der Winkel zwischen \vec{r} und der Normalen der Grenzfläche \vec{n} , so erfüllt

$$f(\vec{r}, d, \gamma) = -\alpha \cdot \frac{r^2}{d} \cdot (1 + \sin^2 \gamma)$$

die Bedingungen der stetigen Lageabhängigkeit mit der Proportionalitätskonstanten α .

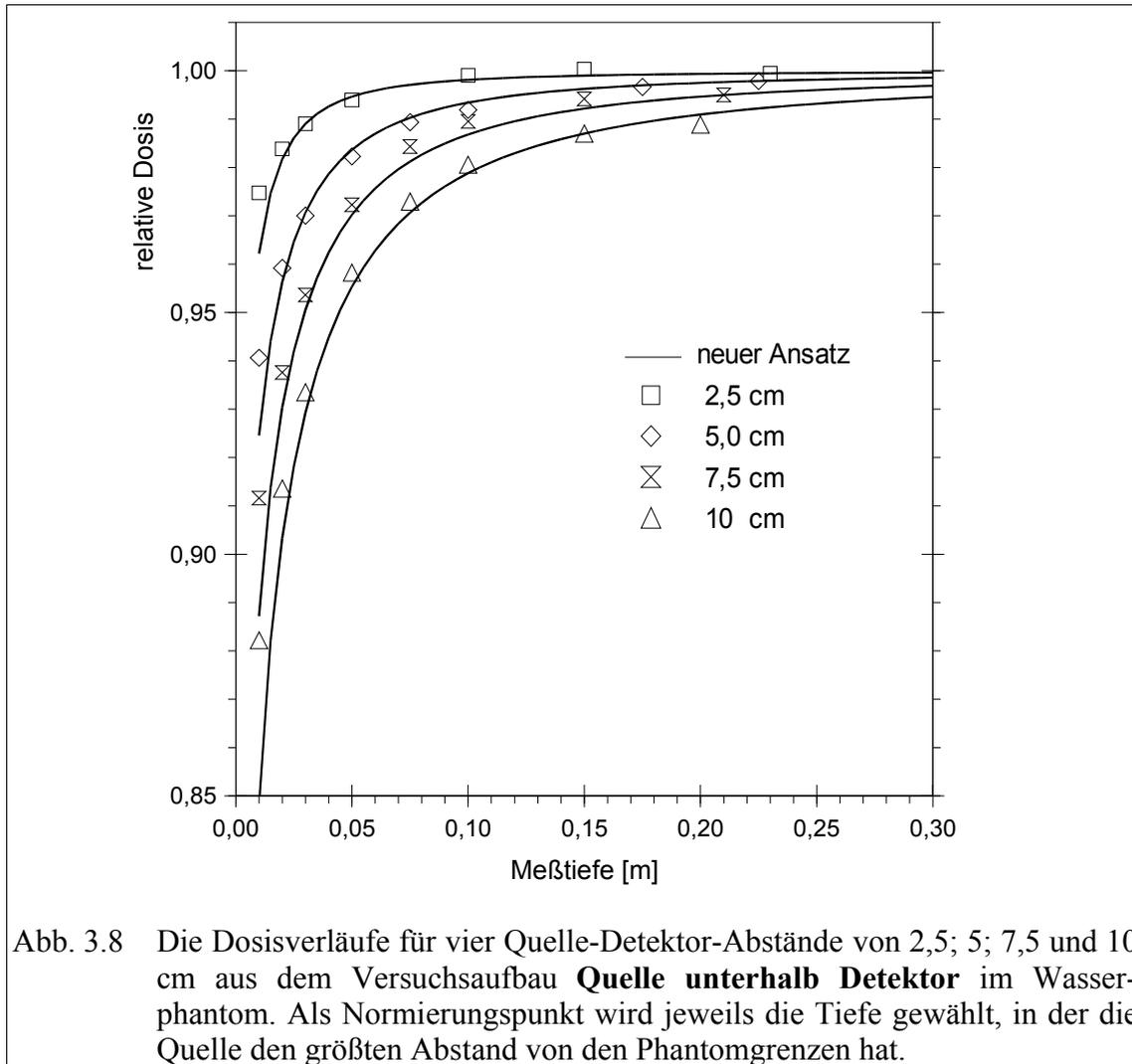
Gemeinsam mit den geforderten Randbedingungen (1) und (2) für die Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ wird folgende Gleichung erhalten:

$$h(\vec{r}, d, \gamma) = \frac{1}{2 - \exp(-\alpha \cdot \frac{r^2}{d} \cdot (1 + \sin^2 \gamma))} \quad (3.8)$$

Lediglich die Größe von α muß empirisch ermittelt werden, alle anderen Variablen sind durch Meß- und Quellposition im Phantom festgelegt.

3.8 Berechnung der Dosiswerte für die Versuchsaufbauten **Quelle unterhalb Detektor** und **Quelle neben Detektor**

Zur Berechnung der Dosisverteilung für die Versuchsaufbauten **Quelle unterhalb Detektor** und **Quelle neben Detektor** muß die Konstante α der Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ aus den Meßdaten ermittelt werden. Auch hier wird als Normierungspunkt für jeden einzelnen experimentell ermittelten Dosisverlauf der jeweilige Dosiswert in der hierbei verwendeten größten Tiefe genommen. Damit die Möglichkeit eines Vergleiches zwischen den gemessenen und berechneten Daten gegeben ist, werden die entsprechenden berechneten Dosisverläufe ebenfalls auf diesen Wert normiert. Unter Verwendung der neuen Geometriefunktion $G_n(\vec{r}, a)$ (3.6) mit den Verhältnissen $(\sigma_1/\sigma_2)_{\text{Wasser}} = 1/1,23$ und $(\sigma_1/\sigma_2)_{\text{Plexiglas}} = 1/1,26$ wird α variiert und den 4 Versuchsaufbauten mit ihren 17 Meßreihen angepaßt. Auch hier dienen die Quadrate der Abstände zwischen berechneten und gemessenen Dosiswerten als Fehlermaß. Unabhängig vom Phantommaterial, vom Versuchsaufbau und vom Quelle-Detektor-Abstand ergibt sich für die Konstante α der Wert:



$$\alpha = 0,001 \text{ cm}^{-1}.$$

Die berechneten Dosisverläufe der beiden Versuchsaufbauten sind zum Vergleich zusammen mit ihren Meßwerten in den Abbildungen 3.8 bis 3.11 dargestellt.

Das neue Rechenmodell zeigt genauso wie die Messungen das Absinken der Dosis bei Annäherung des Quelle-Detektor Aufbaus an die Phantomoberfläche. Dieser Dosisverlauf ist für den jeweiligen Versuchsaufbau charakteristisch, da der Dosiswert abhängig ist von der Lage der Quelle innerhalb des Phantoms und von dem Ort an dem die Dosis ermittelt wird.

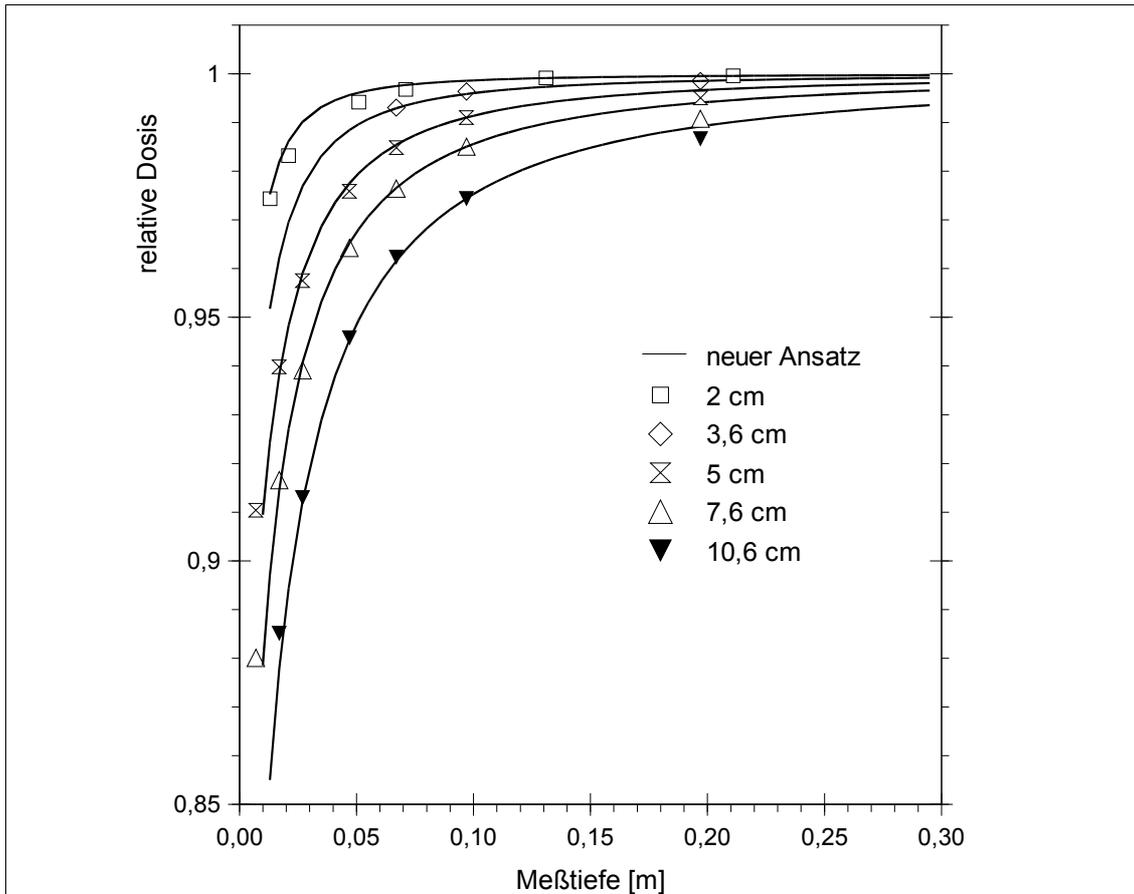
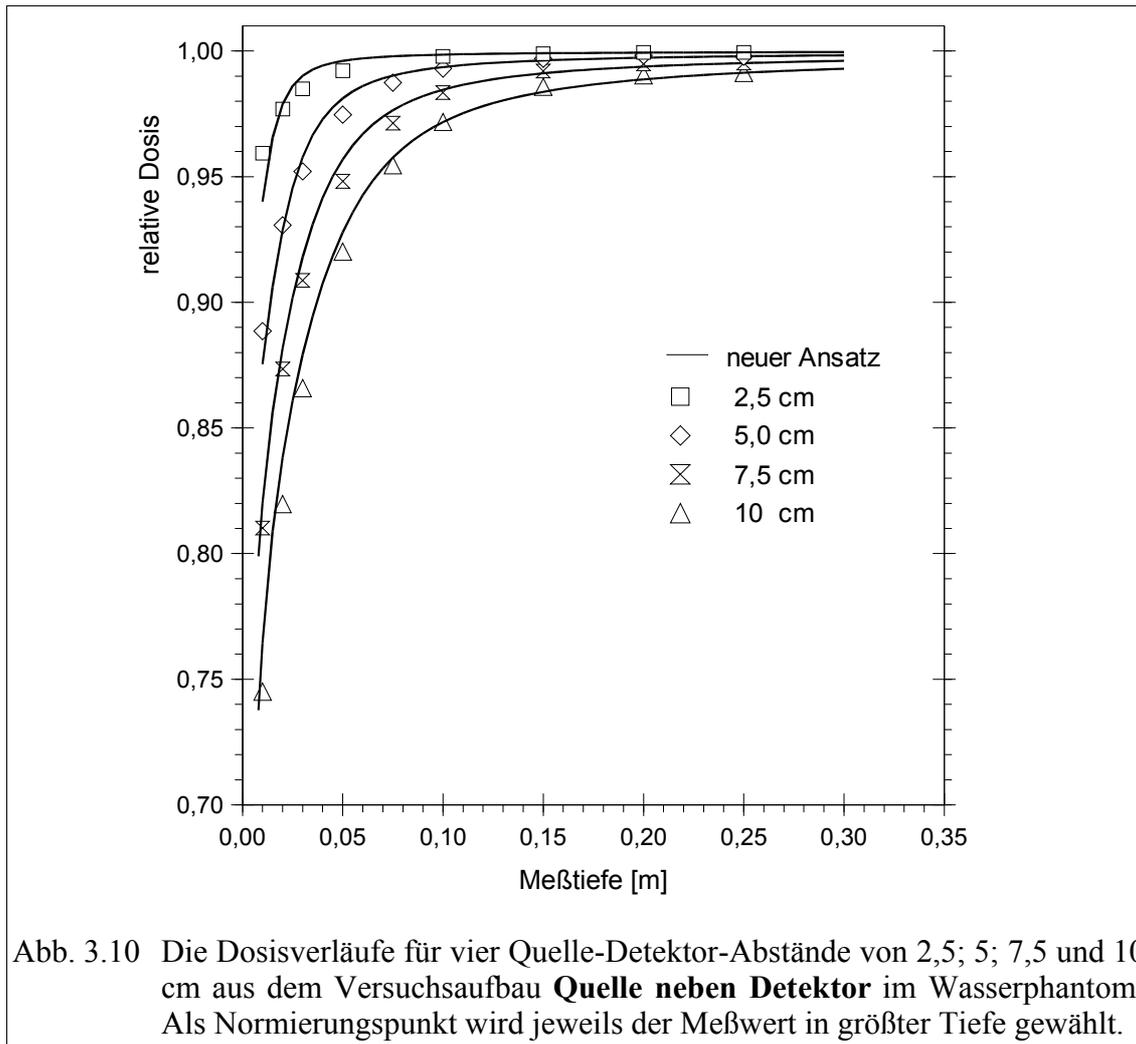


Abb. 3.9 Die Dosisverläufe für fünf Quelle-Detektor-Abstände von 2; 3,6; 5; 7,6 und 10,6 cm aus dem Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor** im Plexiglasphantom. Als Normierungspunkt wird jeweils die Tiefe gewählt, in der die Quelle den größten Abstand von den Phantomgrenzen hat.

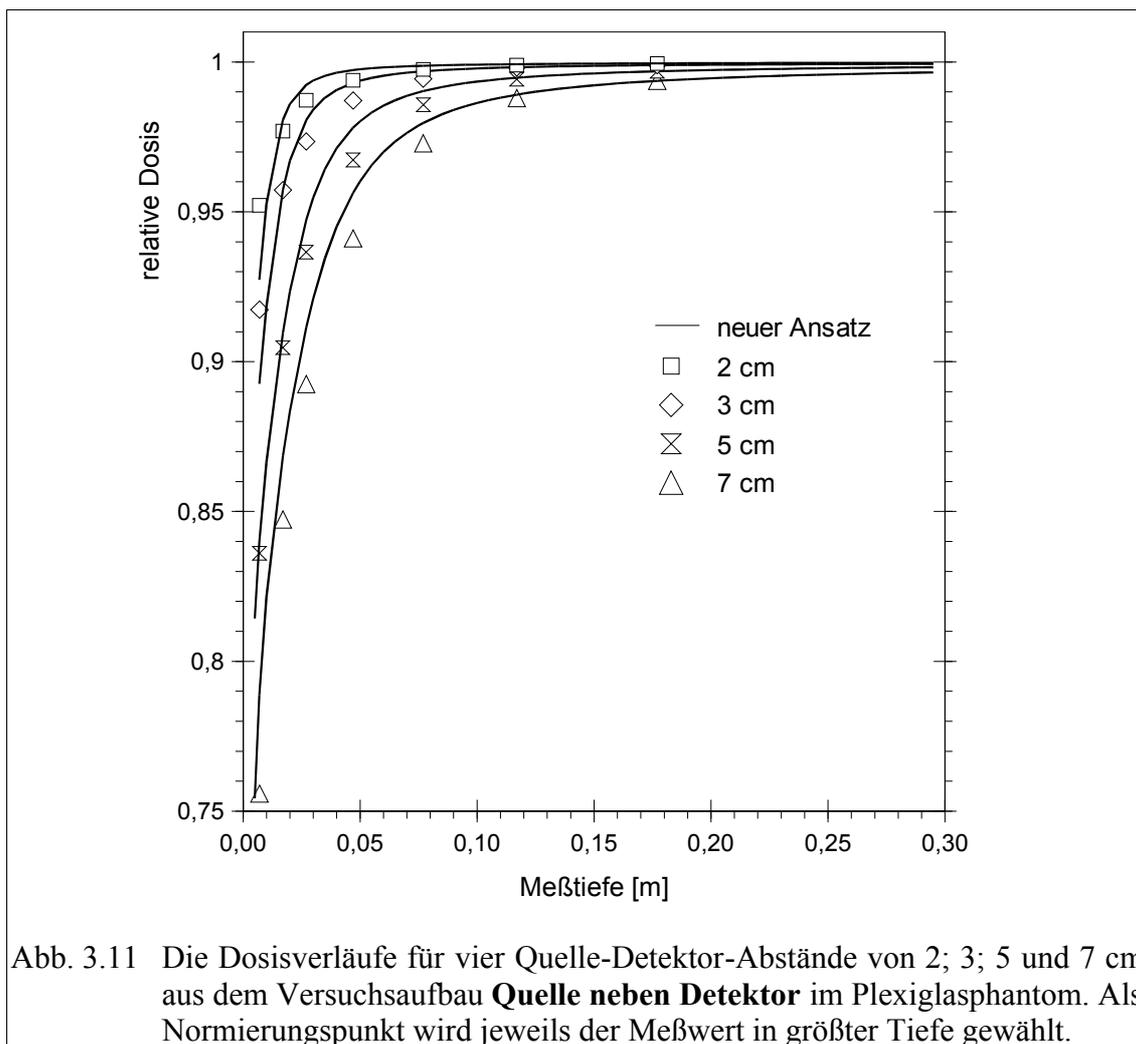
Die mittleren und maximalen Abweichungen zwischen den gemessenen und berechneten Werten für den Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor** im Wasserphantom sind im Anhang in der Tabelle 3.3 aufgelistet. Die größte "maximale Abweichung" wird hier bei dem Quelle-Detektor-Abstand von $r = 10$ cm mit 4,1% ermittelt. Die kleinste "maximale Abweichung" mit 1,3% wird für den Quelle-Detektor-Abstand $r = 2,5$ cm gefunden. Da sich ein Fehler in der Positionierung des konstanten Quelle-Detektor-Aufbaus an der Phantomoberfläche am stärksten auswirkt, ergeben sich deutlich kleinere Abweichungen, wenn die Meßwerte für die Detektortiefe von 1 cm nicht berücksichtigt werden. Die größte "maximale Abweichung" bei $r = 10$ cm beträgt jetzt 1,1% und die kleinste "maximale Abweichung" bei $r = 2,5$ cm 0,2%.



Die mittleren und maximalen Abweichungen zwischen den im Plexiglasphantom gemessenen und berechneten Werten für den Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor** sind in Tabelle 3.4 im Anhang aufgelistet. Die mittleren und die maximalen Abweichungen sind für $r < 10$ cm stets kleiner als 0,5 %. Nur für $r = 10,6$ cm ist die maximale Abweichung mit 0,78% etwas größer.

Die Dosisverläufe des Versuchsaufbaus **Quelle neben Detektor** im Wasserphantom zeigt die Abbildung 3.10. Die größte "maximale Abweichung" ist bei dem Quelle-Detektor-Abstand von $r = 10$ cm mit 2,6% und die kleinste "maximale Abweichung" wird mit 1,2% für den Quelle-Detektor-Abstand $r = 7,5$ cm gefunden. Alle maximalen und mittleren Abweichung sind in der Tabelle 3.5 im Anhang zu finden.

Die berechneten Dosisverläufe für den Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor** im Plexiglasphantom sind in der Abbildung 3.11 gezeigt. Die zugehörige Tabelle mit den maximalen und mittleren Abweichungen sind im Anhang in der Tabelle 3.6



zusammengestellt. Die größte "maximale Abweichung" zwischen den gemessenen und berechneten Dosiswerten wird mit 3,3% für den Quelle-Detektor-Abstand $r = 7$ cm ermittelt. Die kleinste "maximale Abweichung" ergibt sich mit 1,1% für den Quelle-Detektor-Abstand $r = 5$ cm. Ohne Berücksichtigung der Meßwerte aus 0,7 cm Plexiglas-tiefe ergeben sich für die größte "maximale Abweichung" bei $r = 7$ cm mit 2,1% und die kleinste "maximale Abweichung" bei $r = 2$ cm mit 0,5%.

Die Dosisverläufe für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor** sowohl im Wasserphantom als auch im Plexiglasphantom ändern sich durch die erweiterte radiale Dosisfunktion nicht, weil $h(\vec{r}, d, \gamma)$ stets größer 0,98 ist.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß der in dieser Arbeit vorgestellte Formalismus die in Kapitel 2 gemessenen Dosiswerte in der Nähe der Phantomoberfläche sehr

gut wiedergibt. Die Verhältnisse der Konstanten $(\sigma_1/\sigma_2)_{\text{Wasser}}$ und $(\sigma_1/\sigma_2)_{\text{Plexi}}$ der

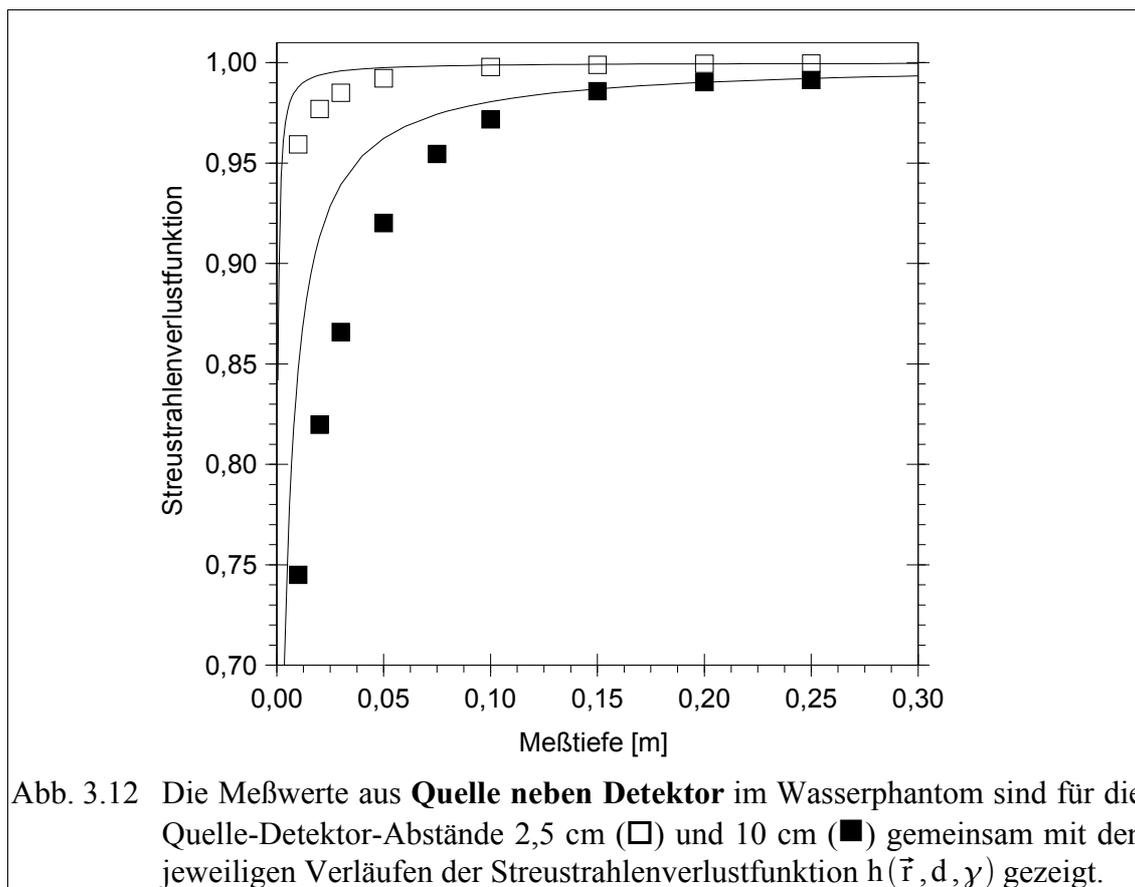


Abb. 3.12 Die Meßwerte aus **Quelle neben Detektor** im Wasserphantom sind für die Quelle-Detektor-Abstände 2,5 cm (\square) und 10 cm (\blacksquare) gemeinsam mit den jeweiligen Verläufen der Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ gezeigt.

neuen Geometriefunktion $G_n(\vec{r}, a)$, und die Konstante α der Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ bleiben für alle Berechnungen dieselben. Auf diese Weise können durch die neue Geometriefunktion gemeinsam mit der Erweiterung der radialen Dosisfunktion (Streustrahlenverlustfunktion) die Dosisverläufe aller gemessener Geometrien berechnet werden.

3.9 Verlauf der Streustrahlenverlustfunktion in Abhängigkeit von der Meßtiefe

Aus den Abbildungen 3.5 und 3.6 ist ersichtlich, daß die Dosis für die Versuchsaufbauten **Quelle unterhalb Detektor** und **Quelle neben Detektor** für die kleinsten Quelle-Detektor-Distanzen von $\vec{r} = 2,5$ cm für die Werte aus dem Wasserphantom und $\vec{r} = 2$ cm für die Werte aus dem Plexiglasphantom allein von der Geometriefunktion richtig berechnet werden, also ohne die Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$, deren Wirkung hier klein ist.

Die Abbildung 3.12 zeigt den Verlauf der Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ in Abhängigkeit von der Meßtiefe für die Versuchsaufbauten **Quelle neben Detektor** mit

den Quelle-Detektor-Abständen $\vec{r} = 2,5 \text{ cm}$ und $\vec{r} = 10 \text{ cm}$ aufgetragen in Abhängigkeit von der Meßtiefe. Die Quadrate stellen die aus diesem Versuchsaufbau experimentell ermittelten Dosiswerte dar.

Der Verlauf von $h(\vec{r}, d, \gamma)$ macht deutlich, daß die Funktion für die kleinsten Quelle-Detektor-Distanzen nur in unmittelbarer Nähe zur Grenzfläche, $d < 1 \text{ cm}$, kleiner als eins und hier auch nur gering wirksam wird. In diesem Fall ist der Streustrahlenanteil zur detektierten Dosis klein.

Für den Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor** mit $\vec{r} = 10 \text{ cm}$ ist die Wirkung von $h(\vec{r}, d, \gamma)$ in Grenzflächennähe sehr viel stärker als für die beiden anderen Versuchsaufbauten. In diesem Versuchsaufbau befinden sich beide, die Quelle und der Detektor, gleich weit von der Oberfläche entfernt. Daher müssen hier die Streuzentren und deren Spiegelbilder für die Dosisberechnung durch $h(\vec{r}, d, \gamma)$ berücksichtigt werden. Die Wirkung der Streustrahlenverlustfunktion beginnt bereits in der größten Meßtiefe, selbst hier erreicht sie nicht den Wert eins. Daher berechnet das Rechenmodell mit der neuen Geometriefunktion zu hohe Dosiswerte, wenn es ohne Streustrahlenverlustfunktion angewendet wird.

Aus den Meßwerten der Abbildung 3.12 wird deutlich, daß die Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ nicht in der Lage ist, allein, also ohne neue Geometriefunktion, den Dosisverlauf korrekt wiederzugeben.

3.10 Das neue Rechenmodell für eine punktförmige Strahlenquelle in einem Kasten

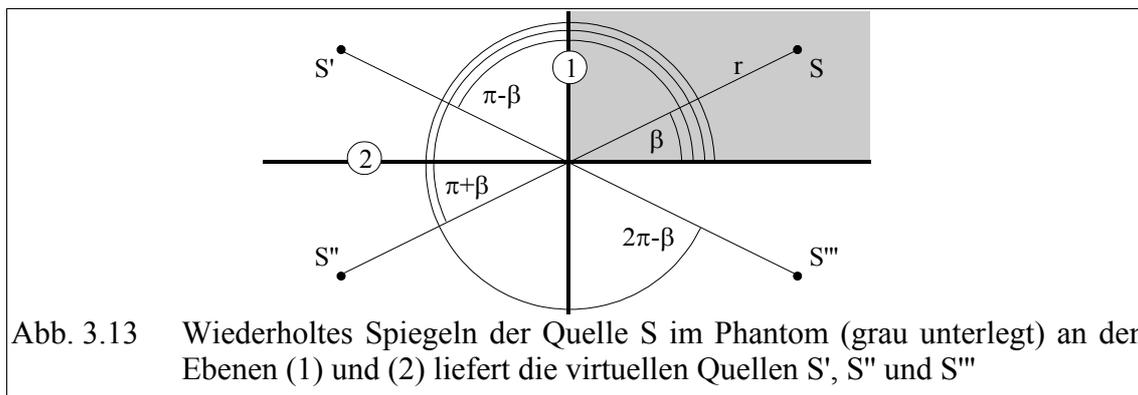


Abb. 3.13 Wiederholtes Spiegeln der Quelle S im Phantom (grau unterlegt) an den Ebenen (1) und (2) liefert die virtuellen Quellen S', S'' und S'''

Die Strahlenquelle S befindet sich in einem Wasserkasten. Jede Grenzfläche beeinflusst die Dosisverteilung. Die gemessene Dosis ist hier kleiner als in einem unendlich ausge-dehten Phantom.

Analog zu der Spiegelung einer elektrischen Punktladung innerhalb eines Kastens an

den jeweiligen Grenzflächen, (Abb. 3.13), ergibt sich die gesuchte Geometriefunktion durch wiederholtes Spiegeln der Quelle an den Ebenen. Jede Grenzfläche wird durch eine Bildquelle ersetzt.

Eine Spiegelung der Quelle S mit den Polarkoordinaten (r, β) an der Grenzfläche (1) ergibt S' mit $(r, \beta - \pi)$. Eine weitere Spiegelung von S' an der Grenzfläche (2) ergibt S'' mit $(r, \beta + \pi)$. Eine Spiegelung an (1) ergibt S''' mit $(r, 2\pi - \beta)$ und schließlich an (2) $S'''' = S$ mit den Koordinaten (r, β) . Bei der Spiegelung an einer Ecke liegen alle Bildquellen auf der Oberfläche einer Kugel, da r , der Abstand vom Ursprung, konstant bleibt.

Die Gesamtzahl der Bildquellen addiert sich aus sechs Grenzflächen, zwölf Kanten und acht Eckpunkten. Insgesamt müssen demnach 26 Bildquellen berücksichtigt werden, um die Wände des Phantoms zu ersetzen, in dem sich die Quelle befindet. Dabei erhalten die an den Flächen $j = 1 \dots 6$ gespiegelten Quellen S_j das entgegengesetzte Vorzeichen von S und die an den Kanten $k = 1 \dots 12$ und an den Ecken $l = 1 \dots 8$ gespiegelten Quellen das gleiche Vorzeichen von S , weil das Vorzeichen bei jeder Spiegelung wechselt.

Analog zu Kapitel 3.5 erfüllt in diesem Fall C_{Kasten} diese Bedingungen:

$$C_{\text{Kasten}} = \frac{1}{r} - \sigma' \cdot \left(-\sum_{j=1}^6 \frac{S_j}{r_j} + \sum_{k=1}^{12} \frac{S_k}{r_k} + \sum_{l=1}^8 \frac{S_l}{r_l} \right) \quad (3.9)$$

wobei r der Abstand vom Meßort zur Quelle S ist und die r_i mit: $i = j, k, l$ jeweils der Abstand zur entsprechenden Spiegelquelle ist. Die neue Geometriefunktion ersetzt die Oberflächen des Phantoms durch Spiegelquellen. Der Einfluß der jeweiligen Bildquelle auf die Dosisverteilung ist unterschiedlich. Wie stark die Bildquelle S' alleine bzw. alle 26 Bildquellen die Verteilung der Dosis beeinflussen, wird im folgenden untersucht.

Ein rechnerischer Versuchsaufbau mit dem Detektor stets 10 cm oberhalb der Strahlenquelle innerhalb eines $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ großen Phantoms dient als Probe. Der Quelle-Detektor-Aufbau bewegt sich ausgehend von der Strahlenquelle in der Mitte des Phantoms nach oben, bis der Detektor fast die Oberfläche berührt. Die Dosis wird hierfür auf zwei unterschiedliche Weisen berechnet. Zum einen unter Berücksichtigung aller 26 Bildquellen und zum anderen unter Berücksichtigung einer Bildquelle S' , die in diesem Falle die Phantomoberfläche ersetzt, auf die sich die Strahlenquelle und der Detektor zu bewegen.

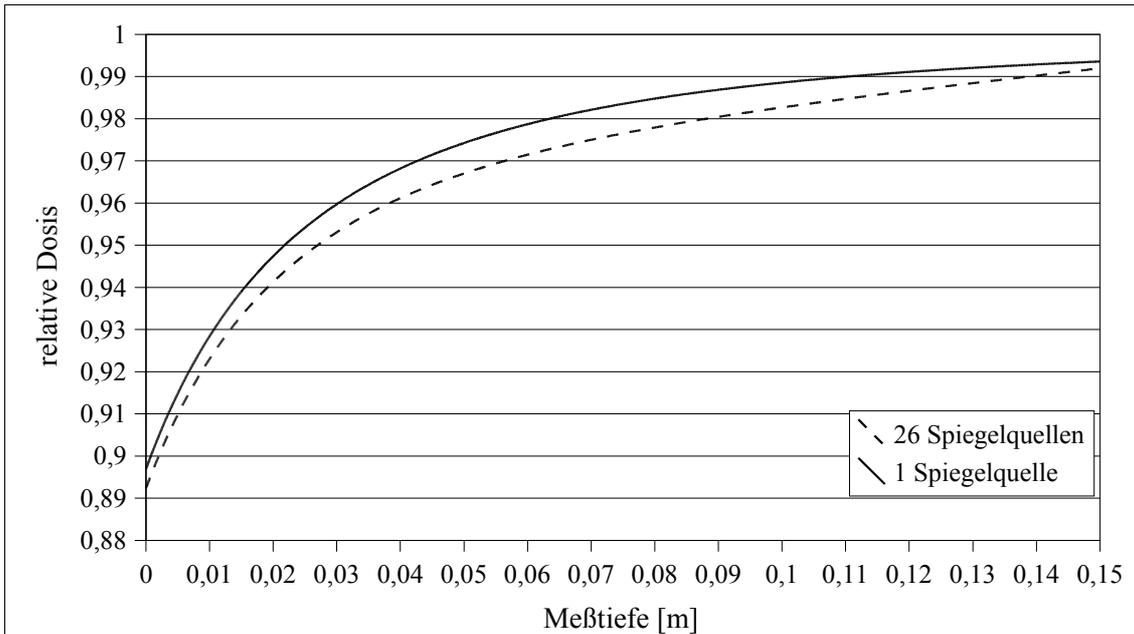


Abb. 3.14 Der relative Dosisverlauf in einem $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ großem Meßphantom für einen Quelle-Detektor-Abstand von 10 cm des Versuchsaufbaus Quelle unterhalb Detektor. Gezeigt sind die berechneten Werte einmal für 26 Spiegelquellen (gestrichelt) und für eine Spiegelquelle (durchgezogen), die die Wand ersetzt, auf die sich der Quelle-Detektor-Aufbau zu bewegt.

Die resultierenden Dosisverläufe werden in Abhängigkeit der Meßtiefe in der Abbildung 3.14 aufgetragen. Der Vergleich der Kurven zeigt,

- daß in der Tiefe, in einem Abstand größer 15 cm zur nächsten Grenzfläche, die Kurven dicht zusammen liegen. In dieser Tiefe spielen sämtliche Begrenzungen des Phantoms keine bedeutende Rolle;
- daß bei der Fahrt durch das Phantom in der Wassertiefe von 12 cm bis 5 cm die Kurven auseinander laufen. Bei der Wassertiefe von 5 cm nimmt der Abstand zwischen ihnen wieder ab. D.h. in dem Bereich bis 5 cm beeinflussen auch die anderen Grenzflächen den Dosisverlauf;
- daß in einer Tiefe von 2 cm und kleiner sich beide Kurven einander annähern: in diesem Bereich spielt die Oberfläche, auf die der Quelle-Detektor-Aufbau zufährt, die größte Rolle.

Der Unterschied der beiden Graphen zeigt die Abweichung, die sich ergibt, wenn nur eine Bildquelle zur Korrektur der Dosisberechnung herangezogen wird. Der Unterschied ist stets kleiner 1%. Dies zeigt, daß die Abnahme der berechneten Dosis in einem endlichen Phantom zum überwiegenden Teil von der Phantomoberfläche

verursacht wird, die der Strahlenquelle am nächsten ist. Für das hier diskutierte Beispiel ist dies die Oberfläche, auf die sich der Quelle-Detektor-Aufbau zu bewegt.

3.11 Zusammenfassung der Erweiterungen des AAPM-TG43 Formalismus

Die Verteilung der Dosisleistung einer radioaktiven Quelle innerhalb eines endlichen Phantoms lässt sich jetzt durch folgende Funktion darstellen:

$$\dot{D}(\vec{r}) = B \cdot \Lambda \cdot \frac{G_n(\vec{r}, a)}{G_n(\vec{r}_0, a)} \cdot H(\vec{r}, d, \gamma) \cdot F(\vec{r}) \quad (3.10)$$

mit:

B der Luftkermastärke,

Λ der Dosisleistungskonstante,

$G_n(\vec{r}, a)$ der neuen Geometriefunktion, die mit wachsendem Abstand zur Oberfläche in die alte Geometriefunktion $G(\vec{r})$ übergeht.

$H(\vec{r}, d, \gamma)$ der neuen radialen Dosisfunktion und

$F(\vec{r})$ der Anisotropiefunktion

Mit dem Prinzip der Spiegelquellen ersetzt die neue Geometriefunktion mathematisch die Oberfläche des Phantoms durch eine Strahlensenke. Hierdurch wird der Anteil der Strahlung erfaßt, der das Phantom verläßt. Mit Zunahme des Abstandes zwischen dem Dosisberechnungsort und der Grenzfläche konvergiert die neue Geometriefunktion gegen r^{-2} und entspricht wieder der allgemeinen Geometriefunktion. Die so entstandene neue Geometriefunktion erfaßt die Abnahme der Dosis solange korrekt, wie die Streu- und Absorptionseffekte in dem Streumedium des Phantoms in Bezug auf den Berechnungsort konstant bleiben.

Am Rande des Phantoms werden die Streuzentren und deren Spiegelbilder durch eine Näherungsgleichung, der Streustrahlenverlustfunktion, rechnerisch erfaßt. Diese wirkt multiplikativ zusammen mit der radialen Dosisfunktion und der Geometriefunktion zur Dosisberechnung.

Durch die Erweiterungen des AAPM-TG43 Formalismus besteht erstmalig die Möglichkeit, die Begrenzung eines Körpers bei der Dosisberechnung zu erfassen, wodurch die Dosiswerte an Körperoberflächen berechenbar werden.

4 Monte Carlo Rechnung

Monte Carlo (MC) Simulationen dienen in dieser Arbeit dazu, das neue Rechenmodell auch an meßtechnisch schwer zu erreichenden Orten zu prüfen. Zunächst findet ein Test bezüglich der Einsetzbarkeit des verwendeten Microsoft Windows basierenden MC Programms EGS-Ray [9] zur Simulation von Dosisverteilungen einer ^{192}Ir -Quelle statt.

Hierzu berechnet EGS-Ray die Dosisverteilung der experimentell ermittelten Daten eines der drei Versuchsaufbauten. Anschließend finden beispielhafte Dosisberechnungen mit der vorgestellten Theorie und der Monte Carlo Simulation statt. Hierbei ruht die ^{192}Ir -Quelle 2 cm unterhalb der Wasseroberfläche.

Ein Vergleich der Ergebnisse des AAPM-TG43 Formalismus und des hier vorgestellten neuen Rechenmodells mit den Ergebnissen, die die Monte Carlo Simulation liefert, verdeutlichen den Fehler in der Dosisberechnung der jeweiligen Formalismen.

4.1 Einführung

Die Monte Carlo Methode ist ein Verfahren der Statistik. Hiermit werden „zufällige“ Prozesse simuliert. Das Prinzip der Monte Carlo Simulation ist, daß komplexe Problemstellungen nicht vollständig durchgerechnet, sondern nur mit Zufallszahlen exemplarisch durchgespielt werden. Es soll z.B. die Entwicklung eines Systems durch eine Wahrscheinlichkeitsdichte beschrieben werden. Dazu wird eine zufällige Stichprobe aus dieser Wahrscheinlichkeitsdichte gezogen und diese speziell gezogene Stichprobe anschließend gemäß der Wahrscheinlichkeitsdichte verfolgt. Zum Schluß findet die Ermittlung der gesuchten Größe, also des Parameters, statt. Das wesentliche Charakteristikum der Monte Carlo Methode ist die Benutzung einer zufälligen genügend großen Stichprobe zur Lösung des physikalischen Problems.

4.2 Das verwendete Monte Carlo Programm EGS-Ray

Im Rahmen dieser Arbeit wird das Monte Carlo Programm EGS-Ray verwendet, das auf einem PC unter dem Betriebssystem Microsoft Windows läuft. Dieses beinhaltet als Kern das über zwanzig Jahre bewährte Monte Carlo Programm EGS4 mit dem Elektronenalgorithmus PRESTA. Das Programm berücksichtigt für die hier gerechneten Modelle Rayleigh Streuung, Photoeffekt, Comptoneffekt, elastische und unelastische

Elektronenstreuung sowie Bremsstrahlung.

Die Eigenschaften der Streumaterialien, in dieser Arbeit Luft, mit einer Dichte von $\rho = 1,2048 \cdot 10^{-3} \text{ g/cm}^3$, Wasser ($\rho = 1 \text{ g/cm}^3$) und Stahl ($\rho = 8,06 \text{ g/cm}^3$), sind mit dem EGS4-Präprozessor PEGS4 erzeugt und stellen die Streudaten bis zu einer Teilchenenergie von 10 keV zur Verfügung. Das heißt, es werden keine Teilchen weiter verfolgt, deren Energie kleiner als 10 keV ist. Diese Energie wird in dem Voxel deponiert, in dem diese Energieschwelle unterschritten wurde.

EGS-Ray ist ein auf der Raytracing-Technik basierendes PC-Programm. Ein Vorteil dieses Programms besteht darin, daß die notwendige Geometrie nicht mehr programmiert werden muß, sondern als Script in Form von Schlüsselwörtern und Zahlenkombinationen eingegeben wird [9].

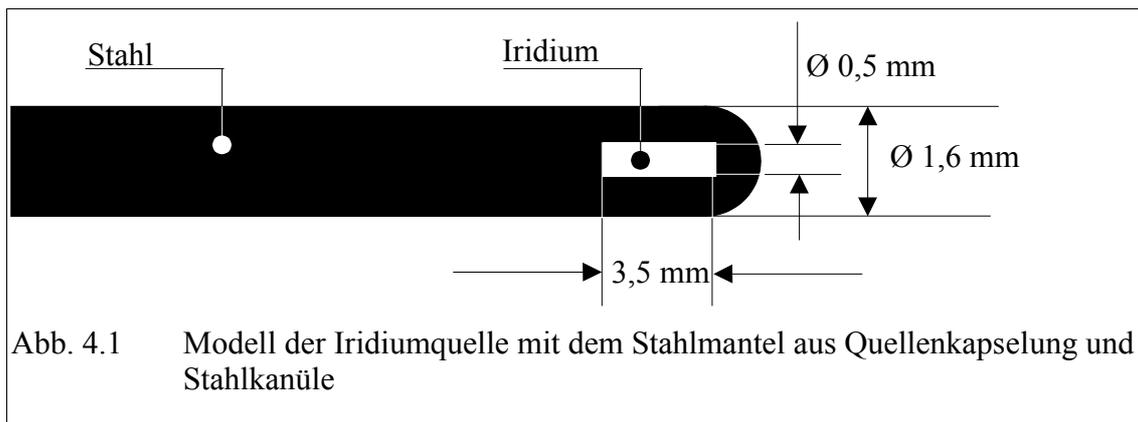
4.3 EGS-Ray im Testlauf

Zur Prüfung, ob das gewählte Monte Carlo Programm EGS-Ray zur Dosisberechnung einer ^{192}Ir -Quelle geeignet ist, wird die Dosisverteilung des Versuchsaufbaus **Quelle neben Detektor** im Wasserphantom für den Quelle-Detektor-Abstand $r = 5 \text{ cm}$ simuliert.

Die Strahlenquelle wird als Iridium-Zylinder von 3,5 mm Länge und einem Durchmesser von 0,5 mm in einer Edeldstahlhülle mit einem Durchmesser von 1,6 mm modelliert. Die Hülle umfaßt sowohl die Stahlhülle der realen Brachytherapiequelle als auch den Draht zur Führung der Quelle und die Stahlkanüle, in der sich die Quelle während der Messung im Wasserphantom befindet, siehe Abbildung 4.1. Das Spektrum der ^{192}Ir -Quelle wird über eine abgespeicherte Tabelle 4.1 berücksichtigt [18].

Energie [MeV]	0,290	0,308	0,317	0,468	0,608
Häufigkeit	0,291	0,298	0,831	0,476	0,133

Tab. 4.1 Für die Monte Carlo Simulation verwendetes ^{192}Ir -Spektrum. Es werden nur die fünf am häufigsten vorkommenden Linien berücksichtigt. Die mittlere Zahl der γ -Quanten pro Zerfall beträgt 2,2.



Der Rechenraum ist ein $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ großer Würfel, der aus $34 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ Wasser und $6 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ Luft besteht. Entsprechend des Versuchsaufbaus **Quelle neben Detektor** fährt die Quelle gemeinsam mit dem Detektor theoretisch aus 25 cm Wassertiefe bis auf 1 cm an die Wasseroberfläche heran. Im Abstand von jeweils 5 cm von der Quelle werden auf diesem Weg Dosiswerte berechnet. Für jede Quellenposition werden 25 mal $20 \cdot 10^6$ Teilchengeschichten verfolgt. Auf diese Weise werden jeweils 25 Einzelmessungen am gleichen Ort simuliert, so daß für den Vergleich mit den realen Meßdaten ein Mittelwert mit Standardabweichung zur Verfügung steht. Dadurch läßt sich der Fehler der MC-Simulation abschätzen. Bei neun verschiedenen Entfernungen zwischen der Quelle und der Wasseroberfläche ergeben sich insgesamt $4,5 \cdot 10^9$ Teilchengeschichten.

Meßtiefe	Meßwert	MC Mittelwert	Differenz	MC Standardabweichung
1 cm	0,889	0,874	1,69%	2,58%
2 cm	0,931	0,923	0,79%	2,68%
3 cm	0,952	0,952	0,01%	3,18%
5 cm	0,975	0,983	0,81%	1,86%
7,5 cm	0,987	0,990	0,30%	2,42%
10 cm	0,993	1,001	0,77%	3,04%
15 cm	0,997	1,010	0,31%	2,91%
20 cm	0,998	0,998	0,00%	2,40%
25 cm	0,998	0,996	0,14%	1,76%

Tab. 4.2 Sowohl die Meßwerte als auch die Mittelwerte der MC Daten sind auf den theoretischen Wert laut Kapitel 3 im unendlich großen Phantom normiert. Die Differenz zwischen den Meßwerten und den MC Daten beträgt im Mittel nur 0,54 %. Die MC-Daten zeigen im Mittel eine Streuung von 2,54 %.

In der Tabelle 4.2 sind die Meßwerte aus Kapitel 2, Experimenteller Teil, für den Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor** den Monte Carlo Ergebnissen gegenübergestellt. Um den Vergleich zu erleichtern, werden beide Datenreihen auf den Wert normiert, der sich laut Theorie im Kapitel 3, Theoretischer Teil, in sehr großem Abstand zur Phantomoberfläche ergibt. Die Differenz zwischen Meßwert und simuliertem Wert ist relativ zum normierten Meßwert angegeben und beträgt im Mittel 0,54 %. Die Streuung innerhalb der jeweils 25 einzelnen Simulationen pro Meßort ist im Mittel 2,54 % und damit größer als die Abweichung vom Meßwert. In der Abbildung 4.2 ist sowohl der experimentell ermittelte als auch der mit EGS-Ray berechnete Dosisverlauf gemeinsam mit der analytisch berechneten Kurve in Abhängigkeit von der Meßtiefe dargestellt. Aus der sehr guten Übereinstimmung von Messung und Simulation ergibt sich die Anwendbarkeit des Monte Carlo Programms EGS-Ray zur sinnvollen Kontrolle

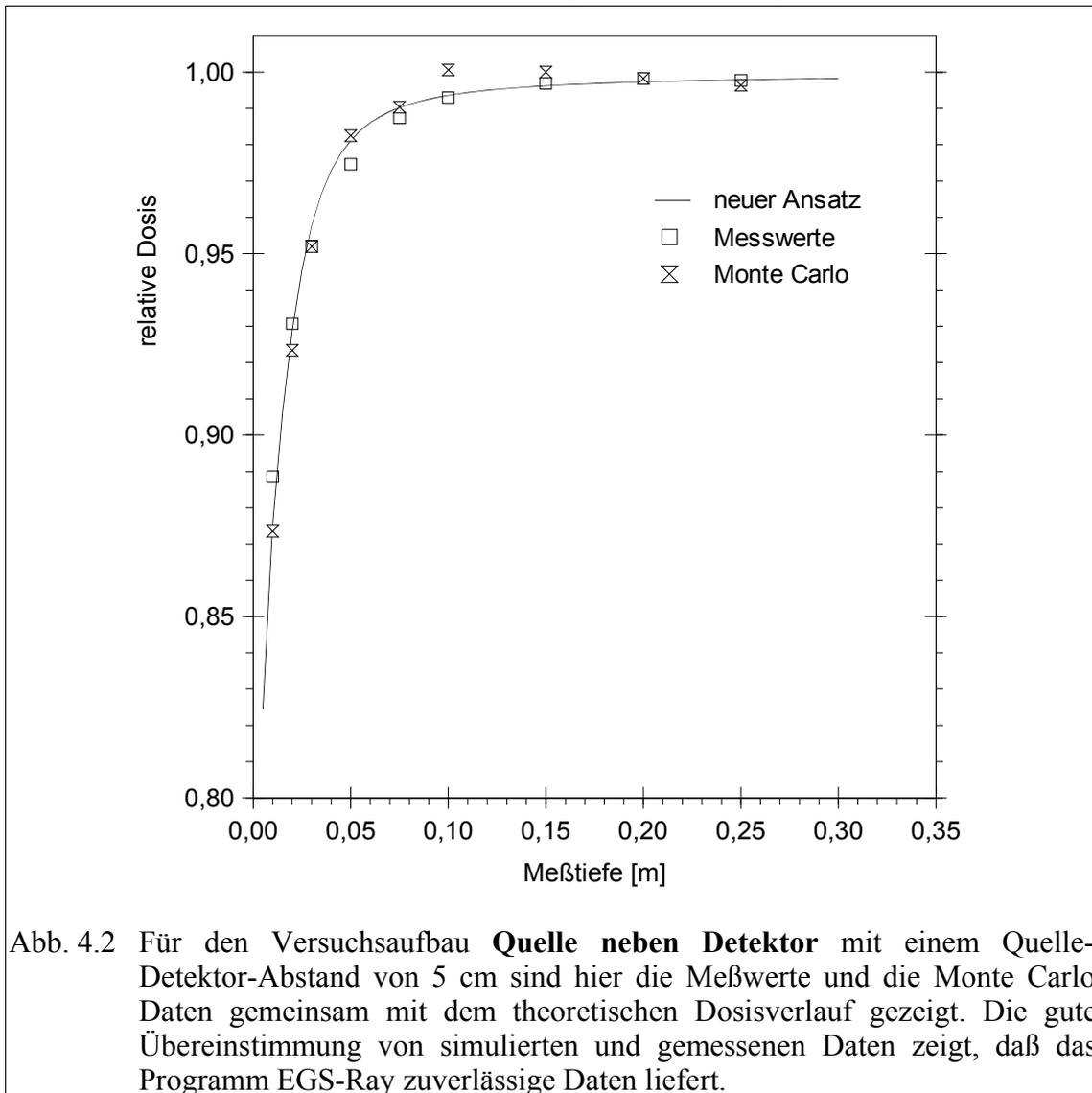


Abb. 4.2 Für den Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor** mit einem Quelle-Detektor-Abstand von 5 cm sind hier die Meßwerte und die Monte Carlo Daten gemeinsam mit dem theoretischen Dosisverlauf gezeigt. Die gute Übereinstimmung von simulierten Daten und gemessenen Daten zeigt, daß das Programm EGS-Ray zuverlässige Daten liefert.

der mit dem neuen Modell berechneten Dosisverteilungen an beliebigen Orten, für die keine experimentellen Daten vorliegen.

4.4 Berechnung der Dosisverteilung neben der Quelle

Zur Prüfung des neuen Rechenmodells wird die Dosisverteilung in einer Testaufgabe in einem theoretischen Versuchsaufbau mit EGS-Ray ermittelt.

In einem Rechenraum, wie unter 4.3 beschrieben, ruht die Quelle in einer Wassertiefe von 2 cm. Ihre Längsachse liegt parallel zur Wasseroberfläche. Die Dosiswerte werden in Voxeln mit einer Größe von $0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ cm}^3$ für einen $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ großen Dosisraum berechnet. Es werden $1,6 \cdot 10^9$ Teilchengeschichten primärer Photonen verfolgt, was laut Abschnitt 4.3 eine Streuung von ca. 1 % erwarten läßt.

Entlang einer Geraden senkrecht zur Wasseroberfläche in einem seitlichen Abstand von $\xi = 6; 10$ und $13,8 \text{ cm}$ zur Quelle (siehe Abb. 4.3) werden Dosisverläufe aus den MC Daten gewählt. Der senkrechte Verlauf der Dosis startet in einer Wassertiefe von 1 cm und wird bis 17 cm unter die Oberfläche fortgeführt. Um die Dosisverteilungen der beiden Rechenverfahren miteinander vergleichen zu können, wird jede Dosisverlaufskurve auf den Dosiswert in demselben jeweiligen Abstand ξ zur Quelle, aber jetzt direkt unterhalb der Quelle, bezogen.

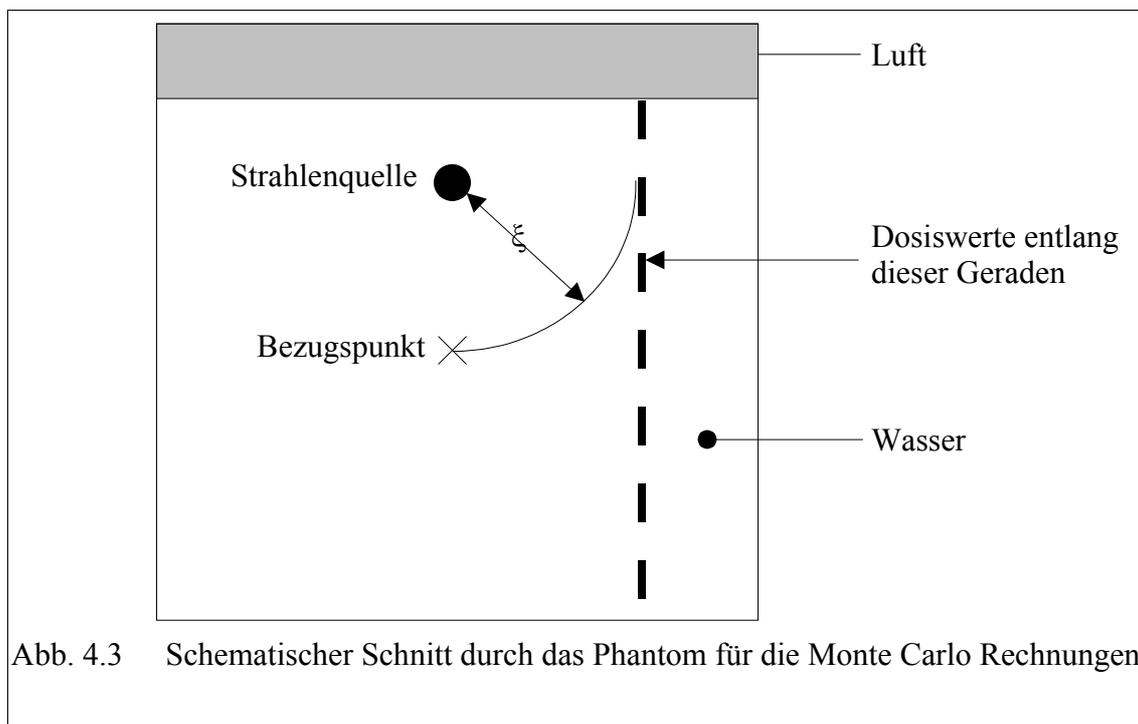
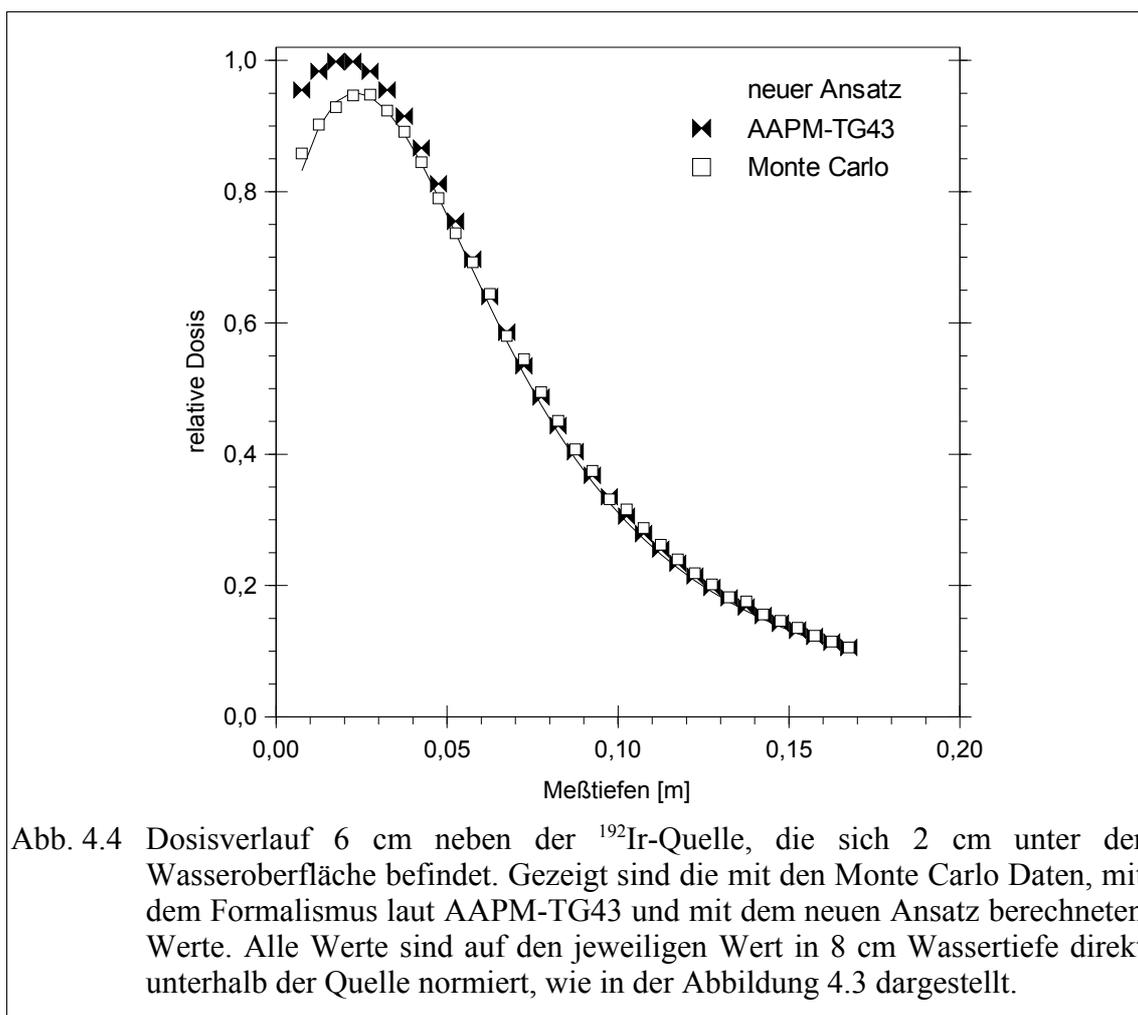


Abb. 4.3 Schematischer Schnitt durch das Phantom für die Monte Carlo Rechnungen

Die Monte Carlo Simulationsdaten werden zusammen mit den Dosisverläufen des neuen Rechenmodells in Abhängigkeit zur Wassertiefe in den Abbildungen 4.4 bis 4.6 aufgetragen. Zusätzlich ist der Dosisverlauf eingezeichnet, der gemäß der Empfehlung der AAPM-TG43 berechnet wurde. Die Dosisverläufe werden relativ zur Dosis am Bezugspunkt (siehe Abbildung 4.3) dargestellt. Da der AAPM-TG43 Formalismus die Oberfläche des Wasserkastens nicht mit berücksichtigt, ist hier die Dosis neben der Quelle eins. Sowohl die MC Daten als auch die mit dem hier vorgestellten Ansatz berechneten Werte bleiben aufgrund des Einflusses der Phantomboberfläche kleiner als eins.

Die Abbildung 4.4 zeigt die berechneten Dosisverläufe neben der Quelle von 1 cm bis 17 cm Wassertiefe. Der Bezugspunkt für diese Kurven befindet sich 6 cm direkt unterhalb der Quelle, also in 8 cm Wassertiefe. Das Dosismaximum ergibt sich für den AAPM-TG43 Formalismus in 2 cm Wassertiefe, weil hier der Abstand zur Quelle am geringsten ist. Sowohl die MC Simulation als auch der neue Ansatz berechnen mit



2,3 cm das Dosismaximum in einer größeren Wassertiefe.

In der Abbildung 4.5 ist der Dosisverlauf senkrecht zur Wasseroberfläche in 10 cm seitlichem Abstand zu der Iridiumquelle gezeigt. Auch hier liegt die Quelle in 2 cm Wassertiefe. Der Bezugspunkt für die dargestellten Kurven liegt 10 cm senkrecht unterhalb der Quelle in 12 cm Wassertiefe. Der Verlauf des AAPM-TG43 Formalismus zeigt auch hier sein Maximum im geringsten Abstand zur Quelle, d.h. in 2 cm Wassertiefe. Sowohl die MC Simulation als auch der neue Ansatz berechnen das Maximum dagegen in 3 cm Wassertiefe.

Als dritter Dosisverlauf ist ein seitlicher Abstand zur Strahlenquelle von 13,8 cm gewählt. Die Abbildung 4.6 zeigt die MC Daten gemeinsam mit der laut AAPM-TG43 und dem neuen Ansatz berechneten Kurven. Der Bezugspunkt liegt hier 13,8 cm unterhalb der Quelle in 15,8 cm Wassertiefe. Das Dosismaximum befindet sich für den AAPM-TG43 Formalismus im geringsten Abstand zur Strahlenquelle in 2 cm Wassertiefe. Sowohl die MC Simulation als auch der neue Ansatz berechnen das

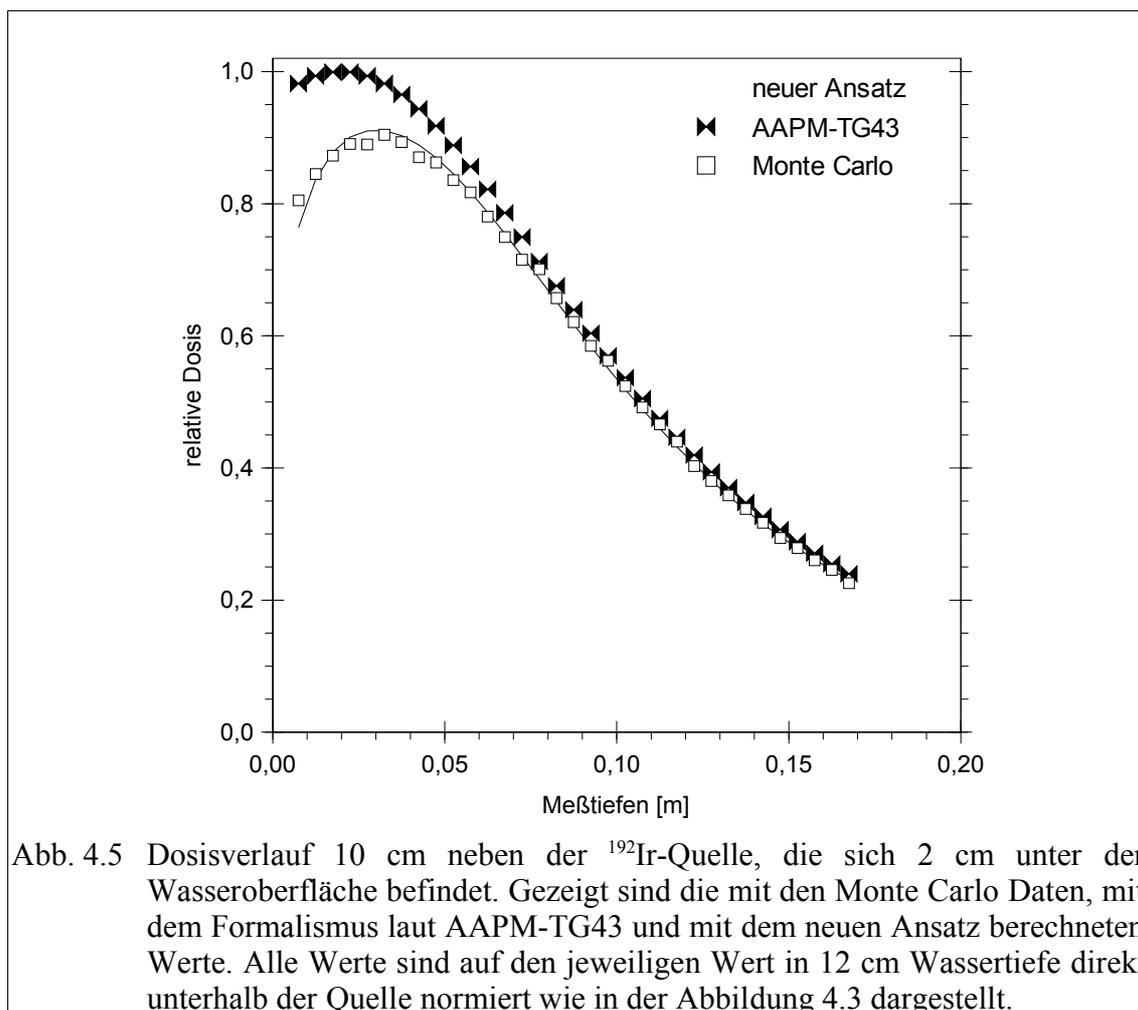


Abb. 4.5 Dosisverlauf 10 cm neben der ^{192}Ir -Quelle, die sich 2 cm unter der Wasseroberfläche befindet. Gezeigt sind die mit den Monte Carlo Daten, mit dem Formalismus laut AAPM-TG43 und mit dem neuen Ansatz berechneten Werte. Alle Werte sind auf den jeweiligen Wert in 12 cm Wassertiefe direkt unterhalb der Quelle normiert wie in der Abbildung 4.3 dargestellt.

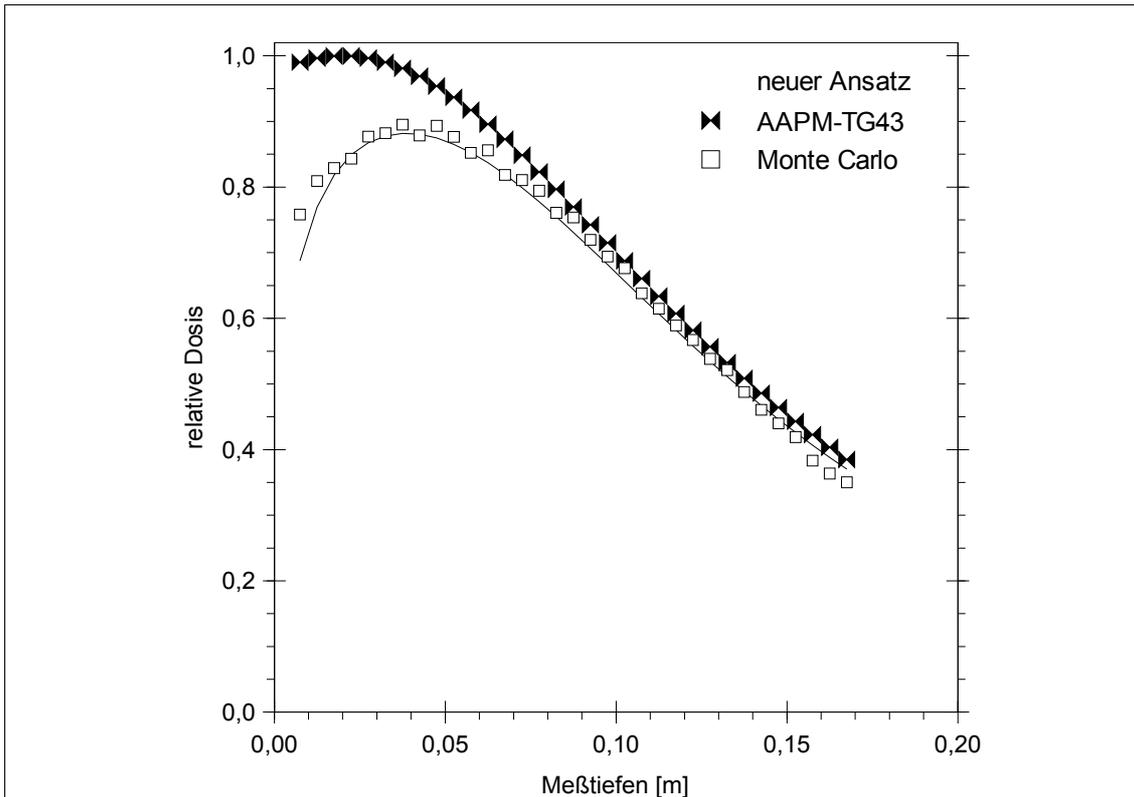


Abb. 4.6 Dosisverlauf 13,8 cm neben der ^{192}Ir -Quelle, die sich 2cm unter der Wasseroberfläche befindet. Gezeigt sind die mit den Monte Carlo Daten, mit dem Formalismus laut AAPM-TG43 und mit dem neuen Ansatz berechneten Werte. Alle Werte sind auf den jeweiligen Wert in 15,8 cm Wassertiefe direkt unterhalb der Quelle normiert, wie in der Abbildung 4.3 gezeigt.

Dosismaximum in 3,9 cm Wassertiefe.

Um die Abweichungen zwischen den verschiedenen Dosisverläufen für die einzelnen seitlichen Abstände beurteilen zu können, werden Korrelationen berechnet. Dazu wird die Kovarianz der beiden Datensätze durch das Produkt ihrer Standardabweichungen dividiert. Aus dieser Definition ergibt sich, daß die Korrelation nur Werte zwischen -1 und +1 annehmen kann. Dabei bedeuten Werte nahe +1 gleiche Entwicklung der Datensätze, Werte nahe -1 gegenläufige Entwicklung der Datensätze und Werte nahe 0, daß die beiden Datensätze unabhängig voneinander sind.

Wie aus den Abbildungen 4.4, 4.5 und 4.6 zu ersehen ist, unterscheiden sich alle Dosisverläufe für Wassertiefen größer 7 cm nur geringfügig. Aus diesem Grund werden jeweils zwei Korrelationen berechnet: (1) für Wassertiefen kleiner 7cm und (2) für Wassertiefen größer 7 cm. Verglichen werden jeweils (A) MC Daten mit den Werten aus dem AAPM-TG43 Formalismus und (B) MC Daten mit den Werten, die mit dem

ξ	Meßtiefe	MC / neuer Formalismus	MC / AAPM-TG43 Formalismus
6 cm	< 7 cm	0,9978	0,9871
6 cm	> 7 cm	0,9997	0,9997
10 cm	< 7 cm	0,9678	0,8080
10 cm	> 7 cm	0,9996	0,9995
13,8 cm	< 7 cm	0,9523	0,1258
13,8 cm	> 7 cm	0,9974	0,9969

Tab. 4.3 Die Tabelle zeigt die Korrelationskoeffizienten zwischen den Daten aus der Monte Carlo Simulation und den Dosiswerten, berechnet mit dem neuen Formalismus bzw. mit dem AAPM-Formalismus. Unterschieden wird zwischen Meßtiefen kleiner und größer 7 cm, weil die Dosiswerte nur in den geringen Meßtiefen von der Nähe der Phantomboberfläche beeinflusst werden.

neuen Ansatz berechnet wurden. Die Korrelationen der Berechnungen für die verschiedenen seitlichen Abstände zwischen der Strahlenquelle und der Senkrechten sind in der Tabelle 4.3 zusammengefaßt. Die Korrelation zwischen der Monte Carlo Simulation und dem neuen Rechenmodell zeigt für alle Meßtiefen eine sehr gute Übereinstimmung, während die Korrelation zwischen der MC Simulation und dem AAPM-TG43 Formalismus nur für Meßtiefen größer 7 cm eine gute Übereinstimmung aufweist. In diesem Abstand ist der Einfluß der Wasseroberfläche gering.

Die Ergebnisse der Monte Carlo Simulation und des neuen Modells zeigen das Dosismaximum bei zunehmendem seitlichen Abstand von der ^{192}Ir -Quelle nicht mehr in der gleichen Tiefe wie die Quelle. Obwohl hier der Abstand zur Quelle am geringsten ist, erscheint das Dosismaximum in größerer Wassertiefe und damit in größerem Abstand als dem Minimalabstand zur Strahlenquelle.

5 Diskussion

Genau dosierte ionisierende Strahlung wird in der Humanmedizin zur Behandlung bösartiger Tumoren angewendet. Von Vorteil ist hierbei die unterschiedliche Strahlenempfindlichkeit zwischen gesunden und bösartigen Zellen. Gesunde Zellen haben eine kleinere Teilungsfrequenz als kranke, so daß ein durch die ionisierende Strahlung gesetzter Schaden in der Zelle repariert werden kann. Krankhaftes Gewebe teilt sich hierfür zu schnell und ist nach der Mitose nicht mehr lebensfähig. Die Dosis, die dem zu bestrahlenden Gewebe appliziert wird, muß daher groß genug sein, um die kranken Zellen zu zerstören, aber nicht so groß, daß die gesunden Zellen sich nicht mehr erholen können. Vor jeder Bestrahlung ist daher eine exakte Bestrahlungsplanung erforderlich. Die verwendeten Rechenalgorithmen müssen meßtechnisch überprüft werden.

In der Brachytherapie wird der empfohlene Rechenalgorithmus der AAPM-TG43 angewendet. In der Nähe der Oberflächen verläßt Strahlung den Körper, wodurch die Dosis dort geringer ist als in der Körpermitte. Dieses berücksichtigt der Formalismus nicht, wodurch grenzflächennah zu hohe Dosiswerte berechnet werden. In dieser Arbeit werden zwei der Funktionen erweitert, die im AAPM-TG43 Formalismus enthalten sind. Das daraus entstehende neue Rechenmodell berücksichtigt jetzt den Dosisverlust in der Nähe von Körperoberflächen, so daß die Dosiswerte dort nicht mehr zu hoch berechnet werden. Überprüft werden die berechneten Daten zum einen durch die experimentell erfaßten Dosisverteilungen und zum anderen durch Monte Carlo Simulationen.

Mit dem Problem, die Dosisverteilung einer Brachytherapiequelle für Organe, die sich in größerer Entfernung vom Zielvolumen befinden, berechnen zu können, befassen sich mehrere Autoren. Meisberger et al. [15], Van Kleffens und Star [8], Park und Almond [23], Tripathy und Shanta [28] passen die Gewebe-Schwächungsfunktion $T(r)$ für verschiedene Isotope mit Hilfe empirisch ermittelter Koeffizienten und unterschiedlicher Formalismen an die Meßwerte an. Kornelson und Young [10] zeigen eine gute Anpassung mit einem mathematischen Modell, das den Einfluß der Größe eines Phantoms beschreibt. Dieses Modell setzt für jeden Quelle Detektor Abstand einen Referenzwert in einem großen Phantom voraus, in dem die Grenzflächen keinen Einfluß auf die Dosis haben. Die Autoren Karaiskos, Angelopoulos, Sakelliou [6] fordern, $T(r)$ so zu gestalten, daß die Größe des Phantoms mit aufgenommen wird.

Die Ergebnisse des experimentellen Teils dieser Arbeit zeigen die Abnahme der Dosis in der Nähe der Phantomoberfläche. Im allgemeinen bleibt dieser Dosisabfall bei der Bestrahlungsplanung unberücksichtigt und führt deshalb zu einer falschen Dosis einschätzung. Die Dosis ist also davon abhängig, wo sich die Quelle und der Detektor im Phantom relativ zur Oberfläche befinden.

Das Wasser- bzw. Plexiglasphantom ist von Luft umgeben. Die Strahlung, die das Phantom verläßt, hat in Luft eine größere Reichweite als innerhalb des jeweiligen Phantoms und wird daher nicht zum Detektor, der sich innerhalb des Phantoms befindet, zurückgestreut. Dieser Anteil der Strahlung geht daher für die Dosis verloren. Relativ zu der Dosis, die in der Mitte des jeweiligen Phantoms gemessen wird, ergibt sich somit ein kleinerer Wert in der Nähe der Phantomoberfläche.

Das beschriebene Problem wird in dieser Arbeit durch ein mathematisches Modell gelöst, welches an die Elektrostatik angelehnt ist. Es ist das Ziel, die Dosisverteilung der radioaktiven Punktquelle in einem endlichen Phantom zu erfassen analog zu der Feldverteilung einer elektrischen Punktladung vor einer dielektrischen Halbebene. Dazu wird das Prinzip der Spiegelquellen angewendet. Die radioaktive Punktquelle tritt an die Stelle der elektrischen Punktladung. Die Geometriefunktion des AAPM-TG43 Formalismus beschreibt die relative Dosisverteilung nur auf Grund der räumlichen Verteilung der Radioaktivität. Diese geht nun in die neue Geometriefunktion über. Sie beschreibt die Dosisverteilung einer radioaktiven Punktquelle und ihrer Spiegelquelle in einem unendlich großen Phantom, welches mit einem homogenen Medium gefüllt ist. Die Grenzfläche wird hierbei rein phänomenologisch durch eine virtuelle Bildquelle ersetzt. Da physikalisch tatsächlich Strahlung das Phantom verläßt, wird die Oberfläche des Phantoms im mathematischen Modell durch eine Strahlensenke ersetzt. Die Stärke der Strahlensenke, entsprechend der virtuellen Bildquelle, ist durch das Verhältnis der Medienkoeffizienten innerhalb und außerhalb des Phantoms bestimmt. Hiernach verhält sich die Strahlung so, als würde sie in der Strahlensenke verschwinden. Absorptions- und Streueffekte innerhalb des Phantoms werden als konstant vorausgesetzt.

Das Verhältnis der beiden Medienkoeffizienten σ_1/σ_2 diesseits und jenseits der Phantomoberfläche bestimmt die Stärke der Spiegelquelle. Es wird sowohl für die Messungen im Wasserphantom als auch für die Messungen im Plexiglasphantom jeweils abhängig von den beteiligten Medien Wasser und Luft bzw. Plexiglas und Luft bestimmt. Das Verhältnis σ_1/σ_2 ist unabhängig vom Meßaufbau, jedoch ergeben die

verwendeten Phantommaterialien unterschiedliche Verhältnisse. Da alle Streu- und Absorptionseffekte von der Energie der Strahlung abhängen, wird angenommen, daß das Verhältnis σ_1/σ_2 energieabhängig ist. Die Stärke der Spiegelquelle beträgt das -0,103-fache bzw. -0,115-fache der Stärke der Strahlenquelle abhängig vom Phantommaterial Wasser bzw. Plexiglas.

Durch die neue Geometriefunktion kann jetzt der Dosisabfall in der Nähe der Oberfläche berücksichtigt werden. Es werden die experimentell ermittelten Dosisverteilungen der drei Versuchsaufbauten **Quelle oberhalb Detektor**, **Quelle unterhalb Detektor** und **Quelle neben Detektor** berechnet. Der Dosisverlauf des experimentellen Versuchsaufbaus **Quelle oberhalb Detektor** wird jetzt richtig ermittelt. Für die Versuchsaufbauten **Quelle unterhalb Detektor** und **Quelle neben Detektor** stimmt der berechnete Dosisabfall nur für den Quelle-Detektor-Abstand von $|\vec{r}| < 5$ cm. Für größere Quelle-Detektor-Abstände ergibt die Berechnung jedoch in der Nähe der Oberfläche zu hohe Dosiswerte. Nach Park et al. [20] wächst der Anteil der Streustrahlung an der Dosis mit dem Quelle-Detektor-Abstand. Als Ursprung der Streustrahlung werden Streuzentren angesehen. Oberflächennah fließen diese weiteren "Strahlenquellen" und ihre Spiegelbilder jenseits der Grenzfläche in den Berechnungsformalismus ein. Der Einfluß dieser Streuzentren und ihrer Spiegelbilder werden den Streu- und Absorptionseigenschaften des Mediums zugerechnet.

Im AAPM-TG43 Formalismus berücksichtigt die radiale Dosisfunktion $g(\vec{r})$ diese Effekte des Mediums. Der Verlust oberflächennahen Streustrahlung wird durch eine Erweiterung der radialen Dosisfunktion $g(\vec{r})$ beschrieben, der Streustrahlenverlustfunktion. Sie faßt den Einfluß aller Streuzentren mit ihren Spiegelbildern auf die gemessene Dosis zusammen.

Da bei Annäherung des Quelle-Detektor-Aufbaus an eine Grenzfläche des Phantoms die Dosis abnimmt, also eine meßbare Schwächung der Dosis vorliegt, ist die Form der Funktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ an eine Schwächungsfunktion angelehnt. Die Schwächung bedeutet, die Verminderung der Photonenflußdichte (Intensität der Strahlung) durch Wechselwirkung der Photonen mit der Materie.

Die Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ muß folgenden Randbedingungen gehorchen:

Für einen konstanten Quelle- Detektor-Abstand hat $h(\vec{r}, d, \gamma)$ den Grenzwert $\frac{1}{2}$ für $d \rightarrow 0$, weil hier maximal die Hälfte des Streumediums um den Meßort fehlt. Für $d \rightarrow \infty$ geht $h(\vec{r}, d, \gamma)$ gegen eins, d.h. in der Tiefe des Phantoms wirkt nur die radiale Dosisfunktion $g(\vec{r})$. Wird hingegen die Meßtiefe d konstant gehalten, so geht gegen $h(\vec{r}, d, \gamma)$ eins, wenn sich der Meßort beliebig dicht der Strahlenquelle nähert. Wächst aber \vec{r} über alle Grenzen bei konstanter Meßtiefe d , so geht $h(\vec{r}, d, \gamma)$ gegen $\frac{1}{2}$, weil auch hier um den Meßort die Hälfte des Streumediums fehlt.

Der Faktor $(1+\sin^2\gamma)$ im Exponenten von $h(\vec{r}, d, \gamma)$ berücksichtigt die Winkelabhängigkeit der Streustrahlung. Für eine geringe Meßtiefe von 1 cm und einen Abstand $|\vec{r}|$ von 5 cm bedeutet dies für $h(\vec{r}, d, \gamma)$ ein Wert von 0,976 für $\gamma = 0^\circ$ und einen Wert von 0,954 für $\gamma = 90^\circ$. Mit wachsendem $|\vec{r}|$ wird der Unterschied größer: 0,832 ($\gamma = 0^\circ$) bzw. 0,734 ($\gamma = 90^\circ$) für $|\vec{r}| = 15$ cm. Diese Beispiele zeigen, wie klein die Winkelabhängigkeit in klinisch relevanten Dimensionen ist.

Die Konstante α erweist sich in der Erweiterung der radialen Dosisfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ für die hier verwendeten Phantommaterialien Wasser und Plexiglas als unabhängig vom Phantommaterial. Diese Materialien haben einen Unterschied in ihren Absorptionskoeffizienten von 3%. Der Wirkungsbereich $h(\vec{r}, d, \gamma)$ von besitzt abhängig von \vec{r} nur in Abständen von wenigen Zentimetern von der Grenzfläche Funktionswerte, die von eins verschieden sind. Ergibt sich durch die Verwendung der verschiedenen Phantommaterialien für α ein Unterschied $< 3\%$, kann dieses durch die Messungen nicht ermittelt werden, weil für jeden Quelle-Detektor-Abstand nur wenige Meßwerte in unmittelbarer Nähe der Oberfläche liegen.

Ein knapp 3%-iger Unterschied wurde ebenfalls für die beiden Verhältnisse der Medienkoeffizienten σ_1/σ_2 aus den Messungen für die Geometriefunktion ermittelt. Dieses Verhältnis bestimmt die Stärke der Spiegelquelle. Bei der Bestimmung sind alle Meßwerte des Aufbaus **Quelle oberhalb Detektor** relevant.

Die mit dem neuen Formalismus berechneten verschiedenen Dosisverläufe werden für jeden Versuchsaufbau ausschließlich durch die jeweilige geometrische Konstruktion bestimmt. Diese sind gegeben durch:

- \vec{r} : den Quelle-Detektor-Abstand,
- a : den Abstand der Strahlenquelle zur Oberfläche
- d : den Abstand des Meßortes zur Oberfläche
- γ : den Winkel zwischen \vec{r} und der Normalen der Phantomoberfläche.

Bei der Berechnung der Dosisverteilung des Versuchsaufbaus **Quelle oberhalb Detektor** ist die Erweiterung der radialen Dosisfunktion nahezu eins, deshalb wird in diesem Versuchsaufbau der Dosisverlauf allein durch die neue Geometriefunktion richtig beschrieben. Hier ist der Detektor stets weiter von der Grenzfläche entfernt als die Quelle, so daß die Änderung der Streuverhältnisse um den Detektor die Dosis wenig beeinflußt. Der Dosisabfall wird ausreichend durch die Spiegelquelle berücksichtigt. Aus diesem Grunde bietet sich dieser Versuchsaufbau zur empirischen Ermittlung des Verhältnisses der Medienkoeffizienten σ_1/σ_2 an.

Die Konstante α der erweiterten radialen Dosisfunktion folgt aus den Versuchsaufbauten **Quelle unterhalb Detektor** und **Quelle neben Detektor**. Hier ist die erweiterte radiale Dosisfunktion kleiner als eins und darf, wie der Vergleich mit den Meßwerten zeigt, nicht unberücksichtigt bleiben. Für die Konstante α wurde eine Größe von $0,001 \text{ cm}^{-1}$ ermittelt, so daß $h(\vec{r}, d, \gamma)$, abhängig von \vec{r} und γ bereits nach wenigen Zentimetern unterhalb der Oberfläche ihren Einfluß verloren hat.

Beide Funktionen, die neue Geometriefunktion und die Streustrahlenverlustfunktion, sind zur Berechnung der Dosisverteilung in Grenzflächennähe erforderlich. In der neuen Geometriefunktion wird die Grenzfläche des Phantoms durch eine Spiegelquelle ersetzt. Die Grenzfläche entfällt, an ihrer Stelle steht ein virtueller Spiegel. Das Phantom ist durch nichts mehr begrenzt und das Medium füllt den gesamten Raum aus. Mit dieser neuen Geometriefunktion wird die Dosisverteilung solange korrekt berechnet, wie, abhängig vom Abstand zur Quelle, genügend Streumedium um den Meßort vorhanden ist. Das ist bei ausreichendem Abstand von der Grenzfläche der Fall. Für die Meßtiefe $d = 11 \text{ cm}$ wird der Einfluß der Grenzfläche für alle Versuchsaufbauten auf die Dosis richtig vorhergesagt.

Die Wirkung der Grenzfläche auf die Streuzentren rund um den Meßort herum müßte mathematisch ebenfalls durch Spiegelquellen berücksichtigt werden. Da die Ortsvektoren zu den multiplen Streuzentren unbekannt sind und damit ebenso die Ortsvektoren zu den Spiegelquellen, wird eine Näherungslösung durch die Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ erreicht.

Ein Vergleich zwischen den gemessenen und berechneten Dosisverteilungen zeigt die größten Abweichungen in den Versuchsaufbauten **Quelle unterhalb Detektor** und **Quelle neben Detektor** unabhängig vom Quelle-Detektor-Abstand in der geringsten Meßtiefe. Derartige Abweichungen treten dagegen zwischen den Ergebnissen des neuen Modells im Vergleich mit den Ergebnissen des MC-Programms EGS-Ray nicht auf. Für die Meßwerte in den geringen Wassertiefen der experimentellen Dosiermittlung werden folgende Fehlermöglichkeiten in den Versuchsaufbauten beider Phantome diskutiert:

- Die Genauigkeit des Abstandes zwischen Quelle und Detektor im Wasserphantom: Da der Quelle-Detektor-Aufbau während des gesamten Meßdurchgangs konstant gehalten wird, tritt ein solcher Fehler in einer Meßtiefe von 1 cm nicht stärker in Erscheinung als in der Tiefe des Phantoms. Hierin begründen sich die auftretenden Abweichungen zwischen Berechnung und Messung nicht.
- Die Größe des Meßvolumens der Ionisationskammer: der Dosisgradient der ^{192}Ir -Quelle ist in Quellennähe so groß, daß das Strahlenfeld im Meßvolumen mit einer Größe von $0,3 \text{ cm}^3$ nicht mehr konstant ist. Am Eintrittsort in das Meßvolumen der Kammer wird auf Grund der unterschiedlichen Strahlenintensität ein anderer Elektronenfluß ausgelöst als auf der Strahlaustrittsseite. Das Resultat daraus ist, daß der angezeigte Dosiswert nicht eindeutig einem Raumpunkt zugeordnet werden kann, da die Ortsauflösung ungenau wird. Die Abweichungen der Daten zwischen Berechnungen und Messungen lassen sich in diesem Fall jedoch hiermit nicht erklären: erstens ist der Dosisgradient der Quelle in der Tiefe des Phantoms derselbe wie an der Oberfläche, und zweitens ist der minimale Quelle-Detektor Abstand von 2,5 cm im Wasserphantom bzw. 2 cm im Plexiglasphantom so groß, daß hiermit keine Verschiebung des effektiven Meßortes in der Kammer auf Grund des Dosisgradienten ausgelöst wird.

- Die Gültigkeit der geforderten Meßbedingung des Sekundärelektronengleichgewichtes im Wasserphantom: Dieses muß für die Messung der Dosis einer ^{192}Ir -Quelle mit einer Ionisationskammer eingehalten werden. D.h. in das Meßvolumen der Kammer müssen gleich viele durch die Strahlung ausgelöste Sekundärelektronen hinein wie hinaustreten. Die Dosis wird in diesem Fall ausschließlich von den Photonen bestimmt, die ihre Energie direkt in der Meßkammer zurücklassen. Bei zu wenig Rückstreumedium in der Umgebung der Kammer kann diese Bedingung nicht erfüllt werden, so daß ein systematischer Fehler die Folge ist. Die experimentell ermittelten Dosiswerte, die sehr nahe an der Oberfläche aufgenommen werden, sind mit einem größeren Fehler behaftet als alle anderen.
- Der Wasserstand im Wasserphantom: Weicht der Wasserstand im Phantom vom Sollwert ab, wird der gemessene Dosiswert einer falschen Meßtiefe d im Wasserphantom zugeordnet. Fehler, die den Ort der Dosismessung betreffen, kommen an der Oberfläche stärker zum Tragen als in der Phantomtiefe.
- Unsicherheit der Positionierung der Kanüle im Dummy des Plexiglasphantoms: Dieses beeinflusst den Quelle-Detektor-Abstand und bewirkt einen konstanten Fehler in den Versuchsaufbauten **Quelle oberhalb Detektor** und **Quelle unterhalb Detektor**. Im Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor** wird der in Plexiglas eingeklebte Quellenapplikator für jede neue Quelle-Detektor-Distanz in eine andere Bohrung der Plexiglasplatte geschoben. Während eines Meßdurchgangs bleibt dieser Fehler unverändert und wirkt sich somit für alle Meßtiefen dieses Meßdurchgangs gleich aus. Es ergibt sich also für jede Quelle-Detektor-Distanz in diesem Versuchsaufbau eine neue Ortsunsicherheit.
- Exakte Abmessungen der Plexiglasplatten: Eine falsche Plattendicke führt zu einer falschen Zuordnung des Ortes des gemessenen Dosiswertes im Plexiglasphantom. Diese Fehleinstellung wirkt sich für oberflächennahe Meßorte stärker aus als für Meßorte in der Phantomtiefe.

Offensichtlich besitzen die Meßwerte nahe der Oberfläche der Phantome einen größeren Meßfehler als an den anderen Meßorten, wodurch stets die größte Differenz zwischen der Messung und der Rechnung in der geringsten Meßtiefe beobachtet wird.

An Orten, wo keine Dosismesswerte vorliegen, wird das hier vorgestellte Modell mit dem Monte Carlo Programm EGS-Ray verifiziert. Als Testlauf wird mit diesem Programm der gleiche Dosisverlauf berechnet, der experimentell in dem Versuchs-

aufbau **Quelle neben Detektor** im Quelle-Detektor-Abstand von 5 cm im Wasserphantom gemessen wird. Die geringen Abweichungen der berechneten und gemessenen Dosiswerte zeigen, daß das Monte Carlo Programm EGS-Ray zur Verifikation des neuen Rechenmodells geeignet ist.

In den simulierten Beispielen wird der Dosisverlauf für die in 2 cm Wassertiefe ruhende Strahlenquelle senkrecht von der Oberfläche nach unten in die Tiefe für die unterschiedlichen minimalen Quellenabstände von 6 cm, 10 cm und 13,8 cm betrachtet. Hierbei ändern sich $|\vec{r}|$ zwischen 6 cm und 20,4 cm, $|\vec{r}'|$ zwischen 6,7 cm und 23,5 cm und γ zwischen $80,5^\circ$ und 158° . Es zeigt sich, daß das Maximum des Dosisverlaufes mit zunehmendem seitlichem Abstand zur Quelle in die Tiefe wandert.

Diesem physikalischen Effekt wird in dem neuen Rechenmodell die Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ gerecht. Bei dem oben beschriebenen Rechenbeispiel besteht der große Unterschied zu den gemessenen Dosisverläufen darin, daß jetzt nicht der Abfall der Dosis bei Annäherung der Quelle an die Grenzfläche berechnet wird, sondern die Dosisverteilung einer in 2 cm Wassertiefe ruhenden Strahlenquelle. In diesem Fall enthält die Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ mit dem Verhältnis r^2/d im Exponenten kein konstantes \vec{r} mehr. Alle drei Parameter, \vec{r} , d und γ , sind variabel.

Bei steigendem seitlichen Mindestabstand wächst der Einfluß der Oberfläche auf die Dosisverteilung, was einen zunehmenden Verlust an Streustrahlung bedeutet. Der Einfluß der Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ nimmt zu. Eine Grenzwertbetrachtung der Funktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$, wobei \vec{r} gegen ∞ geht, zeigt, daß bei konstanter Meßtiefe d die Streustrahlenverlustfunktion $h(\vec{r}, d, \gamma)$ gegen $\frac{1}{2}$ strebt. Ein zunehmender seitlicher Abstand läßt das Maximum der Dosisverteilung nicht mehr im geringsten Abstand zur Quelle erscheinen, wie es der AAPM-TG43 Formalismus berechnet. Es wird in größere Wassertiefen verschoben. Das Wandern des Dosismaximums in die Phantomtiefe wird der Streustrahlenverlustfunktion zugeschrieben.

Das neue Rechenmodell erweist sich als korrekter Formalismus, um die Dosisverläufe für verschiedene Problemstellungen zu ermitteln. Dies wird sowohl von den Monte Carlo Daten als auch von den experimentellen Ergebnissen bewiesen.

Die jeweils benötigten Rechenzeiten betragen für einen Dosiswert mit dem neuen Modell wenige Millisekunden und mit dem Monte Carlo Programm EGS-Ray auf einem Personal Computer (AMD Athlon 800MHz) drei Wochen, um ein Signal zu

Rausch Verhältnis größer eins zu erreichen.

Ein Vergleich der Daten des neuen Rechenmodells und der Dosiswerte des AAPM-TG43 Formalismus zeigt den Fehler in der Dosisberechnung, wenn die Grenzfläche eines Körpers nicht berücksichtigt wird. Bei Wassertiefen, die größer sind als 7 cm, ist der Fehler in der Berechnung der Dosis gering.

Jedoch in den Fällen, in denen oberflächennah bestrahlt werden soll, z.B. bei der Spickung der Haut, wo eine Kanüle als Applikator dient, tritt eine Fehlberechnung durch den AAPM-TG43 Formalismus in Form einer Überschätzung der Dosis auf. Die Größe des Fehlers wird in den Abbildungen 4.4, 4.5 und 4.6 verdeutlicht: in der gleichen Wassertiefe von 2 cm wie die Quelle und einem seitlichen Abstand von 6 cm beträgt die Fehleinschätzung des Dosiswertes 6%, bei einem seitlichen Abstand von 10 cm wird die Dosis um 11% zu hoch eingeschätzt und bei einem seitlichen Abstand von 13,8 cm 16%.

Mit dem in dieser Arbeit vorgestellten Rechenmodell, den Dosisverlust einer radioaktiven Punktquelle in der Nähe der Grenzfläche eines Phantoms zu erfassen, kann z.B. in der Bestrahlungsplanung der Brachytherapie eine problemlose und schnelle Berechnung der Dosis auch an Orten an die Lufträume im Körper angrenzen, korrekt berechnet werden. Dieses ist angebracht z. B. bei der Bestrahlung eines Patienten in der Nähe der Lunge, des Darms oder bei der Spickung von oberflächennahen Tumoren.

Mit dem neuen Rechenmodell stehen Dosisverteilungen einer ^{192}Ir -Brachytherapiequelle an klinisch relevanten Orten schnell zur Verfügung, so daß hiermit auch im Routinebetrieb der Bestrahlungsplanung gearbeitet werden kann.

6 Anhang

Im Anhang sind die Tabellen mit den Meßwerten des Kapitels 2, Experimenteller Teil, und die Tabellen mit den Abweichungen zwischen dem neuen Rechenmodell aus Kapitel 3, Theoretischer Teil, und den Meßwerten zusammengestellt.

Die an verschiedenen Tagen aufgenommenen Meßreihen, sollen nicht zueinander in Bezug gesetzt werden. Die Meßwerte innerhalb eines Meßdurchgangs, entsprechend einer Spalte, zeigen den Dosisabfall durch die Nähe der Phantomoberfläche.

Die Tabellen 2.1 bis 2.8 zeigen die Mittelwerte der Messungen im Wasserphantom und die Tabellen 2.9 bis 2.18 die Mittelwerte der Messungen im Plexiglasphantom.

Meßtiefe	Quelle-Detektor-Abstand 2,5 cm		Quelle-Detektor-Abstand 5 cm	
	MW	SD	MW	SD
1 cm	3408,4	1,02	8513,8	2,64
2 cm	3440,2	0,60	8681,5	3,83
3 cm	3458,4	0,49	8780,2	4,71
5 cm	3475,5	0,67	8891,2	4,33
7,5 cm			8955,0	4,98
10 cm	3493,3	1,00	8987,1	3,91
15 cm	3498,0	0,63		
17,5 cm			9020,6	5,16
22,5 cm			9031,7	4,82
24 cm	3494,8	1,08		

Tab. 2.1 Meßwerte im Wasserphantom für den Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor**. Für die Quelle-Detektor-Abstände 2,5 cm und 5 cm sind jeweils die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	Quelle-Detektor-Abstand 7,5 cm		Quelle-Detektor-Abstand 10 cm	
	MW	SD	MD	SD
1 cm	3701,8	2,40	1988,9	2,07
2 cm	3807,3	2,05	2059,7	2,57
3 cm	3872,5	1,80	2104,6	1,02
5 cm	3948,2	2,04	2160,4	1,80
7,5 cm	3997,1	3,99	2193,5	1,12
10 cm	4018,1	2,12	2210,7	2,90
15 cm	4037,1	3,36	2225,2	2,56
20 cm			2229,4	2,65
21 cm	4040,3	1,68		

Tab. 2.2 Meßwerte im Wasserphantom für den Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor**. Für die Quelle-Detektor-Abstände 7,5 cm und 10 cm sind jeweils die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	MW	SD
3,5 cm	3393,2	0,75
4,5 cm	3422,4	1,11
5,5 cm	3437,1	1,04
7,5 cm	3452,6	1,11
12,5 cm	3465,2	0,75
17,5 cm	3468,2	0,60
23,5 cm	3470,5	0,81

Tab. 2.3 Meßwerte im Wasserphantom für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor**. Für den Quelle-Detektor-Abstand 2,5 cm sind die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der jeweils zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	MW	SD
5 cm	8199,5	3,80
6 cm	8338,0	2,00
8 cm	8419,4	3,38
10 cm	8508,4	4,84
12 cm	8565,4	2,65
15 cm	8591,2	4,09
20 cm	8608,8	4,53
22,5 cm	8610,6	4,57

Tab. 2.4 Meßwerte im Wasserphantom für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor**. Für den Quelle-Detektor-Abstand 5 cm sind die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der jeweils zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	MW	SD
8,5 cm	3635,2	3,52
9,5 cm	3716,2	2,40
10,5 cm	3769,0	2,57
12,5 cm	3827,7	1,55
15 cm	3866,1	3,27
17,5 cm	3884,4	2,15
21 cm	3897,0	1,79

Tab. 2.5 Meßwerte im Wasserphantom für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor**. Für den Quelle-Detektor-Abstand 7,5 cm sind die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der jeweils zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	MW	SD
11 cm	1971,0	2,37
12 cm	2024,6	1,74
13 cm	2058,9	2,43
15 cm	2100,4	1,56
17,5 cm	2126,2	1,72
20 cm	2138,2	1,99
25 cm	2149,0	1,55
30 cm	2152,5	1,86

Tab. 2.6 Meßwerte im Wasserphantom für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor**. Für den Quelle-Detektor-Abstand 10 cm sind die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der jeweils zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	Quelle-Detektor-Abstand 2,5 cm		Quelle-Detektor-Abstand 5 cm	
	MW	SD	MD	SD
1 cm	3458,9	0,83	8325,6	5,90
2 cm	3522,1	0,83	8720,5	3,67
3 cm	3551,3	1,35	8921,2	4,21
5 cm	3577,3	0,64	9132,5	5,92
7,5 cm	0,0	0,00	9252,0	2,61
10 cm	3597,7	0,90	9304,7	4,41
15 cm	3601,4	0,66	9341,2	3,68
20 cm	3603,4	0,80	9353,8	5,04
25 cm	3603,6	0,80	9349,1	3,81

Tab. 2.7 Meßwerte im Wasserphantom für den Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor**. Für die Quelle-Detektor-Abstände 2,5 cm und 5 cm sind jeweils die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	Quelle-Detektor-Abstand 7,5 cm		Quelle-Detektor-Abstand 10 cm	
	MW	SD	MW	SD
1 cm	3324,9	2,34	1679,8	1,89
2 cm	3584,2	2,04	1848,2	1,17
3 cm	3729,2	3,87	1952,2	2,09
5 cm	3891,2	2,14	2074,6	1,50
7,5 cm	3986,2	3,12	2152,1	2,02
10 cm	4036,3	4,27	2191,0	3,16
15 cm	4071,4	2,46	2222,5	2,20
20 cm	4083,0	2,37	2232,8	1,66
25 cm	4085,2	2,09	2235,1	2,02

Tab. 2.8 Meßwerte im Wasserphantom für den Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor**. Für die Quelle-Detektor-Abstände 7,5 cm und 10 cm sind jeweils die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	2 cm	3 cm	5 cm
1,3 cm	161,2	74,1	27,4
2 cm	162,6	75,0	27,9
5 cm	164,4	76,1	28,6
6 cm		76,6	28,9
7 cm	164,9		
12 cm		76,9	29,2
13 cm	165,3		
20 cm		77,0	29,3
21 cm	165,3	0,0	0,0

Tab. 2.9 Meßwerte im Plexiglasphantom für den Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor** für die Quelle-Detektor-Abstände 2 cm, 3 cm und 5 cm.

Meßtiefe	Quelle-Detektor-Abstand 3,6 cm		Quelle-Detektor-Abstand 5,6 cm	
	MW	SD	MW	SD
0,7 cm			17860,6	12,32
1,7 cm			18437,9	14,09
2,7 cm			18784,6	11,22
4,7 cm			19145,0	13,11
6,7 cm	4727,9	5,1	19320,1	11,41
9,7 cm	4743,6	3,3	19441,9	9,55
19,7 cm	4753,9	2,8	19521,5	8,94

Tab. 2.10 Meßwerte im Plexiglasphantom für den Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor**. Für die Quelle-Detektor-Abstände 3,6 cm und 5,6 cm sind jeweils die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	Quelle-Detektor-Abstand 7,6 cm		Quelle-Detektor-Abstand 10,6 cm	
	MW	SD	MW	SD
0,7 cm	9393,3	6,3	4485,2	4,79
1,7 cm	9782,8	4,5	4721,8	4,19
2,7 cm	10023,7	8,2	4870,3	3,26
4,7 cm	10291,7	4,2	5045,5	3,85
6,7 cm	10421,9	5,6	5133,7	3,74
9,7 cm	10513,5	5,7	5197,7	1,42
19,7 cm	10573,3	8,4	5243,3	3,49

Tab. 2.11 Meßwerte im Plexiglasphantom für den Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor**. Für die Quelle-Detektor-Abstände 7,6 cm und 10,6 cm sind jeweils die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	MW	SD
2,7 cm	147,3	0,52
3,7 cm	148,9	0,57
4,7 cm	149,8	0,51
6,7 cm	150,8	0,45
8,7 cm	151,6	0,41
11,7 cm	151,8	0,42
21,7 cm	152,0	0,52

Tab. 2.12 Meßwerte im Plexiglasphantom für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor**. Für den Quelle-Detektor-Abstand 2 cm sind die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der jeweils zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	MW	SD
4,3 cm	45,1	0,04
5,3 cm	46,0	0,08
6,3 cm	46,4	0,10
8,3 cm	46,9	0,07
10,3 cm	47,2	0,05
13,3 cm	47,4	0,06
23,3 cm	47,6	0,06

Tab. 2.13 Meßwerte im Plexiglasphantom für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor**. Für den Quelle-Detektor-Abstand 3,6 cm sind die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der jeweils zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	MW	SD
5,7 cm	24,8	0,01
6,7 cm	25,4	0,01
7,7 cm	25,7	0,01
9,7 cm	26,1	0,02
11,7 cm	26,3	0,01
14,7 cm	26,5	0,02
24,7 cm	26,6	0,01

Tab 2.14 Meßwerte im Plexiglasphantom für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor**. Für den Quelle-Detektor-Abstand 5 cm sind die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der jeweils zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	MW	SD
8,3 cm	9561,7	7,99
9,3 cm	9875,7	7,09
10,3 cm	10064,0	6,16
12,3 cm	10280,6	7,18
14,3 cm	10388,5	5,87
17,3 cm	10466,0	6,88
27,3 cm	10516,4	6,00

Tab. 2.15 Meßwerte im Plexiglasphantom für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor**. Für den Quelle-Detektor-Abstand 7,6 cm sind die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der jeweils zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	MW	SD
11,3 cm	4633,5	4,58
12,3 cm	4810,2	3,94
13,3 cm	4924,4	4,58
15,3 cm	5057,2	2,66
20,3 cm	5175,5	36,15
30,3 cm	5199,2	4,61

Tab. 2.16 Meßwerte im Plexiglasphantom für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor**. Für den Quelle-Detektor-Abstand 10,6 cm sind die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der jeweils zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	Quelle-Detektor-Abstand 2 cm		Quelle-Detektor-Abstand 3 cm	
	MW	SD	MW	SD
0,7 cm	11738,0	24,40	5334,3	4,03
1,7 cm	12042,8	15,66	5566,2	3,87
2,7 cm	12170,7	15,45	5660,7	4,10
4,7 cm	12251,8	21,47	5740,1	3,56
7,7 cm	12296,8	17,82	5782,2	4,87
11,7 cm	12314,8	18,49	5804,2	3,57
17,7 cm	12321,8	18,03	5808,6	3,23

Tab. 2.17 Meßwerte im Plexiglasphantom für den Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor**. Für die Quelle-Detektor-Abstände 2 cm und 3 cm sind jeweils die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der zehn Einzelmessungen angegeben.

Meßtiefe	Quelle-Detektor-Abstand 5 cm		Quelle-Detektor-Abstand 7 cm	
	MW	SD	MW	SD
0,7 cm	1820,2	0,98	824,1	0,70
1,7 cm	1969,5	0,81	923,8	0,75
2,7 cm	2039,0	0,63	973,1	0,70
4,7 cm	2105,9	1,14	1026,1	0,83
7,7 cm	2146,0	1,26	1060,7	0,64
11,7 cm	2164,5	1,20	1077,1	0,70
17,7 cm	2170,3	1,27	1083,4	0,66

Tab. 2.18 Meßwerte im Plexiglasphantom für den Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor**. Für die Quelle-Detektor-Abstände 5 cm und 7 cm sind jeweils die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der zehn Einzelmessungen angegeben.

Die maximalen und mittleren Abweichungen zwischen den berechneten und gemessenen Dosiswerten sind in den folgenden Tabellen gezeigt. Für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor** sind die Differenzen in den Tabellen 3.1 und 3.2 zusammengestellt. In den Tabellen 3.3 und 3.4 sind die Abweichungen für **Quelle unterhalb Detektor** und in den Tabellen 3.5 und 3.6 für **Quelle neben Detektor** aufgelistet.

Quelle oberhalb Detektor

r	maximale Abweichung	mittlere Abweichung [%]
2,5 cm	0,90%	0,18%
5,0 cm	0,20%	0,10%
7,5 cm	0,50%	0,22%
10,0 cm	1,30%	0,39%

Tab. 3.1 Abweichungen zwischen den berechneten und gemessenen Dosiswerten im Wasserphantom für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor**.

r	maximale Abweichung	mittlere Abweichung [%]
2,0 cm	0,57%	0,25%
3,6 cm	0,40%	0,23%
5,0 cm	0,34%	0,17%
7,6 cm	0,50%	0,22%
10,6 cm	1,20%	0,46%

Tab. 3.2 Abweichungen zwischen den berechneten und gemessenen Dosiswerten im Plexiglasphantom für den Versuchsaufbau **Quelle oberhalb Detektor**.

Quelle unterhalb Detektor

r	maximale Abweichung	mittlere Abweichung [%]
2,5 cm	1,31% (0,22%)	0,31% (0,10%)
5,0 cm	1,74% (0,3%)	0,36% (0,13%)
7,5 cm	2,75% (0,78%)	0,70% (0,35%)
10,0 cm	4,07% (1,14%)	0,94% (0,42%)

Tab. 3.3 Abweichungen zwischen den berechneten und gemessenen Dosiswerten im Wasserphantom für den Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor**; die Werte in Klammern entsprechen den Abweichungen ohne Berücksichtigung der Meßwerte in 1 cm Tiefe.

r	maximale Abweichung	mittlere Abweichung [%]
2 cm	0,30%	0,14%
3,0 cm	0,29%	0,15%
3,6 cm	0,05%	0,03%
5,0 cm	0,31%	0,19%
5,6 cm	0,16%	0,14%
7,6 cm	0,33%	0,16%
10,6 cm	0,78%	0,33%

Tab. 3.4 Abweichungen zwischen den berechneten und gemessenen Dosiswerten im Plexiglasphantom für den Versuchsaufbau **Quelle unterhalb Detektor**.

Quelle neben Detektor

r	maximale Abweichung	mittlere Abweichung [%]
2,5 cm	2,01% (0,52%)	0,46% (0,20%)
5 cm	1,48% (0,67%)	0,38% (0,25%)
7,5 cm	1,22% (1,02%)	0,62% (0,53%)
10,0 cm	2,60% (2,26%)	0,99% (0,76%)

Tab. 3.5 Abweichungen zwischen den berechneten und gemessenen Dosiswerten im Wasserphantom für den Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor**; die Werte in Klammern entsprechen den Abweichungen ohne Berücksichtigung der Meßwerte in 1cm Tiefe.

r	maximale Abweichung	mittlere Abweichung [%]
2 cm	2,49% (0,51%)	0,65% (0,28%)
3 cm	2,47% (0,71%)	0,67% (0,31%)
5 cm	1,08% (1,08%)	0,59% (0,63%)
7 cm	3,29% (2,12%)	1,60% (1,27%)

Tab. 3.6 Abweichungen zwischen den berechneten und gemessenen Dosiswerten im Plexiglasphantom für den Versuchsaufbau **Quelle neben Detektor**; die Werte in Klammern entsprechen den Abweichungen ohne Berücksichtigung der Meßwerte in 0,7cm Tiefe.

7 Literatur

1. DGMP-Bericht: Praktische Dosimetrie in der HDR-Brachytherapie, Nr.: 13 (1999).
2. J. Fischer: Elektrodynamik. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1976.
3. S. Flügge: Rechenmethoden der Elektrodynamik. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, London Paris, Tokyo (1986).
4. W. Greiner: Theoretische Physik, Band 3. Verlag Harri Deutsch, Thun u. Frankfurt am Main, (1982).
5. F. Hund: Theoretische Physik, Zweiter Band. B.G. Teubner Verlagsgesellschaft, Stuttgart, (1963).
6. P. Karaiskos, A. Angelopoulos, L. Sakelliou, P. Sandilos, C. Antypas, L. Vlachos and E. Koutsouveli: Monte Carlo and TLD dosimetry of an ^{192}Ir high dose-rate brachytherapy source. *Med. Phys.* 25, 1975-1984 (1998).
7. P. Karaiskos, L. Sakelliou, P. Sandilos, L. Vlachas: Limitation of the point and line source approximation for the determination of geometry factors around brachytherapy sources. *Med. Phys.* 27, 124-128 (2000).
8. H. J. van Kleffens and W. M. Star: Application of stereo X-ray photogrammetry. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 5, 557-563 (1979).
9. C. Kleinschmidt: EGS-Ray: Ein Windows-Programm zur schnellen Modellierung komplexer Geometrien in EGS-4. *Medizinische Physik 99*, edited by H. Gfirtner (Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik, Passau (1999), pp. 159-160.
10. R.O. Kornelson and M.E.J. Young: Brachytherapy build up factors. *Br. J. Radiol.* 54 (1981).
11. Krieger / Petzhold: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz, Band 2. B.G. Teubner Stuttgart, (1989).
12. G. Lehner: Elektromagnetische Feldtheorie. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong Kong, Barcelona, Budapest, (1994).
13. Mayer-Kuckuck: Kernphysik. Teubner Studienbücher Physik, (1986).
14. E. Martensen: Analysis III. Bibliographisches Institut Mannheim / Wien / Berlin, B.I.-Wissenschaftsverlag, (1986).
15. L.L. Meisberger, R.J. Keller and R.J. Shalek: The effective attenuation of the gamma rays of gold-198, Iridium-192, Caesium-137, Radium-226 and Cobalt-60. *Radiology* 90, 953-957 (1968).

16. C. Melchert, P. Kohr: Der Einfluß der Phantomgröße auf die Dosisverteilung einer ^{192}Ir -Quelle. Medizinische Physik 97, Hrsg. R. Schmidt, Hamburg, 135-136 (1997)
17. C. Melchert, R. Schmidt: Ein neuer Ansatz zur Berechnung der Dosisverteilung einer Brachytherapiequelle in der Nähe von Körperoberflächen. Medizinische Physik 2000, Hrsg. P. Kneschaurek, München, 213-214 (2000)
18. C. Melchert, R. Schmidt: Analytisches Rechenmodell versus Monte Carlo Simulation – Ein Vergleich zweier Rechenmodelle zur Ermittlung des Dosisverlaufes einer ^{192}Ir -Brachytherapiequelle. Medizinische Physik 2001, Hrsg. K. Welker und K. Zink, Berlin, 145-146 (2001)
19. K. Meyberg, P. Vachenaer: Höhere Mathematik 2. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong Kong, Barcelona, Budapest, (1991).
20. R. Nath, A. Meigooni and J. Meli: Dosimetry on transverse axes of ^{125}Ir and ^{192}Ir interstitial brachytherapy sources. Med. Phys. 17, 1032-1040 (1990).
21. R. Nath, L.L. Anderson, G. Luxton, K.A. Weaver, J.F. Williamson and A.S. Meigooni: Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendation of the AAPM Radiation therapy Committee Task Group No. 43. Med. Phys. 22 209-234 (1995).
22. W.R. Nelson and D.W.O. Rogers: Structure and operation of EGS-4 code system. Monte Carlo Transport of Electrons and Photons, edited by T.M. Jankins, W.R. Nelson and A.Rindi (Plenum, New York, 1985).
23. Park and P.R. Almond: Evaluation of the buildup effect of an ^{192}Ir high dose-rate brachytherapy source. Med. Phys. 19, 1293-1297 (1992).
24. L. Sakellariou, K. Sarigiannis, A. Angelopoulos, A. Perris and G. Zarris: Dose rate distribution around ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{198}Au , ^{192}Ir , ^{241}Am , ^{125}I , Brachytherapy sources and nuclide ^{99}Tm ,“ Phys. Med. Biol. 37, 1872-1872 (1992).
25. E.W. Schpolski: Atomphysik I, 14. Auflage. VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften, Berlin (1976)
26. C. Thomason: Radial dose distribution from ^{192}Ir seeds at distances far from the source. Med. Phys. 19, 199-201 (1992).
27. H. Thurmann, A. Heß: Festkörperphantom zur Bestimmung der Dosisverteilung im Nahbereich einer ^{192}Ir -Quelle. Z. Med. Phys. 1, 139-141 (1991).

-
28. U.B. Tripathi and A. Shanta: A general formula for computation of tissue-air ratio for radionuclides commonly used in brachytherapy. *Med. Phys.* 12, 88-89 (1985).
 29. J. L. M. Venselaar, P. H. van der Giessen, W. J. F. Dries: Measurement and calculation of the dose at large distances from brachytherapy sources: Cs-137, Ir-192, and Co-60. *Med. Phys.* 23 (4), April 1996.
 30. Vogt/Schulz: Grundzüge des praktischen Strahlenschutzes, 2. Auflage. Carl Hauser Verlag, München, Wien, 1992.

Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. R. Schmidt (Klinik für Radiologie, Universitätsklinikum Eppendorf, Universität Hamburg) und Herrn Professor Dr. K. Wick (Institut für Experimentalphysik, DESY, Universität Hamburg) für die engagierte Betreuung meiner Arbeit und ihren wissenschaftlichen Rat bei der Bewältigung der auftretenden Probleme.

Herrn Dr. P. Kohr (Klinik für Strahlentherapie (Radioonkologie), Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel, Christian-Albrechts-Universität zu Kiel) danke ich für seine nimmermüde Bereitschaft, mir bei den technischen Problemen während der Experimente mit Rat und Tat zur Seite zu stehen.

Ganz besonders möchte ich mich bei meinem Mann Uwe und meinen Söhnen Marik und Till für ihre Geduld bedanken, die sie mit mir hatten.