technische universität dortmund

MARIEN HOSPITAL HERNE
UKRUB UNIVERSITÄTSKLINIKUM DER RUHR-UNIVERSITÄT BOCHUM

MEDICLIN ROBERT JANKER KLINIK

Arbeit zur Erlangung des akademischen Grades
Master of Science

Thermolumineszenzdosimetrie und Monte-Carlo-Simulationen der Dosisverteilungen bei Prostataspickungen

Karolin Werner
geboren in Castrop-Rauxel

März 2020

Lehrstuhl für Experimentelle Physik IV
Fakultät Physik
Technische Universität Dortmund

Erstgutachter:	Prof. Dr. Kevin Kröninger
Zweitgutachter:	Prof. Dr. Bernhard Spaan
Abgabedatum:	30. März 2020

Kurzfassung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wird eine Methode erforscht, mit der die Dosis bei Prostataspickungen gemessen werden kann. Dafür erfolgen Messungen mit Thermolumineszenzdetektoren (TLDs). Vor der Verwendung werden sie mit einer Ir-192-Quelle kalibriert. Es wird mit unterschiedlichen, durch das Bestrahlungsprogramm BrachyVision (BV) [1] bekannten, Dosen bestrahlt. Zusätzlich zu der Messung wird die Kalibrierung mit Monte-Carlo-Simulationen durchgeführt. Mithilfe von Simulation und den Messwerten werden Kalibrierkurven für jeden TLD erstellt. Damit kann die Dosis für nachfolgende Messungen bestimmt werden. Danach wird die Methode an einem Prostata-Phantom und an einem Patienten durchgeführt. Zusätzlich werden diese Messungen mit Monte-Carlo-Simulationen überprüft. Die simulierte Dosis der Kalibrierung liegt knapp unter der berechneten Dosis des Bestrahlungsprogramms. Die Dosisberechnung erfolgt in einer Wasserumgebung. Die Simulation wird mit den realen Materialien wiederholt. Es resultiert eine weit geringere Dosis, mit der dann kalibriert wird. Bei der Phantom-Messung stimmen die Dosisverläufe von BV, Messung und Simulation überein, allerdings in unterschiedlichen Dosisbereichen. Dies kann durch ungenaue Positionierungen der Nadeln in der Simulation erklärt werden. In der Patienten-Messung unterscheiden sich die drei Dosisverläufe deutlich. Das kann dem komplexeren Aufbau, der ungenauen Nadelpositionierung und weiterführenden physikalischen Effekten geschuldet sein. Allgemein kann das Verfahren für die Dosisbestimmung verwendet werden. Allerdings sollten die Nadelpositionen und komplexeren Aufbauten genauer untersucht werden, wofür weitere Forschungsarbeiten notwendig sind.

Abstract

This master thesis explores a method to measure the dose of HDR brachytherapy. For that matter the measurements are carried out by thermoluminescence detectors (TLDs). Before use they have to be calibrated by an Ir-192-source. It is irradiated with different doses known by the radiation program BrachyVision (BV) [1]. In addition to the measurement the calibration is conducted by Monte-Carlo-Simulations. The simulations and measurements deliver values to create calibration curves for each TLD. These curves are used to declare the doses for following measurements. In the next step this method can be used on a prostate phantom and a patient. Furthermore, these measurements are controlled by Monte-Carlo-Simulations. The simulated dose of the calibration is slightly under the calculated dose of the radiation program. The dose calculation needs to be in a water environment and the simulation is repeated using real materials. The resulting dose is significantly lower and serves as base for the calibration. In the phantom measurement the dose curves of BV, measurement and simulation are similar but are located in different dose areas. Inexact needle positionings in the simulation explain that difference. The measurement at the patient shows obvious differences of the curves. Possible reasons are the complex setup, inexact needle positionings and further physical effects. In general, this method can be used to determine the necessary dose. But needle positions and more complex setups should be looked at closer. This requires further research.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung **1**

2 Physikalische und medizinische Grundlagen **3**
2.1 Strahlenphysik . . . 3
2.2 Radioaktive Umwandlung . . . 4
2.3 Wechselwirkung von Strahlung mit Materie . . . 5
2.4 Thermolumineszenzdosimetrie . . . 7
2.5 Afterloading in der Brachytherapie . . . 10

3 Methoden der Bestrahlungsplanung **15**
3.1 Monte-Carlo-Simulation mit *Geant4* . . . 15
3.2 Bestrahlungsplanung mit *BrachyVision* . . . 17
3.3 Vorgehensweise bei einer Prostataspickung . . . 18

4 Aufbauten der verschiedenen Messungen **21**
4.1 Messaufbau bei der Kalibrierung . . . 21
4.2 Aufbau der Phantom-Messung . . . 23
4.3 Aufbau der Patienten-Messung . . . 24

5 Monte-Carlo-Simulationen und Messungen im Vergleich zur Bestrahlungsplanung **27**
5.1 Verifikation des Simulationsaufbaus . . . 27
5.2 Kalibrierung der Thermolumineszenzdetektoren . . . 36
5.3 Phantom-Messung . . . 44
5.4 Patienten-Messung . . . 55

6 Zusammenfassung und Ausblick **63**

A Anhang **67**

Literaturverzeichnis **83**

1 Einleitung

Im Jahr 2016 wurde in Deutschland bei etwa 258.500 Männern erstmalig eine Krebserkrankung diagnostiziert. Davon betrafen, laut Daten des Robert-Koch-Instituts [2], ca. 58.800 die Prostata. Das Prostatakarzinom zählt, neben Lungen- und Darmkrebs, mit rund 25 % zu einer der häufigsten diagnostizierten Krebserkrankungen des Mannes. Die altersstandardisierte Erkrankungsrate ist nach einem Anstieg über fast zwei Jahrzehnte seit 2003 weitestgehend konstant geblieben und verlief zwischen 2011 und 2016 sogar deutlich rückläufig. Im Gegensatz zur Erkrankungsrate hat sich die altersstandardisierte Sterberate bis 2007 kontinuierlich verringert und verläuft seitdem annähernd stabil. Hervorzuheben ist, dass vor allem Männer ab dem 50. Lebensjahr stärker gefährdet sind, an einem Prostatakarzinom zu erkranken. Das Risiko für einen 75-jährigen Mann liegt bei 5 %, bei einem 35-Jährigen unter 0,1 %. Eine frühzeitige Diagnose dieser Tumore, kann die Heilungschancen erheblich erhöhen. Ein weiterer Risikofaktor sind Prostataerkrankungen im familiären Umfeld.
Damit eine Erkrankung der Prostata frühzeitig erkannt wird, gibt es in Deutschland ein gesetzliches Früherkennungsprogramm. Es gilt für Männer ab 45 Jahren und beinhaltet die Frage nach Beschwerden oder anderen gesundheitlichen Veränderungen, die Untersuchung der äußeren Geschlechtsorgane sowie die Tastuntersuchung der Prostata und der Lymphknoten. Außerdem ist ein Prostataspezifischer-Antigen-Test (PSA-Test) im Blut möglich, der nicht Bestandteil dieser Krebsvorsorge ist, da die Aussagekraft dieses Tests nicht zweifelsfrei belegt werden kann [2]. So besagt eine Studie, dass jeder achte Mann ein falsch-positives Ergebnis erhält [3]. Der PSA-Test kann bei erhöhten Werten als Tumormarker verwendet werden. Bei einem auffälligen PSA-Wert, sollte dieser durch eine zweite Messung bestätigt werden. Ist der PSA-Wert im Normalbereich ($< 4\,\mathrm{ng/ml}$), so wird eine Kontrolle spätestens in einem Jahr empfohlen. Liegt er deutlich darunter ($< 2\,\mathrm{ng/ml}$) ist eine Kontrolle nach zwei Jahren ausreichend [4].
Die Prostata ist unterhalb der Harnblase lokalisiert. Sie wird von der Harnröhre durchzogen und produziert ein Sekret, das bei der Ejakulation in die Harnröhre abgegeben wird und sich dort mit den Spermien vermischt. An der Rückseite der Prostata grenzt das Rektum, wodurch sie bei der Krebsvorsorge über den Enddarm mit den Fingern ertastet werden kann [5].
Bei einem positiven Befund, wird der Tumor in verschiedene Stadien eingeteilt, wobei die Größe und örtliche Ausdehnung des Tumors, der Lymphknotenbefall und Metastasen berücksichtigt werden. Für die Therapieentscheidung und Prognose ist eine möglichst exakte Bestimmung des Stadiums entscheidend [6]. In einem frühen Stadium ist das Prostatakarzinom nicht symptomatisch. Patienten, die für eine kurative Therapie geeignet sind, können für die Therapieoption *Active Surveillance and Watchful Waiting* in Frage kommen. Eine Überwachung des Tumors wird durch regelmäßige PSA- und Tastuntersuchungen sowie Biopsien gewährleistet [6].

Neben kurativen Therapien stehen die radikale Prostatektomie und die Strahlentherapie zur Wahl [4]. Die radikale Prostatektomie ist ein operatives Verfahren, bei der die Prostata, Samenbläschen und die regionalen Lymphknoten entfernt werden. Diese Therapieform birgt gewisse Risiken und Nebenwirkungen. So weisen 15 % bis 40 % der Patienten nach einer Prostatektomie eine Stressinkontinenz auf [7]. Die hohe Streubreite der Angaben in der Literatur ist durch unterschiedliche Erhebungen, unterschiedliche Zeitpunkte nach der Operation und unterschiedliche Definitionen der Harninkontinenz bedingt [8]. Vor allem für jüngere Patienten stellt die postoperative erektile Dysfunktion ein großes Problem dar. Nach der radikalen Prostatektomie liegt die Impotenzrate zwischen 14-57 % [2]. Eine gleichwertige und nebenwirkungsärmere Methode ist die Strahlentherapie. Hierzu gehören die perkutane Strahlentherapie, die Niedrigdosis-Brachytherapie und die Hochdosis-Brachytherapie. Die Gefahr einer Inkontinenz nach der Strahlentherapie beträgt ca. 5 % [7] und das Risiko der erektilen Dysfunktion bei der Strahlentherapie ist sehr gering [4].
Der Fokus der vorliegende Arbeit liegt auf dem Afterloading bei Prostatakarzinomen, das ein Teilgebiet der Hochdosis-Brachytherapie ist. Durch die temporär eingesetzte Strahlenquelle mithilfe von Spickungsnadeln, wird der Tumor lokal bestrahlt und so therapiert. Anders als bei anderen Behandlungen, beispielsweise der Bestrahlung von Zervixkarzinomen, ist eine Dosisüberwachung während des Eingriffs nicht möglich. Generell gibt es in der Brachytherapie keine patientenbezogene Qualitätssicherung wie zum Beispiel bei der perkutanen Strahlentherapie. Allerdings kann bei Zervixkarzinom-Bestrahlungen die Dosisüberwachung durch rektal eingeführte Dosimeter erfolgen [9]. Bei Prostatakarzinomen wird rektal allerdings eine Ultraschallsonde eingeführt, die für die Bestrahlungsplanung nötig ist, da diese auf Ultraschallbildern beruht. Aus diesem Grund können rektal keine weiteren Detektoren oder ähnliche Messsonden eingeführt werden.
Ziel dieser Arbeit ist es, mithilfe von Thermolumineszenzdetektoren eine Möglichkeit zur Qualitätssicherung der Patienten zu erforschen.
Diese Thermolumineszenzdetektoren werden durch weitere Spickungsnadeln in der Prostata platziert. Während der Bestrahlung verbleiben sie dort und können nach dem Eingriff ausgewertet werden. In Kapitel 2 werden zunächst die physikalischen und medizinischen Grundlagen erläutert. Anschließend behandelt Kapitel 3 die Methoden der Bestrahlungsplanung. Im Krankenhaus erfolgt die Planung durch konventionelle Bestrahlungsprogramme. Es gibt zusätzlich die Möglichkeit mittels Monte-Carlo-Simulationen Dosisberechnungen durchzuführen. Kapitel 4 stellt die Messaufbauten von Kalibrierung, Phantom- und Patienten-Messung vor. Danach folgen in Kapitel 5 die Verifikation der Simulation und die Kalibrierung der TLDs. Anschließend werden ersten Messungen an einem Prostata-Phantom und an einem Patienten gezeigt, wobei auch weiterführende Simulationen eine Rolle spielen, um die Methoden untereinander zu vergleichen. In Kapitel 6 wird die Arbeit mit einer Zusammenfassung und einem Ausblick abgeschlossen.

2 Physikalische und medizinische Grundlagen

Um die Thermolumineszenzdosimetrie und das Verfahren der Brachytherapie zu verstehen, werden in den nachfolgenden Unterkapiteln alle nötigen Grundlagen geschildert.
In der vorliegenden Arbeit wird mit der radioaktiven Quelle Ir-192 gearbeitet, folglich werden ebenfalls entsprechende Teilgebiete der Strahlenphysik näher erläutert.

2.1 Strahlenphysik

Das verwendete Radionuklid Ir-192 wird mit am Häufigsten in der Strahlentherapie verwendet.
Es besitzt eine Neutronenzahl von $N = 115$, eine Protonenzahl von $Z = 99$ und zerfällt mit einer Halbwertszeit von 73 Tagen und 19 Stunden [10]. Mit einer Wahrscheinlichkeit von 95 % zerfällt Ir-192 durch einen β^--Zerfall und zu 5 % durch Elektroneneinfang [11]. Nachfolgend wird auf diese Begrifflichkeiten näher eingegangen.

2.1.1 Radioaktivität

Mit dem Begriff der Radioaktivität ist die Eigenschaft instabiler Atomkerne gemeint, die spontan ionisierende Strahlung (α-, β- oder γ-Strahlung) emittieren. Strahlung wird ionisierend genannt, wenn ihre Energie ausreicht, um Elektronen von ihren jeweiligen Atomen zu lösen und auf diese Weise auch chemische Bindungen aufzubrechen [12].
Radioaktivität und ionisierende Strahlung sind zwei unterschiedliche Dinge. Ionisierende Strahlung ist eine Folge der Radioaktivität, aber sie kann auch durch andere Prozesse erzeugt werden. Das wird in der Unterscheidung von Photonen als Gamma- (aus Kernzerfällen) und Röntgen-Strahlung (aus Bremsstrahlungsprozessen) deutlich [12].
Instabile Atomkerne emittieren Teilchen nach einer endlichen Lebensdauer, durch Spaltung in andere Kerne oder durch Aussenden eines γ-Quants von einem angeregten in einen energetisch tiefer liegenden Zustand [13]. Das wird allgemein als radioaktiver Zerfall bezeichnet. Der instabile Kern, auch Mutterkern genannt, zerfällt dabei in die sogenannten Tochterkerne unter Abgabe von Energie. Tochterkerne können ebenfalls instabil sein und weiter zerfallen, sodass ganze Zerfallsketten resultieren.
Der radioaktive Zerfall wird durch nachfolgende Größen beschrieben. Bei einem Ensemble von N instabilen Teilchen ist die Wahrscheinlichkeit, dass pro Zeiteinheit ein bestimmtes Teilchen dieses Ensemble verlässt, bei spontanen Zerfällen für alle Teilchen der gleichen Sorte gleich groß [13]. Die Gesamtzahl der Zerfälle pro Zeiteinheit ist

$$\frac{\mathrm{d}N}{\mathrm{d}t} = -\lambda \cdot N = -A(t)\,. \tag{2.1}$$

Die zeitabhängige Größe A wird Aktivität genannt und in der Einheit $Bq = \frac{1}{s}$ angegeben [13].
λ ist die Zerfallskonstante, die jedes Radionuklid besitzt und die direkt mit der Halbwertszeit (HWZ) $T_{1/2}$ über

$$\lambda = \frac{\ln(2)}{T_{1/2}} \tag{2.2}$$

verknüpft ist. Die HWZ gibt die Zeit an, in der die Aktivität um die Hälfte abgenommen hat [14].
Die Integration von Formel 2.1 liefert die Teilchenzahl

$$N(t) = N_0 \cdot \exp(-\lambda \cdot t) \tag{2.3}$$

der zur Zeit t vorhandenen instabilen Teilchen, wenn N_0 Teilchen zur Zeit $t = 0$ in der Probe vorhanden waren [13]. Die Aktivität $A = \lambda \cdot N$ zur Zeit t ergibt sich also zu

$$A(t) = A_0 \cdot \exp(-\lambda \cdot t)\,. \tag{2.4}$$

2.2 Radioaktive Umwandlung

Wie bereits erwähnt, gehen instabile Kerne durch Emission von α-, β- oder γ-Strahlung in einen neuen Zustand über. Nachfolgend werden verschiedene radioaktive Zerfälle vorgestellt.

2.2.1 α-Zerfall

Beim α-Zerfall zerfällt der Mutterkern X unter Emission eines Heliumkerns, dem sogenannten α-Teilchen, in einen Tochterkern Y. Die Differenz der Bindungsenergie zwischen Mutter- und Tochterkern ΔE wird in kinetische Energie des α-Teilchens umgewandelt. Es resultiert daraus die Kerngleichung [12]

$${}^{A}_{Z}\mathrm{X} \rightarrow {}^{A-4}_{Z-2}\mathrm{Y} + \alpha + \Delta E\,. \tag{2.5}$$

2.2.2 β-Zerfall

Bei vielen radioaktiven Substanzen wurde neben der α-Strahlung auch die Emission von Elektronen e^- und Positronen e^+ beobachtet [13]. Beim β-Zerfall entsteht neben dem Tochterkern Y ein β-Teilchen und ein Neutrino ν, sodass die beim Zerfall freigesetzte Energie ΔE auf diese beiden Teilchen und den Tochterkern aufgeteilt werden kann [12]. Je nach Umwandlungsprozess wird in β^--Zerfall, β^+-Zerfall und Elektroneneinfang unterschieden. Bei allen Prozessen bleibt die Massenzahl A des β-Strahlers erhalten. Lediglich die Ordnungszahl Z und die Neutronenzahl N erhöhen oder vermindern sich je nach Zerfall um 1.

β^--Zerfall

β^--Strahler sind Radionuklide, die einen Neutronenüberschuss aufweisen. Im Kern des Mutternuklids wandelt sich ein Neutron n in ein Proton p, ein Elektron e^- und ein Anti-Neutrino $\overline{\nu_e}$ um. Das Elektron wird als β^--Teilchen bezeichnet. Die Kerngleichung [12] lautet somit

$$ {}^{A}_{Z}\mathrm{X}_N \rightarrow {}^{A}_{Z+1}\mathrm{Y}_{N-1} + \beta^- + \overline{\nu_e} + \Delta E\,. \tag{2.6} $$

β^+-Zerfall

β^+-Strahler sind Radionuklide, die einen Protonenüberschuss im Mutterkern aufweisen. Im Kern wandelt sich ein Proton p in ein Neutron n, ein Positron e^+ und ein Neutrino ν_e um. Positronen sind die Antiteilchen zu Elektronen und werden als β^+-Teilchen bezeichnet. Die Kerngleichung [12] ist

$$ {}^{A}_{Z}\mathrm{X}_N \rightarrow {}^{A}_{Z-1}\mathrm{Y}_{N+1} + \beta^+ + \nu_e + \Delta E\,. \tag{2.7} $$

2.2.3 Elektroneneinfang

Eine Alternative zum β^+-Zerfall ist der Elektroneneinfang. Ein Proton p des Kerns kann zusammen mit einem Elektron e^- aus der K-Schale der Elektronenhülle ein Neutron n und ein Neutrino ν_e bilden. Bei diesem Vorgang vermindert sich die Ordnungszahl Z um 1 und die Neutronenzahl N erhöht sich um 1. Die Kerngleichung [12] lautet:

$$ {}^{A}_{Z}\mathrm{X}_N + e^- \rightarrow {}^{A}_{Z-1}\mathrm{Y}_{N+1} + \nu_e + \Delta E\,. \tag{2.8} $$

2.2.4 γ-Strahlung

Radionuklide, die bereits zerfallen sind, können sich danach weiterhin in einem angeregten Zustand befinden. Bei einem Übergang in einen weniger hoch angeregten Zustand oder den Grundzustand, gibt der Kern die frei werdende Energie in Form von γ-Strahlung ab [12].

2.3 Wechselwirkung von Strahlung mit Materie

Teilchen können nur über die Wechselwirkung mit Materie wahrgenommen werden. Diese Materie ist vor allem die der verwendeten Detektoren. Teilchen wechselwirken auf dem Weg durch die Materie mehrfach bis ihre Energie vollständig vom Material absorbiert ist. Die Wahrscheinlichkeit einer Wechselwirkung eines Teilchens wird durch den Wechselwirkungsquerschnitt der jeweiligen Reaktion festgelegt. Für die Wechselwirkung von Photonen mit der Materie sind die Rayleigh-Streuung, der Photoeffekt, der Compton-Effekt und die Paarbildung zu erwähnen [15].

Die Rayleigh-Streuung spielt vor allem bei kleinen Photonenenergien ($h \cdot \nu < E_b$) eine Rolle und zählt zu den elastischen Streuungen [13]. E_b ist dabei die Bindungsenergie, h das Plancksche Wirkungsquantum und ν die Frequenz. Dem Photon geht bei diesem Prozess keine Energie verloren, sondern wird nur, bevorzugt in Vorwärts- und Rückwärtsrichtung, an einem gebundenen Hüllenelektron gestreut [14]. Die klassische Streuung, zu der die Rayleigh-Streuung zählt, nimmt für Photonenenergien oberhalb ca. 10 keV ungefähr mit dem Quadrat der Photonenenergie ab. Die Rayleigh-Streuung ist für Materialien mit niedrigen Ordnungszahlen wie menschliches Gewebe oder Wasser nur für Photonenenergien unter ca. 20 keV von Bedeutung [14].
Der Photoeffekt wird bei Energien $h \cdot \nu > E_b$ relevant und bezeichnet die Absorption eines Photons durch ein Hüllenelektron [13]. Das Photon überträgt seine gesamte Energie auf das Elektron und existiert danach nicht weiter. Das Elektron übernimmt die Differenz von Photonenenergie E_γ und Elektronenbindungsenergie E_b als Bewegungsenergie und verlässt die Atomhülle [14]. Für schwere Elemente ist der Photoeffekt wegen seiner starken Abhängigkeit $\sim Z^5$ der überwiegende Absorptionsmechanismus für γ-Quanten der Energien $E_\gamma < m_e c^2$ [13]. Im menschlichen Gewebe spielt er für den Bereich der Medizin nur in der Röntgendiagnostik eine größere Rolle [14].
Bei höheren Photonenenergien ($h \cdot \nu \gg E_b$) wird die inelastische Streuung, der sogenannte Compton-Effekt, relevant [13]. Der Compton-Effekt ist die Streuung eines Photons an einem freien oder quasi-freien Elektron [14]. Quasi-frei bedeutet, dass die Energie des Photons wesentlich höher ist als die Bindungsenergie des Elektrons [15]. Bei dem Prozess überträgt das Photon einen Teil seiner Energie und seines Impulses auf das Elektron. Das Photon wird aus seiner vorherigen Bahn abgelenkt, also gestreut. Das gestoßene Elektron verlässt die Atomhülle, die dadurch einfach ionisiert wird [14]. Der Compton-Effekt ist im menschlichen Weichteilgewebe und anderen Substanzen mit niedrigen Ordnungszahlen für Photonen mit Energien zwischen ca. 30 keV-30 MeV der dominierende Wechselwirkungsprozess [14].
Bei Photonenenergien, die größer als die doppelte Ruheenergie eines Elektrons ($2 \cdot 511$ keV) sind, kann es im Feld eines Atomkerns zur Bildung eines Elektronen-Positronen-Paares kommen. Dann wird von der Paarbildung gesprochen. Die Wahrscheinlichkeit für diesen Vorgang steigt stark mit der Photonenenergie und linear mit der Ordnungszahl des Absorbers an [12]. Das einfallende Photon wird bei der Paarbildung vollständig absorbiert. Der Atomkern bleibt bei dem Vorgang unverändert und dient allein zur Erfüllung des Impuls- und Energieerhaltungssatzes [14]. Die Paarbildung spielt in der vorliegenden Arbeit allerdings keine Rolle, da in diesem hohen Energiebereich nicht gearbeitet wird.
Abbildung 2.1 zeigt die wichtigsten relativen Anteile der Photonen-Wechselwirkungswahrscheinlichkeiten in Abhängigkeit von Photonenenergie und Ordnungszahl des Absorbers. Die gestrichelte blaue Linie zeigt die Ordnungszahl $Z \cong 7$ an, die gewebeäquivalenten Materialien und Wasser entspricht. Die geschwungenen Linien zeigen die Bereiche von Ordnungszahl und Energie, in denen jeweils angrenzende Effekte gleich wahrscheinlich sind. Außerdem kann abgelesen werden für welche Ordnungszahl und für welche Energie der zuvor beschriebene Effekt dominierend ist.
Für hohe Ordnungszahlen überwiegt bei niedrigen Energien der Photoeffekt (τ), bei hohen Energien die Paarbildung (κ). Bei Energien zwischen 1 und 5 MeV dominiert bei allen Ordnungszahlen der Compton-Effekt(σ) [14].

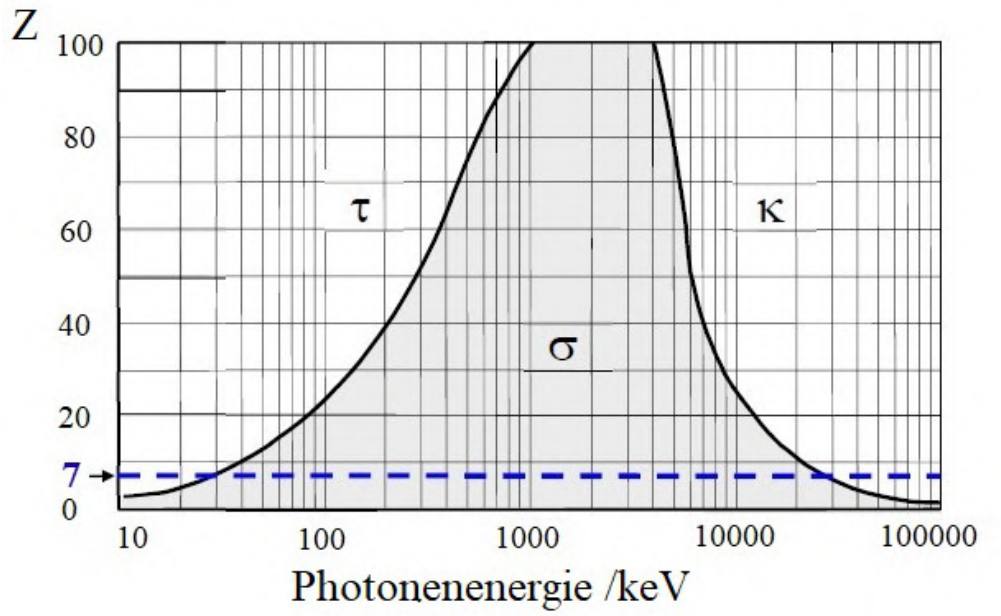


Abbildung 2.1: Photonenwechselwirkungswahrscheinlichkeiten in Abhängigkeit von Photonenenergie und Ordnungszahl [14].

2.4 Thermolumineszenzdosimetrie

Für die Dosisbestimmung bei strahlentherapeutischen Eingriffen können, wie auch in der vorliegenden Arbeit, Thermolumineszenzdetektoren (TLDs) verwendet werden.

Abbildung 2.2: TLD-Rods aus LiF:Mg,Ti.

Aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften können sie die Energie ionisierender Strahlung messen. TLDs sind Festkörperdetektoren und bestehen hauptsächlich aus isolierenden Materialien (z. B. Lithiumfluorid (LiF)). Wird nach der Bestrahlung eines Halbleiters oder Isolators beim Aufheizen Licht emittiert, wird dieser Prozess Thermolumineszenz genannt.

Das gehört zu den Lumineszenzen, die anhand ihrer charakteristischen Zeit, die zwischen Bestrahlung und Lichtausbeute vergeht, geordnet werden können.
Die Detektoren gibt es als kleine kreisförmige oder quadratische Scheiben, als Stäbchen (Rods) oder als Pulver. Bei den in dieser Arbeit verwendeten TLDs handelt es sich um Rods, die eine Länge von $l = 6\,\text{mm}$ und einen Durchmesser von $d = 1\,\text{mm}$ haben. Sie bestehen aus Lithiumfluorid dotiert mit Magnesium und Titan (LiF:Mg,Ti) und sind in Abbildung 2.2 dargestellt [16].
Aufgrund ihrer geringen Größe eignen sich TLDs vor allem für die in-vivo Dosimetrie am Menschen und zur Untersuchung von Dosisverteilungen bei der Therapieplanung.

2.4.1 Funktionsprinzip

Wie bereits erwähnt, handelt es sich bei TLDs um Festkörper(detektoren). Daher kann das Bändermodell zur Erläuterung der Funktionsweise verwendet werden (s. Abbildung 2.3). Es ist ein quantenmechanisches Modell zur Beschreibung von elektronischen Energiezuständen.

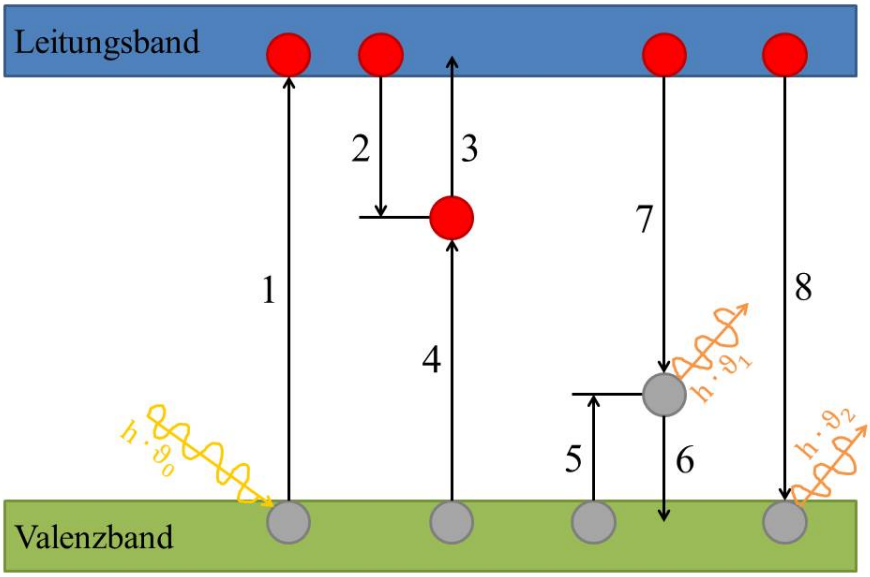


Abbildung 2.3: Skizze zur Erläuterung des Bändermodells nach Referenz [17]. 1. Ionisation, 2. und 5. Traps der Elektronen bzw. Löcher, 3. und 6. Elektronen- und Lochfreisetzung, 4. und 7. Indirekte Rekombination, 8. Direkte Rekombination.

Abbildung 2.3 zeigt zum einen das Valenzband, welches das höchste, noch von Elektronen besetzte, Energieband ist. Zum anderen ist das Leitungsband dargestellt, das als das nächsthöhere Energieband definiert ist und am absoluten Nullpunkt (0 Kelvin) keine Elektronen enthält [18].

Bei Isolatoren ist das Valenzband vollständig mit Elektronen gefüllt, dagegen ist das Leitungsband nicht besetzt. Zwischen Valenz- und Leitungsband liegt eine große Bandlücke ($E_B > 3\,\mathrm{eV}$) vor, sodass bei Raumtemperatur nur sehr wenige bis gar keine Elektronen vom Valenzband in das Leitungsband thermisch angeregt werden. Erst durch Energiezufuhr, die größer sein muss als die Bandlücke, können die freien Plätze im Leitungsband besetzt werden (s. Abbildung 2.3(1)) [18]. Für jedes freie Elektron im Leitungsband wird ein freies Loch im Valenzband zurückgelassen [17].
Durch eine geeignete Verunreinigung (Dotierung) durch Fremdatome, werden in der Bandlücke weitere Energieniveaus erzeugt, die als Traps bezeichnet werden. Traps sind lokale, metastabile Zwischenzustände, die positiv geladen sind. Bei Bestrahlung können freie Elektronen bzw. Löcher in den Traps gefangen werden (s. Abbildung 2.3 (2) bzw. (7)) [19]. Damit die Elektronen aus den Traps zurück auf das Leitungsband gehoben werden können (Abbildung 2.3 (3)), muss dem Festkörper Energie zugeführt werden. Bei der Thermolumineszenz geschieht das durch Erhitzen des Materials. Es befinden sich dann die Elektronen im Leitungsband und können zurück in das Valenzband fallen (s. Abbildung 2.3 (8)). Das wird direkte Rekombination genannt. Durch die Dotierung des Materials entstehen sogenannte Aktivatorzentren bzw. Löcher, die aktiviert werden können (s. Abbildung 2.3 (5)). Diese werden als Rekombinationszentren bezeichnet. Indirekte Rekombination liegt vor, wenn ein Elektron vom Leitungsband über ein Rekombinationszentrum ins Valenzband zurück fällt (s. Abbildung 2.3 (4) und (7)). Bei der indirekten Rekombination kommt es zur Aussendung von Thermolumineszenzlicht (Abbildung 2.3 (7)). Durch die Stokes-Verschiebung besitzt das ausgesandte Licht eine größere Wellenlänge als durch die Energiedifferenz erwartet. Die genaue Wellenlänge ist abhängig vom bestrahlten Festkörper. Die Intensität des emittierten Thermolumineszenzlichts ist proportional zur absorbierten Strahlung und dementsprechend auch zur Dosis. Aus diesem Grund eignet sich dieser Effekt zur Verwendung für die Dosimetrie [17].

2.4.2 Kalibrierung von Thermolumineszenzdetektoren

Damit die Detektoren für dosimetrische Messungen eingesetzt werden können, müssen sie in geeigneten Referenzstrahlungsfeldern individuell kalibriert werden. TLDs können nämlich nur als Realtiv-Dosimeter verwendet werden, da ihre Anzeige in nicht vorhersagbarer Weise von den individuellen Eigenschaften und der Strahlvorgeschichte des Detektormaterials abhängt [19].
Die Dosimeterkalibrierung erfolgt mit einer externen Strahlungsquelle in dem Dosisbereich, in dem spätere Messungen erfolgen. Vorzugsweise sollten Quellen für die Kalibrierung verwendet werden, die auch bei den Messungen zum Einsatz kommen. Ansonsten müssen bei der Berechnung der individuellen Kalibrierfaktoren Korrekturen aufgrund unterschiedlicher Strahlungsarten und -energien vorgenommen werden [19].
Die Detektoren werden zur Kalibrierung in geometrisch gut definierte und gewebeäquivalente Phantome eingebracht und mit einer bekannten Dosis bestrahlt. Anschließend erfolgt das Auslesen der TLDs durch Erhitzen, sodass bei einer bekannten Dosis x eine individuelle Ladung y für jeden Detektor resultiert.

2.4.3 Auslesen der Thermolumineszenzdetektoren

Nachdem die Detektoren bestrahlt wurden, müssen sie ausgelesen werden, um die gespeicherten Bestrahlungsinformationen abzurufen.
Es werden dafür Geräte verwendet, die zum einen die TLDs aufheizen und sie zum anderen auslesen. Durch das Erhitzen kehren die Elektronen in ihre ursprüngliche Position zurück und senden dabei Licht aus. Dieses Licht wird beispielsweise durch einen Photomulitplier nachgewiesen, indem er das Licht in ein elektrisches Signal umwandelt. Die im Photomultiplier erzeugte Ladung ist proportional zur emittierten Lichtintensität [19].
Das Aufheizen geschieht in der vorliegenden Arbeit durch das sogenannte Trägerheizverfahren. Die Detektoren werden der Reihe nach auf einen Träger gelegt, der direkt aufgeheizt wird. Das bedeutet, dass der Heizstrom direkt durch den metallischen Träger fließt. Die Detektoren werden durch eine lineare Heizrate, also mit einem zeitlich konstanten Temperaturgradienten, aufgeheizt.

2.5 Afterloading in der Brachytherapie

Der Begriff Brachytherapie findet im altgriechischem Wort *brachys* (nah, kurz) seinen Ursprung. Diese Therapieform gehört zur Abteilung der Strahlentherapie, bei der, anders als bei der perkutanen Strahlentherapie (Teletherapie), eine Strahlungsquelle innerhalb oder in unmittelbarer Nähe des zu bestrahlenden Gebiets appliziert wird [20]. Um diese, meist radioaktiven Strahlungsquellen, zum Tumor zu bringen, werden sogenannte Nachladegeräte (Afterloader) verwendet, die in Kapitel 2.5.1 näher beschrieben werden.
Die Brachytherapie findet unter anderem Anwendung in der Behandlung von Gebärmutterhalskrebs (Zervixkarzinom), Hautkrebs und Prostatakarzinomen. Die Art der Therapie unterteilt sich nach der Platzierung der Strahlenquelle im Zielgebiet und der Dosisleistung der Bestrahlung.
Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine interstitielle High-Dose-Rate-Brachytherapie, bei der die Dosisleistung über 12 Gy/h liegt [20]. Die Strahlungsquellen werden in der interstitiellen Therapie direkt in das Tumorgewebe eingebracht. Es gibt außerdem die Möglichkeit, sogenannte Seeds zu verwenden, die entweder temporär oder permanent im Tumorbett verbleiben. Dann wird von Implantation von Low-Dose-Rate-Seeds gesprochen, was einer Dosisleistung von bis zu 2 Gy/h entspricht [20].

2.5.1 Afterloading-Gerät

Afterloader sind computergesteuerte Geräte, die dem Personal vollkommenen Strahlenschutz bietet, da die Quelle fernbedient in den Patienten eingefahren, überwacht und wieder zurückgefahren werden kann [12]. Abbildung 2.4 zeigt den prinzipiellen Aufbau eines Afterloaders. Afterloading-Geräte verwenden einen schrittbewegten umschlossenen Strahler, in diesem Fall Ir-192. Die Strahlungsquelle befindet sich bei Nicht-Verwendung in einem Strahlenschutz-Tresor aus Wolfram oder Blei (s. Abbildung 2.4 Nr. 3) und das

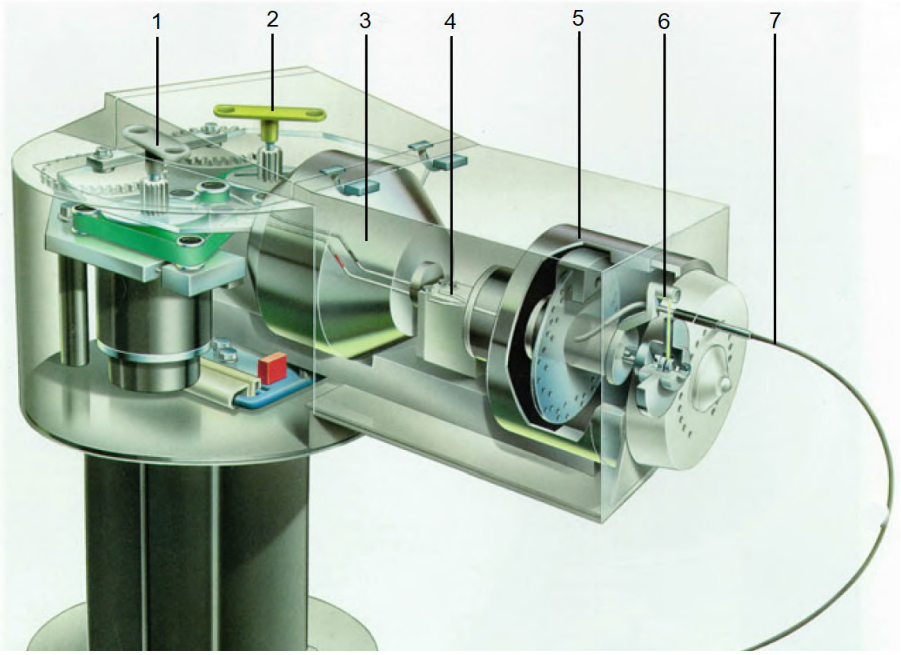


Abbildung 2.4: Innerer Aufbau des Afterloaders. 1. Antrieb des Simulationsstrahlers (Dummy), 2. Antrieb des Strahlerkabels, 3. Strahlenschutz-Tresor, 4. Start-Lichtschranke, 5. Indexer zum Anschluss von verschiedenen Kanälen, 6. Optische Überprüfung Transferschlauch-Verbindung, 7. Transferschlauch [12].

Führungskabel ($l = 130\,\mathrm{cm}$) ist auf einer Trommel im Gerät aufgerollt. Um die Strahlungsquelle aus dem Gerät zum Patienten zu bringen, wird das Kabel von der Trommel abgerollt und durch von außen angeschlossene Transferschläuche (Abb. 2.4 Nr. 7) geführt. Damit die Quelle an das zu behandelnde Gewebe gelangen kann, werden anwendungsspezifische Applikatoren am Ende der Transferschläuche befestigt und in das Gewebe eingebracht. Damit ist es möglich, die Strahlungsquelle direkt in das Zielvolumen zu applizieren. Der Spickungsort, die Halteposition und die Haltezeit der Quelle werden vorher bei der Bestrahlungsplanung festgelegt.
Die Fortbewegung der Quelle erfolgt über den Schrittmotor, der bereits bei kleinen Gegenkräften gestoppt wird. Es ertönt ein Alarmsignal, die Quelle fährt automatisch in den Tresor zurück und wird erst wieder freigegeben, wenn sie ohne Hindernisse das Ziel erreichen kann. Vor der Ausfahrt der radioaktiven Quelle wird der Strahlerweg mithilfe eines nicht-aktiven Simulationsstrahlers (Dummy), der identisch aufgebaut ist, kontrolliert.

2.5.2 Bestrahlungsplanung

Eine Bestrahlungsplaung ist notwendig, wenn ein Patient mit einer Tumordiagnose in der Strahlentherapie vorstellig wird. Für eine erfolgreiche Bestrahlung ist die Abdeckung eines Zielvolumens (d. h. der Tumor) mit ausreichender Strahlendosis und eine gleichzeitige Schonung von gesundem Gewebe (Risikoorganen) in der Nähe des Zielvolumens essentiell.

Um das Tumorvolumen zielgenau zu bestrahlen und Risikoorgane zu schonen, werden genaue Informationen über die Anatomie des Patienten benötigt. Dazu werden CT-, MR-, Radiographie- oder Ultraschallaufnahmen angefertigt. Die Geometrie der verwendeten Applikatoren ist an die Anatomie und gewünschte Dosisverteilung anzupassen. Sie gibt zusätzlich die geometrische Anordnung der möglichen Strahlerpositionen vor. Die bei der Arbeit verwendeten Applikatoren sind die sogenannten interstitiellen Implantate. Dabei handelt es sich um Hohlnadeln aus Titan [28], die direkt in das maligne Gewebe gestochen werden. In diese Nadeln wird die Strahlungsquelle temporär eingebracht.
Durch die Wahl der Haltepositionen und durch Modulation der Haltezeiten der Quelle innerhalb der einzelnen Nadeln, erfolgt die Formung der Dosisverteilung. Zu einer geeigneten Dosisverteilung gehören die Minimierung der Hochdosisbereiche in unmittelbarer Nähe des Strahlers und die ausreichende Schonung aller benachbarter Risikoorgane. Zu den Risikoorganen bei einem Prostatakarzinom zählen unter anderem die Blase, das Rektum, die Femurköpfe und die Prostata selbst. Bereiche mit hoher Dosis bewirken eine hohe Belastung von im Tumor befindlichen, zu schützenden, Gewebestrukturen. Durch eine geometrische Optimierung können Hochdosisbereiche minimiert werden [12].

2.5.3 Dosisberechnung nach dem TG-43-Formalismus

Das Bestrahlungsplanungsprogramm BrachyVision wird in der Brachytherapie zur Erstellung von Bestrahlungsplänen verwendet. Es berechnet die Dosis mittels des TG-43-Formalismus mit standardisierten Daten. Der nachfolgend vorgestellte Formalismus orientiert sich an dem TG-43-Report [21].

Um die Dosisverteilung zu beschreiben, wird ein Strahler in ein System von Polarkoordinaten gelegt (s. Abb. 2.5). Der Ursprung des Koordinatensystems liegt auf der Strahlerlängsachse im geometrischen Mittelpunkt des Strahlers. Die Dosisleistung wird im Punkt $P(r,\theta)$ im Abstand r von der Strahlermitte und einem Polarwinkel θ vom Ursprung mit

$$\dot{D}(r,\theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r,\theta)}{G(r_0,\theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r,\theta) \tag{2.9}$$

berechnet. Alle Daten des TG-43-Formalismus beziehen sich auf den TG-43-Referenzpunkt

$$P_{\text{ref}} = P_{\text{ref}}(r_0 = 1\,\text{cm}, \theta_0 = \frac{\pi}{2})\,. \tag{2.10}$$

Die Formel 2.9 beinhaltet quellenspezifische Konstanten und Parameter, die durch Messungen und Simulationen bestimmt wurden, die nachfolgend spezifiziert werden.

Bei S_K handelt es sich um die abstandsunabhängige **Luftkerma-Stärke**, mit der Strahlerspezifikationen angegeben werden. Kerma steht für **K**inetic **e**nergy **r**eleased per unit **ma**ss. Damit ist die Bewegungsenergie pro Masseneinheit gemeint, die auf geladene Sekundärteilchen der ersten Generation übertragen wird. S_K entspricht der zeitlichen Ableitung der Kerma in Luft in einem Meter Abstand zur Quelle:

$$S_K = \dot{K}_{a,\delta}(d) \cdot d^2\,. \tag{2.11}$$

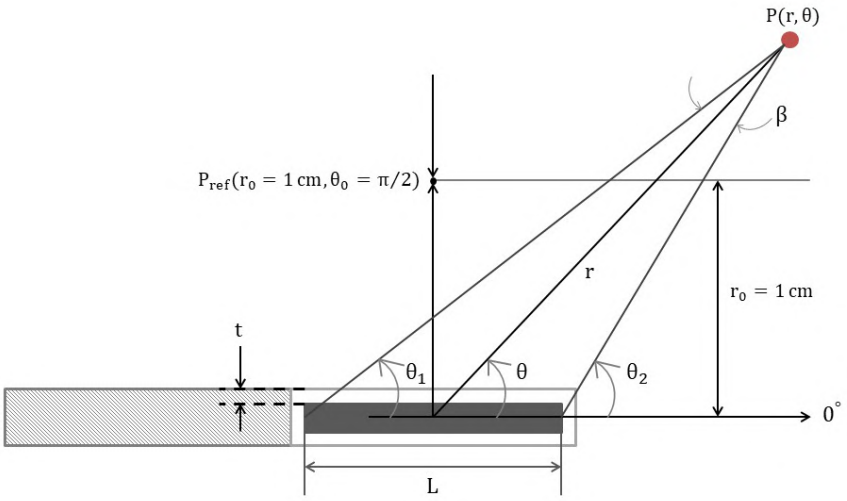


Abbildung 2.5: Polarkoordinatensystem nach Referenz [21].

Die Einheit von S_K ist $1\,\mathrm{U} = 1\,\mu\mathrm{Gym}^{-2}\mathrm{h}^{-1} = 1\,\mathrm{cGycm}^{-2}\mathrm{h}^{-1}$.

Λ ist das Verhältnis der Dosisleistung im Referenzpunkt P_{ref} zur Luftkerma-Stärke S_K und wird **Dosisleistungskoeffizient** genannt:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_K}\,. \tag{2.12}$$

Λ ersetzt die Umrechnung von Luftkerma in Wasser-Energie-Dosis über die Massen-Energie-Absorptionskoeffizienten.
Die **Geometriefunktion** $G_L(r, \theta)$ beschreibt die geometrische Abhängigkeit der Dosisleistung um einen ausgedehnten Strahler mit der Form des aktiven Strahlerkerns:

$$G_L(r,\theta) = \begin{cases} \left(\dfrac{\beta}{L \cdot r \cdot \sin\theta}\right) & \text{wenn} \quad \theta \neq 0^\circ\,, \\ \left(r^2 - \dfrac{L^2}{4}\right)^{-1} & \text{wenn} \quad \theta = 0^\circ\,. \end{cases} \tag{2.13}$$

Die Geometriefunktion ist abstands- und polarwinkelabhängig. Für Punktquellen ist das Abstandsquadratgesetz $G_P(r, \theta) = r^{-2}$ ausreichend, wohingegen für linienförmige Strahler ein winkelabhängiger Term aufgestellt wird.
Die **radiale Dosisfunktion** $g_L(r)$ beschreibt den Verlauf der Dosisleistung entlang der transversalen Achse des Strahlers aufgrund von Schwächung und Streuung der Photonen in

Wasser unter Ausschluss der geometrischen Abstandsabhängigkeit. Sie ist definiert als:

$$g_L(r) = \frac{\dot{D}(r,\theta_0) \cdot G_L(r_0,\theta_0)}{\dot{D}(r_0,\theta_0) \cdot G_L(r,\theta_0)} \,. \tag{2.14}$$

Der Effekt der Schwächung und Streuung durch den aktiven Strahlerkern und durch die Umhüllung auf die Dosisleistung wird durch die **Anisotropiefunktion**

$$F(r,\theta) = \frac{\dot{D}(r,\theta)}{\dot{D}(r,\theta_0} \cdot \frac{G_L(r,\theta_0)}{G_L(r,\theta)} \tag{2.15}$$

beschrieben. Diese Funktion ist abstands- und winkelabhängig. Die Formel drückt eine anisotrope Dosisverteilung eines länglich ausgedehnten Strahler als Verhältnis der Dosisleistungen im Rechenpunkt zu einem Punkt gleicher Entfernung von der Strahlermitte auf der radialen Achse (bei θ_0) aus.
Allgemein kann gesagt werden, dass $F(r,\theta)$ für steigende r, dickere Kapseln, kleinere Energien und bei Annäherung der Winkel 0° und 180° abnimmt.
Jedes Krankenhaus hat die Konstanten und Tabellen für die zur Bestrahlung eingesetzten Quellen. Zur Berechnung der Dosis greift der Formalismus mittels der Formel 2.9 auf diese zu. Die Dosisverteilung wird dadurch nach Einstellen der Bestrahlungsparameter quasi instantan berechnet. Diese Parameterwerte für den TG-43-Formalismus stammen aus Messungen und Monte-Carlo-Simulationen der Dosisverteilung um kommerziell erhältliche Brachytherapie-Strahler [12].

Der TG-43-Formalismus besitzt allerdings auch Grenzen. Eine der größten Schwächen ist, dass die Dosisleistung in einer reinen Wasserumgebung ohne Berücksichtigung von Inhomogenitäten berechnet wird [21]. Das heißt, die Einflüsse verschiedener Gewebearten, Spickungsnadeln und Umgebungsmaterialien werden nicht in die Berechnung der Dosis mit einbezogen.

3 Methoden der Bestrahlungsplanung

3.1 Monte-Carlo-Simulation mit *Geant4*

Geant4 ist ein objektorientiertes Simulationsprogramm, dass die Wechselwirkungen von Teilchen durch Materie unter Benutzung von Monte-Carlo-Methoden beschreiben kann. Es wird am CERN (Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire) entwickelt und bedient sich der Programmiersprache C++ [22]. *Geant4* kann vielfältig in vielen Bereichen der Physik angewendet werden. Es lassen sich ganze Versuchsaufbauten, inklusive Detektoren, Phantomen und Quellen implementieren. Außerdem kann auf viele Datenbanken (wie z. B.: NIST [23]) zugegriffen werden.
Die sogenannte Monte-Carlo-Methode beruht auf dem Gesetz der Großen Zahlen. Das bedeutet, dass bei einer ausreichend guten Statistik die relative Wahrscheinlichkeit eines Ereignisses gegen seine theoretische Wahrscheinlichkeit konvergiert [24]. Wegen des stochastischen Prozesses, der ebenfalls bei Wechselwirkungen von Teilchen mit Materie stattfindet, eignet sich dieses Prinzip auch zur Dosisberechnung in der Bestrahlungsplanung. In Abhängigkeit von Umgebungsmaterial und Dichte, sowie Teilchenart und -energie kann, basierend auf den gegebenen Wahrscheinlichkeiten, das Verhalten von Strahlung modelliert und die Dosis berechnet werden.

Trotz höherer Genauigkeiten der Monte-Carlo-Simulationen, durch Erhöhung der Anzahl der Stichproben [25], verwenden die meisten Kliniken den TG-43-Formalismus, der in Kapitel 2.5.3 erläutert worden ist. Die Simulationen benötigen lange Rechenzeiten, beziehungsweise Rechner, die genügend Rechenkapazitäten aufweisen. Viele Kliniken sind nicht mit solchen Rechnern ausgestattet, sodass auf Monte-Carlo-Simulationen verzichtet wird.

3.1.1 *Geant4*-Klassen

Für eine funktionierende Simulation müssen sechs notwendige Klassen erstellt werden. Bei der vorliegenden Simulationsstudie werden drei dieser notwendigen Klassen modifiziert. Die anderen drei bleiben unverändert. Aus diesem Grund werden nachfolgend nur die Klassen vorgestellt, die für diese Arbeit angepasst worden sind.

DetectorConstruction

In dieser Klasse wird die Umgebung, in der sich der geometrische Aufbau befindet, erstellt. Den geometrischen Formen können Materialien zugeordnet werden, die entweder aus

der implementierten Datenbank stammen [23] oder durch Zusammensetzungen bereits bestehender Materialien selbst definiert werden. Außerdem kann jeder Körper individuell positioniert werden [26].

PrimaryGeneratorAction

Diese Klasse beinhaltet die Eingangsparameter der Simulation. Das bedeutet die Initialisierung von Teilchenpositionen, Energien und Teilchenart. Zu den vorgegeben Generatoren zählen zum Beispiel die G4ParticleGun oder, wie bei dieser Simulationsstudie, die G4GeneralParticleSource. Beide ermöglichen eine Spezifikation der spektralen, räumlichen und winkelmäßigen Verteilung der Teilchen der Primärquelle. Dabei wird die GeneralParticleSource genauso verwendet wie die ParticleGun. In bereits bestehenden Anwendungen kann einfach die PrimaryGeneratorAction geändert werden, indem die ParticleGun global durch die GeneralParticleSource ersetzt wird. Über die Kommandozentrale oder eine makrobasierte Eingabe kann die GeneralParticleSource konfiguriert werden [26].

PhysicsList

In *Geant4* steht eine Auswahl an physikalischen Prozessen zur Verfügung, die mithilfe der sogenannten PhysicsList in eine Simulation implementiert werden können. Dabei stehen dem Nutzer eine vielfältige Auswahl zur Verfügung, die sich in ihrem Detailgrad unterscheiden. Außerdem ist es möglich seine eigenen PhysicsLists zu erstellen.
Bei der vorliegenden Arbeit wird die Shielding-Liste verwendet. Diese Liste wurde ursprünglich für Studien zur Neutroneneindringung und für Ion-Ion-Kollisionen entwickelt, kann aber auch für Hochenergiekalorimetrie und für Experimente im Untergrund oder bei niedrigem Hintergrund verwendet werden. In dieser Liste ist auch der radioaktive Zerfall hinzugefügt worden, der in der vorliegenden Arbeit eine Rolle spielt [26],[27].

3.1.2 Optionale Klassen

Neben den notwendigen Klassen gibt es zusätzliche Klassen, mit denen auf die Simulation Einfluss genommen werden kann. Zu diesen optionalen Klassen zählen EventAction, RunAction, SteppingAction, TrackingAction und die SensitiveDetector-Klasse. Für die vorliegende Arbeit spielt vor allem die SensitiveDetector-Klasse eine wichtige Rolle und wird daher näher erläutert.

SensitiveDetector

Die SensitiveDetector-Klasse stellt einen Detektor dar. Die Hauptaufgabe ist die Konstruktion von Trefferobjekten unter Verwendung von Informationen aus den einzelnen Schritten entlang der Teilchenspur. In *Geant4* wird die Flugbahn eines Teilchens in viele kleine Schritte aufgeteilt und beschrieben.

Jeder Körper in einer Simulation kann als SensitiveDetector definiert werden. Der Nutzer stellt für die Detektorantwort seine eigene Implementierung bereit. In der vorliegenden Arbeit wird die Dosisdeposition der gemessenen Teilchen ausgegeben. Mit den zuvor in der DetectorConstruction definierten Materialien kann auch die Masse und Dosis bestimmt werden.
Neben der SensitiveDetector-Klasse kann aber auch das sogenannte Scoring Mesh für die Dosisdeposition verwendet werden, worauf im nachfolgenden Abschnitt näher eingegangen wird [26].

3.1.3 Ausführen einer Monte-Carlo-Simulation

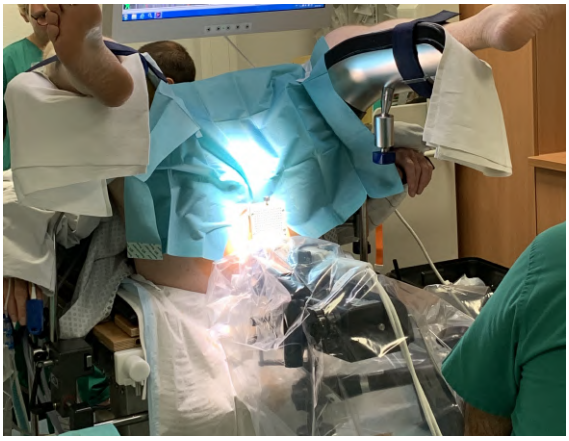
Eine Möglichkeit, um Simulationen auszuführen, ist der Einsatz von Makro-Dateien, die im vorliegenden Fall Anwendung findet. In diese Dateien können eine Reihe von Befehlen und Abläufen eingetragen werden. Darin befinden sich außerdem die Befehle der GeneralParticleSource wie z. B. Teilchenart und -energie, Richung und Startposition des Teilchenstrahls. Falls keine Befehle der GeneralParticleSource vermerkt sind, wird auf die Einstellungen in der PrimaryGeneratorAction zurückgegriffen.
Die Quelle und ihre Form wird zuvor in der DetectorConstruction definiert. Mit dem sogenannten confine-Befehl kann in der Makro-Datei die dort definierte Strahlungsquelle auf die Geometrie aus der DetectorConstruction angepasst werden. Das ist vor allem bei komplexeren Körpern hilfreich.
Wie bereits erwähnt, spielt in Makro-Dateien auch der Begriff des Scoring eine Rolle. Dabei wird ein sogenanntes Scoring Mesh erzeugt, dass die deponierte Energie bzw. Dosis in einem Volumen misst. Die ausgegebenen Daten können in Text-Dateien gespeichert werden [26].

3.2 Bestrahlungsplanung mit *BrachyVision*

Zur Erstellung von Bestrahlungsplänen für die Brachytherapie kann das Planungsprogramm BrachyVision von Varian [1] verwendet werden, das den TG-43-Algorithmus zur Dosisberechnung implementiert hat. In diesem Programm sind eine Vielzahl von Funktionen integriert. Dazu zählen die Konturierung, Bildregistrierung, Bilderfassung, Bestrahlungsplanung, Planevaluierung, Dosisberechnung und Erfassung der Applikatordaten.
Konturierung bedeutet das Einzeichnen von Zielvolumen und Risikoorganen. Neben Zielvolumen und Risikoorganen werden teilweise noch weitere Strukturen, wie z. B. Kontrollstrukturen eingezeichnet. Damit sind beispielsweise Sonden zur Dosisüberwachung gemeint. Es können bei der Planung CT-, MR-, SPECT-, PET- und Ultraschall-Bilder importiert werden, anhand dessen die Planung vonstatten geht. Die Planung beinhaltet das Anpassen von Planvorlagen und klinischen Protokollen, adaptive volumetrische Optimierung und die Angabe des Strahlerdosisanteils an einem bestimmten Punkt.
Um Bestrahlungspläne evaluieren zu können, ist es möglich Pläne gegenüber zu stellen oder Dosis-Volumen-Histogramme (DVH) für mehrere Strukturen und Pläne zu vergleichen.

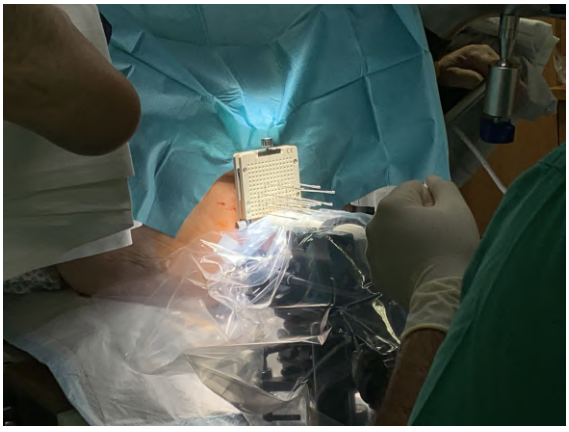
3.3 Vorgehensweise bei einer Prostataspickung

Die Prostataspickung ist ein Verfahren der Strahlentherapie, um Prostatakarzinome zu therapieren, ohne dabei die Prostata entfernen zu müssen. Es gibt zum einen die Niedrigdosis-Brachytherapie (Low-Dose-Rate, LDR) und zum anderen die Hochdosis-Brachytherapie (High-Dose-Rate, HDR). Im weiteren Verlauf wird die HDR-Prostataspickung betrachtet, wie sie auch in Abbildung 3.1 schrittweise dargestellt ist.

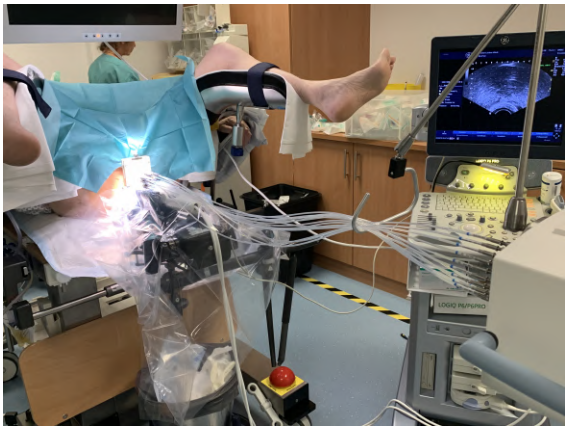


(a) Liegeposition des Patienten. Vor dem Spickungsort befindet sich die Scheibe, durch die die Nadeln gestochen werden. Eine Ultraschallsonde befindet sich im Rektum des Patienten.

(b) Spickungsnadeln aus Titan mit einer Länge von $l = 200\,\text{mm}$ und einem Durchmesser von $d = 1{,}65\,\text{mm}$ [28].



(c) Die Nadeln werden durch die Löcher in die die Prostata gestochen.



(d) Der Afterloader wird über Schläuche mit den Spickungsnadeln verbunden, damit die Quelle aus dem Gerät in jede Nadel gefahren werden kann.

Abbildung 3.1: Vorgehensweise und Utensilien einer HDR-Prostataspickung.

Der zu behandelnde Patient wird auf einen Stuhl, der vergleichbar ist mit einem gynäkologischen Stuhl, platziert (s. Abbildung 3.1a) und narkotisiert. Seine Vitalwerte werden

während des kompletten Eingriffs beobachtet. Eine Ultraschallsonde wird in das Rektum des Patienten eingeführt. Sie wird verwendet, um Aufnahmen der Prostata in lateraler und transversaler Richtung zu erfassen. Diese Bilder werden für die nachfolgende Konturierung und Planung im Bestrahlungsprogramm (z. B. BrachyVision) benötigt.
Bei der Konturierung wird die Prostata als Zielvolumen, Urethra und Rektum als Risikoorgane eingezeichnet. Anschließend erfolgt die Festlegung der Positionen für die Spickungsnadeln. Dafür befindet sich über dem Ultraschallbild ein Raster aus Zahlen und Buchstaben, sodass jeder Nadel ein spezifischer Ort zugeordnet werden kann. Dieses Raster befindet sich auch in Form einer Scheibe mit Löchern vor dem Spickungsort (s. Abb. 3.1c). Die Nadeln, wie sie in Abbildung 3.1b) zu sehen sind, werden nacheinander in die vom Planungsprogramm vorgesehenen Positionen gestochen und per Ultraschall kontrolliert (s. Abb. 3.1a). Weichen die realen Positionen von denen im Programm ab, können sie dort korrigiert werden.
Anschließend wird der Bestrahlungsplan erstellt. Die Planung erfolgt invers. Das bedeutet, dass dem Programm Parameter vorgegeben werden, anhand dessen der Plan erstellt und optimiert wird. Ziel der Planung ist es, dass im Zielvolumen mindestens 95 % der Dosis deponiert wird und dass die Schonung der Risikoorgane gewährleistet ist. Damit eine optimale Schonung vorliegt, dürfen festgelegte Schwellenwerte nicht überschritten werden. Ansonsten liegt ein erhöhtes Risiko von Nebenwirkungen für den Patienten vor. Die Schwellenwerte können sogenannten Quantec-Tabellen entnommen werden, wie sie als Beispiel in A.2 zu sehen ist.
Für die Planevaluierung können Dosis-Volumen-Histogramme (DVH) herangezogen werden. Ein Beispiel für ein DVH ist in Abbildung 3.2 zu sehen.

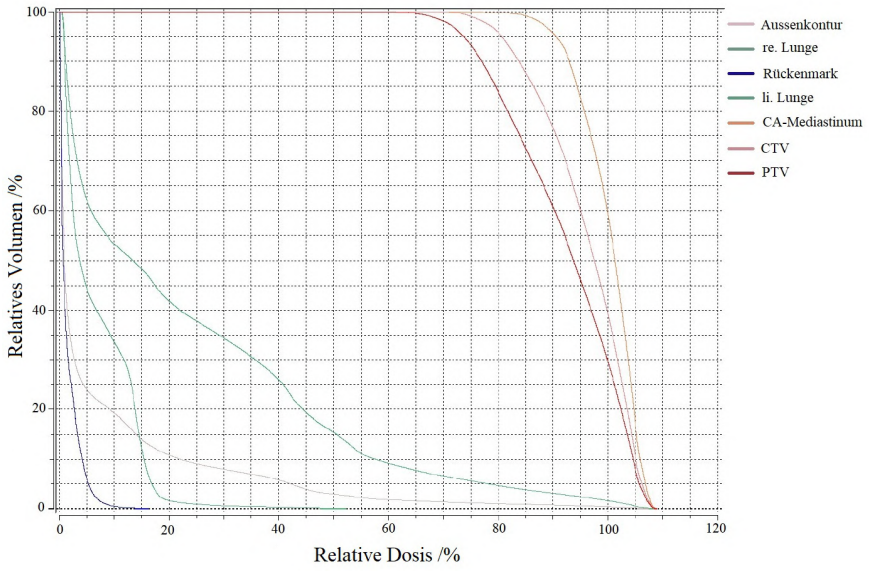


Abbildung 3.2: Beispiel für ein Dosis-Volumen-Histogramm mit den Kurven für ausgewählte Risikoorgane und das Zielvolumen (PTV/CTV), nach Referenz [29].

Im DVH wird die Dosis, die ein bestimmtes Strukturvolumen gemäß der Bestrahlungsplaung erhält, mit dem Volumenanteil dieser Struktur korreliert und graphisch dargestellt [12].
Das relative Volumen wird in Abhängigkeit der relativen Dosis aufgetragen. Neben dem Zielvolumen (PTV/CTV) werden auch Risikoorgane dargestellt. Die Kurven der Risikoorgane fallen bereits bei niedrigen Dosen ab. Damit kann eine Schonung dieser Organe sichergestellt werden. Die Kurve des Zielvolumens verbleibt dagegen lange bei 100 % des Volumens, sodass das Zielvolumen ausreichend Dosis erhält.
Durch einen fachkundigen Arzt wird der Bestrahlungsplan abgenommen und die Bestrahlung erfolgt umgehend. Der Afterloader wird in den Behandlungsraum gefahren und die Nadeln über die Transferschläuche mit dem Gerät verbunden (s. Abb. 3.1d). Der Plan wird über einen PC auf den Afterloader geladen und ausgeführt. Der Eingriff kann bis zu anderthalb Stunden in Anspruch nehmen, wobei die eigentliche Bestrahlung je nach Alter der Quelle 20-40 Minuten dauert.

4 Aufbauten der verschiedenen Messungen

Thermolumineszenzdetektoren messen bei einer Bestrahlung das Licht und wandeln es in eine Ladung um. Damit daraus auf die Dosis geschlossen werden kann, müssen TLDs mit einer zuvor bekannten Dosis bestrahlt und anschließend ausgelesen werden. Damit können sogenannte Kalibrierfaktoren bestimmt werden, die für jeden TLD individuell sind. Es ist also eine Kalibrierung der TLDs vor tatsächlichen Messungen notwendig. Je nach Vorhaben unterscheiden sich allerdings die Messaufbauten. In den nachfolgenden Kapiteln werden der Aufbau der Kalibrierung, der Phantom- und der Patienten-Messung vorgestellt.

4.1 Messaufbau bei der Kalibrierung

Für die Kalibrierung wird der Messaufbau nach Referenz [30] verwendet. Das Wasserphantom [31] mit den Außenmaßen $30 \times 30 \times 30\,\mathrm{cm}$ ist in Abbildung 4.1 dargestellt.
Das Phantom wird mit Wasser gefüllt und ein Vaginalapplikator [32] mithilfe einer höhenverstellbaren Holzbrücke in dessen Mitte gehängt. Der Vaginalapplikator besteht aus Polymethylmethacrylat (PMMA) mit einem Durchmesser von $d = 3{,}5\,\mathrm{cm}$. An den Außenseiten sind Schläuche von Butterfly-Kanülen geklebt, in denen sich die TLDs befinden. Damit sie nicht aus den Schläuchen rutschen, wird eine Seite mit Sekundenkleber verschlossen. Um die TLDs nicht zu vertauschen, sind die Schläuche nummeriert (s. Abb. 4.2). Der Applikator wird verwendet, damit sich alle TLDs in einem gleichen Abstand zur Ir-192-Quelle, befinden. In der Mitte des Applikators befindet sich eine Stahlnadel [32], die über einen Transferschlauch mit dem Afterloader [33] verbunden ist. So ist es möglich, dass die Quelle aus dem Gerät in die Mitte des Applikators fahren kann. Mit dem vorgestellten Aufbau werden die TLDs für weitere Messungen kalibriert.

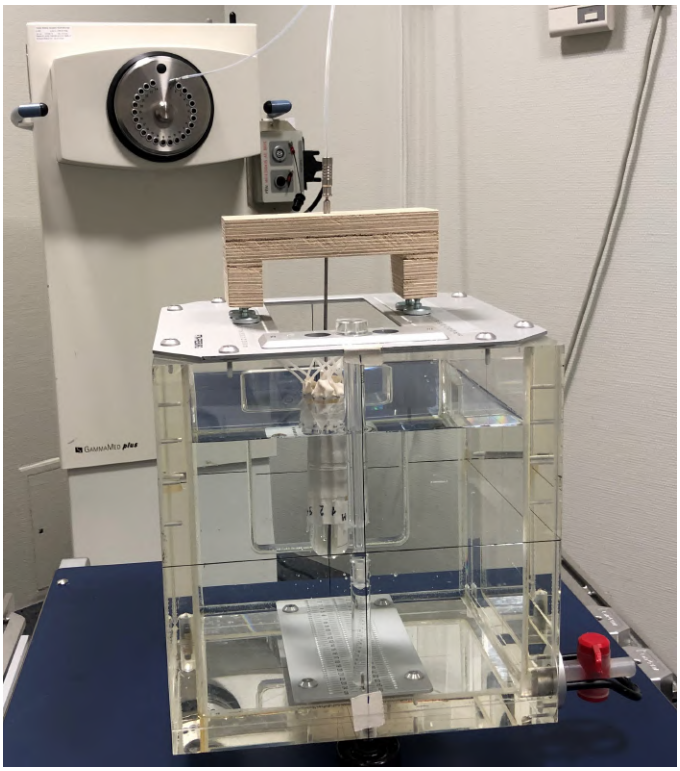


Abbildung 4.1: Aufbau der Wasserphantom-Messung mit dem verwendeten Afterloading-Gerät GammaMED Plus der Firma Varian [33] im Hintergrund.

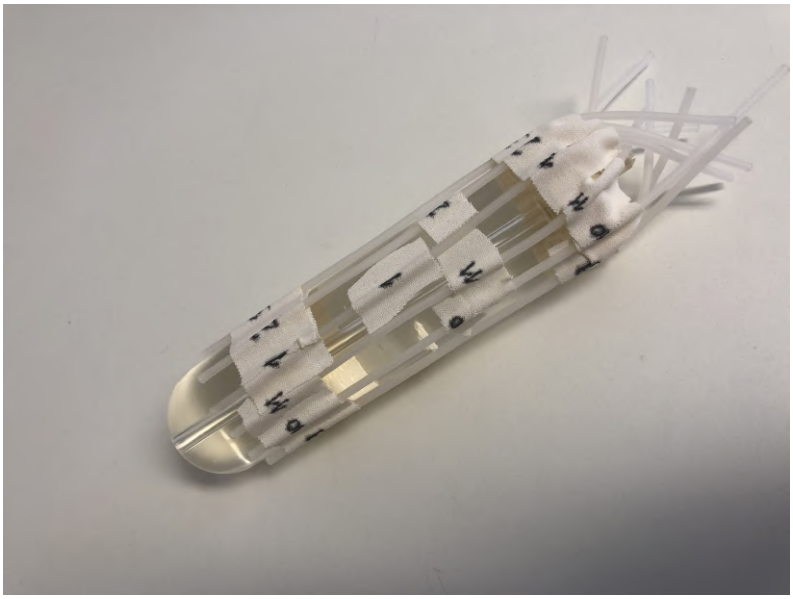
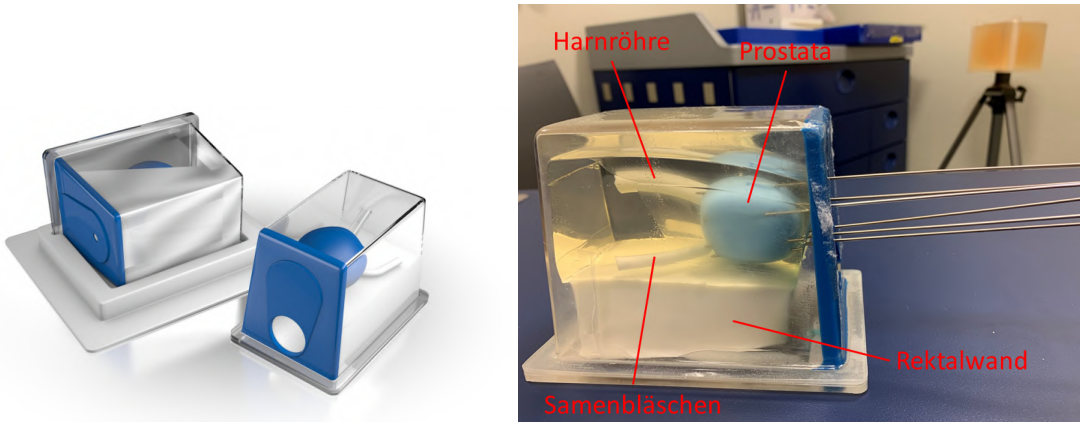


Abbildung 4.2: Der verwendete Vaginalapplikator mit den an der Oberfläche befestigten und nummerierten Schläuchen für die TLDs.

4.2 Aufbau der Phantom-Messung

Bevor Messungen am Patienten durchgeführt werden, wird das Verfahren an einem Prostata-Phantom der Firma CIRS (Computerized Imaging Reference Systems [34]) getestet. Dieses Phantom ist in Abbildung 4.3a zu sehen. Außerdem ist das für die Messung vorbereitete Phantom in Abbildung 4.3b dargestellt. Im Inneren befinden sich die Nachbildungen von



(a) Schematische Darstellung des Prostata-Phantoms der Firma CIRS [34].

(b) Das Prostata-Phantom mit den bereits gestochenen Nadeln.

Abbildung 4.3: Darstellung des Aufbaus bei der Prostata-Messung.

Prostata, Harnröhre, Samenbläschen und Rektalwand aus gewebeäquivalenten Materialien. Für die Messung werden Spickungsnadeln aus Titan [28] in die Prostata gestochen und über Transferschläuche mit dem Afterloader verbunden. Die Ir-192-Quelle fährt der Reihe nach in jede Nadel. In zwei zusätzlich gestochenen Nadeln befinden sich je fünf TLDs, die die Strahlung während des Vorgangs messen.

4.2.1 Bestrahlungsplanung

Für die Phantom-Messung werden insgesamt sechs Nadeln verwendet, von denen zwei mit je fünf TLDs bestückt sind. Die TLDs werden hintereinander in die Nadeln geschoben, sodass alle 6 mm ein neuer TLD beginnt. Die TLD-Nadeln sind Nadel 3 und Nadel 5. Die Nadeln 1, 2, 4 und 6 sind die Quellennadeln. In N1 fährt die Quelle 9 Haltepositionen ab. Dabei beginnt sie an der Spitze der Nadel (Position 130 cm) und bewegt sich alle 5 mm aus der Nadel heraus, bis sie alle 9 Haltepositionen abgefahren hat. N2 hat 7 Haltepositionen und es wird ähnlich verfahren wie bei N1. N4 besitzt 8 und N6 wieder 9 Haltepositionen. Für einen besseren Überblick über die Quellennadeln und ihre Haltepositionen kann Tabelle 4.1 hinzugezogen werden. Bei der Phantom-Messung wird an jeder Halteposition gleich lang gehalten (5 s).

Tabelle 4.1: Halteposition der einzelnen Quellennadeln N1, N2, N4 und N6 bei der Phantom-Messung.

Position /cm	130	129,5	129	128,5	128	127,5	127	126,5	126
N1	x	x	x	x	x	x	x	x	x
N2	x	x	x	x	x	x	x		
N4	x	x	x	x	x	x	x	x	
N6	x	x	x	x	x	x	x	x	x

4.3 Aufbau der Patienten-Messung

Nachdem die Phantom-Messung abgeschlossen ist, erfolgt der Eingriff bei einem Patienten. Die Prostataspickung, wie sie in Kapitel 3.3 beschrieben ist, wird in der Robert Janker Klinik in Bonn durchgeführt. Zusätzlich werden zwei Nadeln gestochen, in denen sich je fünf TLDs befinden. In Abbildung 4.4 sind die gestochenen Nadeln dargestellt.

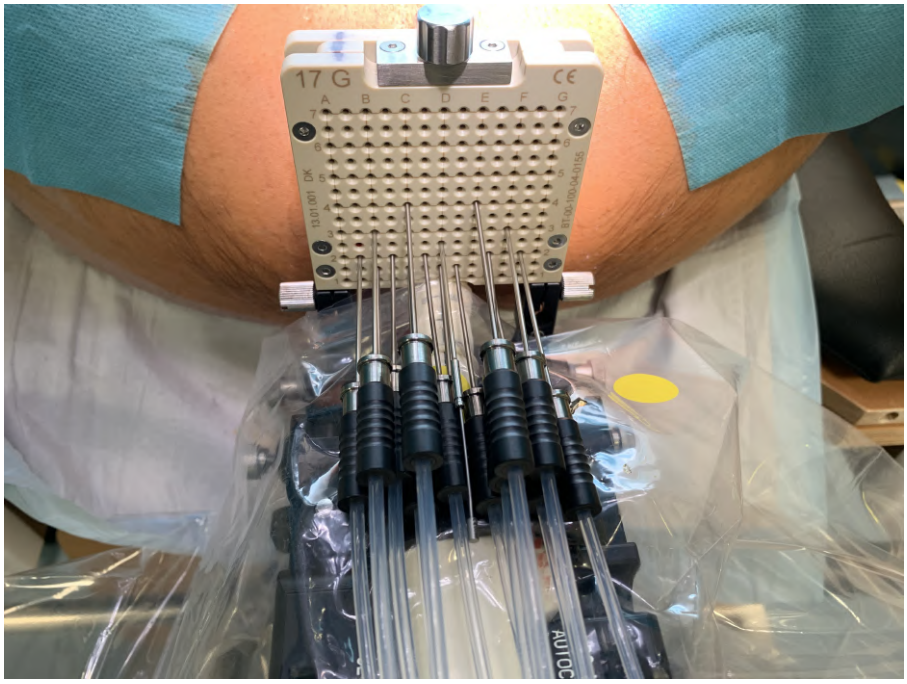


Abbildung 4.4: Prostataspickung beim Patienten. Die Nadeln mit den TLDs sind mit eingeschobenen Stäben in der Mitte der restlichen Nadeln zu erkennen.

Die Nadeln, die mit der Quelle beladen werden, sind über Schläuche mit dem Afterloader verbunden. Die Nadeln mit den TLDs werden mit eingeschobenen Stäben, die die exakten Positionen der TLDs in den Nadeln gewährleisten, in den Patienten eingebracht.

4.3.1 Bestrahlungsplanung

Ähnlich zu Kapitel 4.2.1 erfolgt die Planung der Patienten-Messung. Es werden insgesamt 15 Nadeln verwendet, wovon wieder zwei mit je fünf TLDs bestückt werden. Die restlichen 13 Nadeln fungieren als Quellennadeln. Die TLDs werden in die Nadeln 5 und 13 platziert. Die Quelle fährt in diesem Fall unterschiedliche Haltepositionen ab und hält an jeder Position unterschiedlich lang. Tabelle 4.2 gibt einen Überblick über die Haltepositionen und -zeiten.

Tabelle 4.2: Haltepositionen und -zeiten der einzelnen Quellennadeln bei der Patienten-Messung.

Position /cm	130	129,5	129	128,5	128	127,5	127	126,5	126
N1	3,2 s	18,3 s	-	-	18,6 s	1,1 s	3,8 s	-	-
N2	24,1 s	8,6 s	0,2 s	2,1 s	16,8 s	9,0 s	-	-	-
N4	11,9 s	0,7 s	-	4,4 s	2,6 s	11,1 s	8,3 s	-	-
N6	-	-	0,9 s	2,1 s	7,9 s	2,4 s	-	-	-
N7	10,6 s	-	-	-	-	-	0,3 s	25,5 s	3,7 s
N8	18,1 s	0,2 s	-	-	-	-	-	11,9 s	20,2 s
N9	10,3 s	-	-	-	-	-	-	7,0 s	17,4 s
N10	-	4,6 s	6,2 s	8,8 s	7,3 s	5,5 s	-	-	-
N12	11,4 s	4,7 s	5,8 s	1,0 s	6,2 s	-	-	4,2 s	7,7 s
N14	11,7 s	-	3,0 s	3,0 s	5,5 s	0,2 s	2,4 s	-	0,3 s
N15	4,7 s	1,5 s	4,4 s	4,5 s	2,2 s	4,5 s	2,7 s	0,9 s	-
Position /cm	129,7	129,2	128,7	128,2	127,7	127,2			
N3	8,7 s	17,2 s	0,2 s	2,0 s	-	-	-	-	-
N11	-	1,7 s	2,0 s	0,6 s	4,6 s	1,1 s	-	-	-

5 Monte-Carlo-Simulationen und Messungen im Vergleich zur Bestrahlungsplanung

5.1 Verifikation des Simulationsaufbaus

Für die Simulation der Ir-192-Quelle wird das Ion zuerst in der Makro-Datei definiert. Um zu überprüfen, ob der Zerfall richtig simuliert wird, wird ein Spektrum erstellt und die Emissionswahrscheinlichkeiten bestimmt. Diese werden dann mit der Literatur [11] verglichen. Abbildung 5.1 zeigt das simulierte Spektrum von Ir-192.

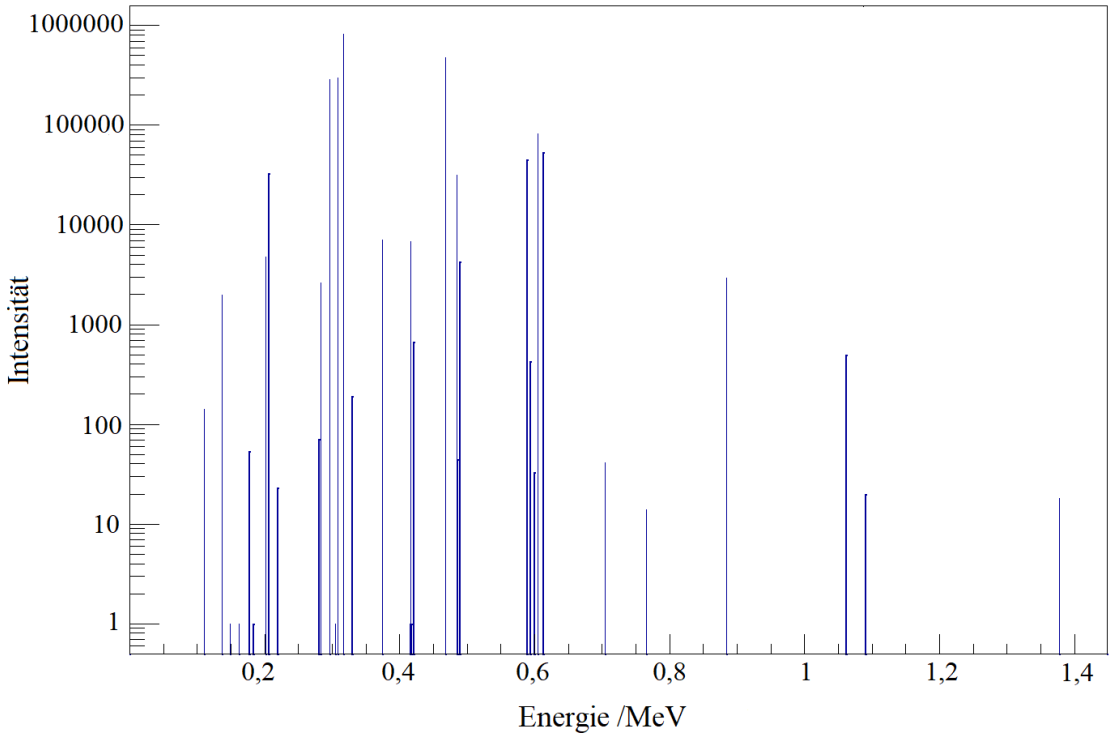
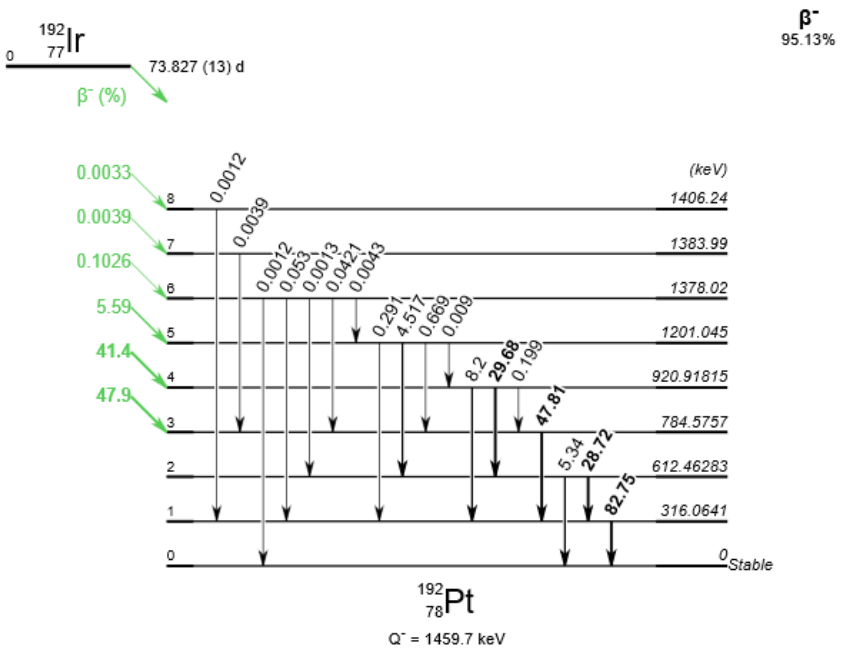
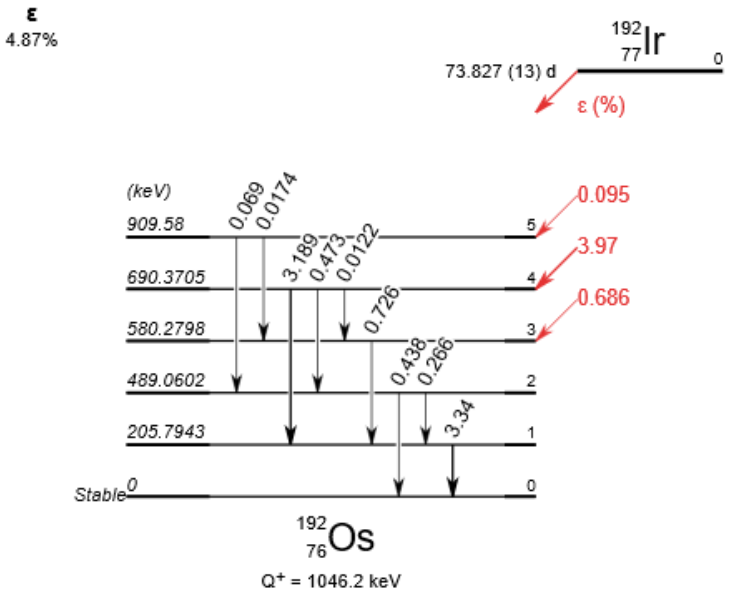


Abbildung 5.1: Das simulierte Spektrum von Ir-192.

Es werden eine Millionen Teilchen simuliert und dabei fließt nur die primäre Energie der γ-Quanten in das Spektrum mit ein. Ir-192 zerfällt zu 95 % zu Pt-192 als β^--Zerfall und zu 5 % zu Os-192 durch Elektroneneinfang [11]. Ir-192 besitzt daher ein komplexes Zerfallsschema mit Emissionslinien unterschiedlicher Energien, das in Abbildung 5.2 zu erkennen sind.



(a) β^--Zerfall von Ir-192 zu Pt-192.



(b) Elektroneneinfang von Ir-192 zu Os-192.

Abbildung 5.2: Zerfallsschema von Ir-192 [11].

Die Emissionswahrscheinlichkeit wird mit

$$W = \frac{N_{\mathrm{FEP}}}{N_{\mathrm{Sim}}} \tag{5.1}$$

berechnet. Dabei ist N_{Sim} die simulierte Teilchenanzahl und N_{FEP} die Intensität des jeweiligen Peaks. Anhand dessen kann für jeden Peak die Emissionswahrscheinlichkeit W bestimmt und mit den Literaturwerten [11] verglichen werden. Tabelle 5.1 zeigt die für Ir-192 relevanten Emissionswahrscheinlichkeiten zusammen mit den Werten aus der Literatur [11].

Tabelle 5.1: Die berechneten Emissionswahrscheinlichkeiten und deren Abweichungen zu den Literaturwerten [11].

Energie /keV	W /%	σ_W /%	$W_{\mathrm{Lit.}}$ /%	$\sigma_{W_{\mathrm{Lit.}}}$ /%	Abw. /%	$\sigma_{\mathrm{Abw.}}$ /%
110,4	0,0142	0,0012	0,0122	0,0011	-0,1639	0,1365
136,3	0,1993	0,0045	0,1990	0,0250	-0,0015	0,1278
177,0	0,0053	0,0007	0,0043	0,0012	-0,2326	0,3329
201,3	0,4779	0,0069	0,4730	0,0080	-0,0104	0,0225
205,8	3,3050	0,0182	3,3400	0,0400	0,0105	0,0130
280,3	0,0071	0,0008	0,0090	0,0050	0,2111	0,4482
283,3	0,2608	0,0051	0,2660	0,0030	0,0195	0,0222
296,0	28,7634	0,0536	28,7200	0,1400	-0,0015	0,0052
308,5	29,7927	0,0546	29,6800	0,1500	-0,0038	0,0054
316,5	82,7767	0,0910	82,7500	0,2100	-0,0003	0,0028
329,2	0,0191	0,0014	0,0174	0,0017	-0,0977	0,1491
374,5	0,7133	0,0084	0,7260	0,0060	0,0175	0,0142
416,5	0,6857	0,0083	0,6690	0,0210	-0,0250	0,0345
420,5	0,0665	0,0026	0,0690	0,0070	0,0362	0,1047
468,1	47,8500	0,0692	47,8100	0,2400	-0,0008	0,0052
484,6	3,1814	0,0178	3,1890	0,0240	0,0024	0,0094
489,1	0,4273	0,0065	0,4380	0,0140	0,0244	0,0346
588,6	4,5318	0,0213	4,5170	0,0220	-0,0033	0,0068
593,5	0,0427	0,0021	0,0421	0,0017	-0,0143	0,0688
599,4	0,0033	0,0006	0,0039	0,0017	0,1538	0,4582
604,4	8,1686	0,0286	8,2000	0,0400	0,0038	0,0060
612,5	5,3609	0,0232	5,3400	0,0800	-0,0039	0,0157
765,8	0,0014	0,0004	0,0013	0,0006	-0,0769	0,8770
884,5	0,2942	0,0054	0,2910	0,0070	-0,0110	0,0306
1061,5	0,0494	0,0022	0,0530	0,0010	0,0679	0,0455
1089,9	0,0020	0,0004	0,0012	0,0002	-0,6667	0,4648
1377,9	0,0018	0,0004	0,0012	0,0003	-0,5000	0,5154

Die berechneten Emissionswahrscheinlichkeiten weichen im Mittel um nur $(0,16 \pm 0,15)$ % von den Werten aus der Literatur ab (vgl. Tabelle 5.1). Daraus kann geschlossen werden,

dass der Zerfall von Ir-192 in der Simulation richtig umgesetzt wird.
Zur Überprüfung der Funktionalität der gesamten Quelle, wird in *Geant4* zunächst eine Welt aus Wasser erstellt, in der sich die verwendete Quelle, mitsamt der Kapsel um den aktiven Teil, befindet. Diese wird gemäß Abbildung 5.3 aufgebaut. Der Aufbau der Simulation orientiert sich an dem Aufbau von Referenz [35], wobei in der vorliegenden Arbeit der komplette Zerfall von Ir-192 simuliert und nicht nur ein Spektrum eingegeben wird. Dieser Einfluss ist allerdings nach Abschätzung der jeweiligen Emissionswahrscheinlichkeiten als gering einzuordnen ($\sum W = 217\,\%$ zu $\sum W_{\text{Lit.}} = 224\,\%$).

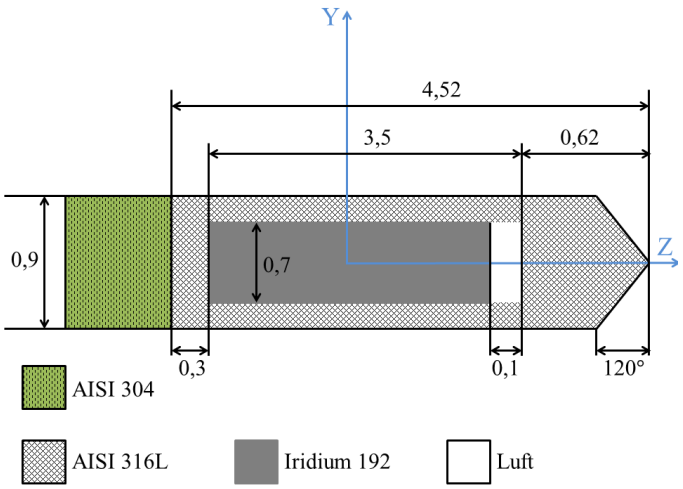


Abbildung 5.3: Technische Zeichnung der verwendeten Ir-192-Quelle. Die Angaben sind in Millimeter. Modell: Varian Medical Systems GammaMedPlus HDR nach Referenz [36].

Die simulierte Quelle ist in Abbildung 5.4 näher dargestellt. Das aktive Volumen hat einen Durchmesser von 0,7 mm und wird von einem Zylinder aus Edelstahl (AISI 316L) umhüllt. An der Vorderseite der Quelle befindet sich ein Spalt aus Luft. Am hinteren Ende der Kapsel schließt sich ein Draht (AISI 304) mit 130 cm Länge an. Die genauen Zusammensetzungen der Edelstähle sind in Tabelle 5.2 aufgelistet.

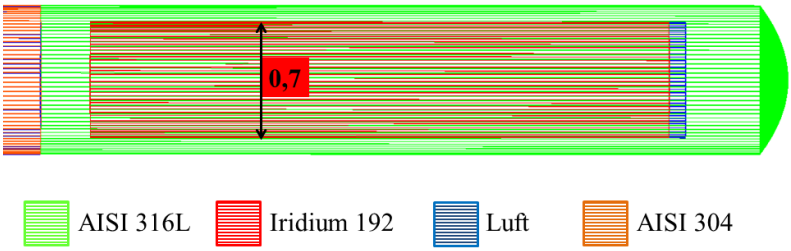


Abbildung 5.4: Die mit *Geant4* simulierte Quelle. Rot: Ir-192, Blau: Luftspalt, Grün: Kapsel (AISI 316L), Orange: Draht (AISI 304).

Tabelle 5.2: Chemische Zusammensetzung und Dichte der Edelstähle [37].

Chemisches Element	AISI 316L /%	AISI 304 /%
C	0,03	0,08
N	0,1	0,1
Si	0,75	0,75
P	0,045	0,045
S	0,03	0,03
Cr	17	19
Mn	2	2
Fe	65,545	68,745
Ni	12	9,25
Mo	2,5	
Dichte $/\frac{g}{cm^3}$	8,03	5,6

Um die simulierte Quelle zu verifizieren, wird eine Tiefendosiskurve (TDK) aufgenommen und mit der Literatur [38] verglichen. Allerdings wurden die Literaturwerte anhand einer Simulation mit *Geant3* erzeugt. Die vorliegende Simulation beruht aber auf *Geant4*. Das kann sich in den Ergebnissen widerspiegeln.
Die TDK wird senkrecht zur Quelle aufgenommen, indem das bereits in Kapitel 3.1.3 beschriebene Scoring Mesh verwendet wird. Es wird ein zylinderförmiges Mesh gewählt, da die Quelle rotationssymmetrisch ist. Das Mesh teilt sich in sogenannte Bins ein, die die Feinheit des Volumens bestimmen. Außerdem wird die Größe des Zylinders durch den einzugebenen Radius eingestellt. In Abbildung 5.5 wird die TDK mit 200 Bins (wie in Literatur [35]) dargestellt. Die Werte aus der Simulation und der Literatur werden dabei auf 1,25 cm normiert, um sie vergleichbar zu machen. Es ist zu erkennen, dass in geringen Tiefen hohe Abweichungen ($-22\,\%$) resultieren. Dagegen passen in der Tiefe Literatur- und Simulationswerte gut aufeinander (Abweichungen unter 5 %). Diese Abweichungen können anhand Abbildung 5.6 erklärt werden.
Zu erkennen ist die TDK aus den Litearturwerten. Außerdem sind graue Kästen abgebildet, die das Binning symbolisieren sollen. In geringen Tiefen zum Quellenursprung ist ein steiler Gradient zu erkennen. Erst in der Tiefe, also in einem größeren Abstand zum Ursprung, flacht die Kurve ab. Durch ein grobes Binning, vor allem beim steilen Gradienten, wird die Dosis über mehrere Größenordnungen gemittelt. Dadurch entstehen die Abweichungen aus Abbildung 5.5. In der Tiefe fällt es nicht so stark ins Gewicht, da die Kurve abflacht und der Dosisbereich nicht über mehrere Größenordnungen reicht.
Aus diesem Grund kann ein feines Binning am Anfang und ein gröberes Binning in der Tiefe dazu führen, dass sich die Abweichungen zu der Literatur verringern.

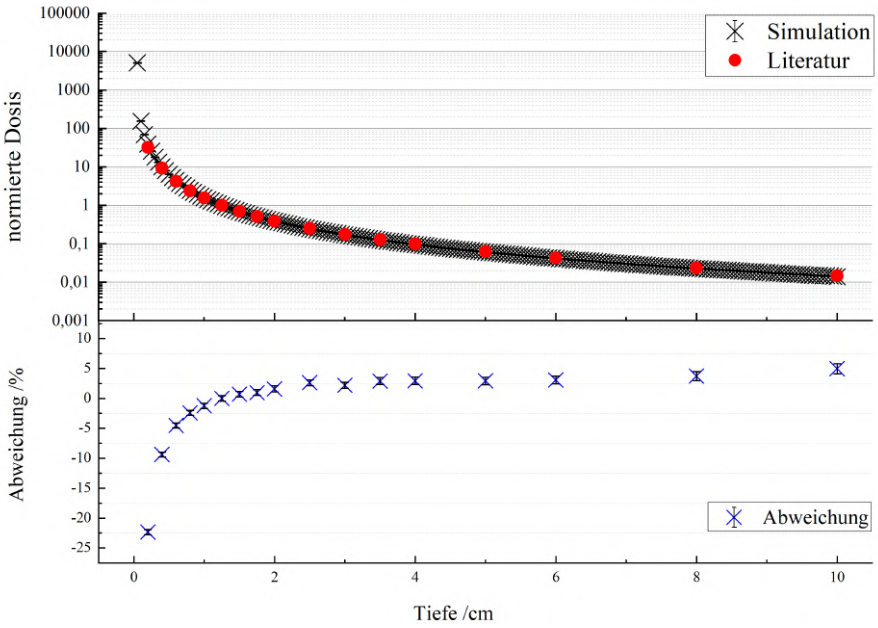


Abbildung 5.5: Tiefendosiskurve aus der Simulation mit dazugehörigen Literaturwerten [38] bei einer Verschiebung in z-Richtung von 0 cm, sowie die Abweichung zwischen Simulation und Literatur. Dabei wird das Binning aus der Literatur übernommen.

Für ein geeignetes Binning werden Sättigungsstudien durchgeführt. Es folgen mehrere Simulationen mit unterschiedlichen Radien und unterschiedlich großer Anzahl an Bins. In den nachfolgenden Abbildungen 5.8, 5.9 und 5.10, sowie in den Abbildungen A.5-A.7, wird die absolute Dosis gegen die Binbreite aufgetragen. In allen Abbildungen ist zu erkennen, dass die Steigung der linearen Regression mit der Tiefe abflacht, sodass in der Tiefe von 3, 5-10 cm ein gröberes Binning ausreichend ist. Es wird ein Mesh mit $r = 10\,\text{cm}$ und 1000 Bins ausgewählt. In der Nähe des Quellenursprungs ist die Wahl des Binnings nicht trivial. In den Abbildungen A.5-A.7 wird der Bereich bis zu einer Binbreite von 0,0125 cm näher betrachtet, der in den Abbildungen 5.8, 5.9 und 5.10 nicht eindeutig zu erkennen ist. Daran kann überprüft werden, welches Binning für eine feine Auflösung der TDK geeignet ist.
Durch den steilen Gradienten sollte das Mesh fein gewählt sein. Allerdings beansprucht ein feines Binning viel Rechenzeit. Also muss der zeitliche Aspekt bei der Wahl des Binnings berücksichtigt werden. Für die Tiefe bis 3 cm wird das Mesh in 900 Bins eingeteilt.
In Abbildung 5.7 ist die aufgenommene TDK mit dem variablen Binning dargestellt. Es fällt auf, dass die Abweichungen in der Nähe des Quellenursprungs geringer geworden sind. Im Rahmen der Unsicherheiten sind alle Werte mit $\pm 2\,\%$ kompatibel. In den Abbildungen A.10-A.15 sind weitere Tiefendosiskurven zu sehen, die in unterschiedlichen Höhen zum Quellenursprung aufgenommen sind.
Es konnte gezeigt werden, dass durch das Binning Einfluss auf das Ergebnis genommen werden kann. Außerdem wird durch Abbildung 5.5 deutlich, dass zwischen *Geant3* und *Geant4* Unterschiede in der Berechnung herrschen.

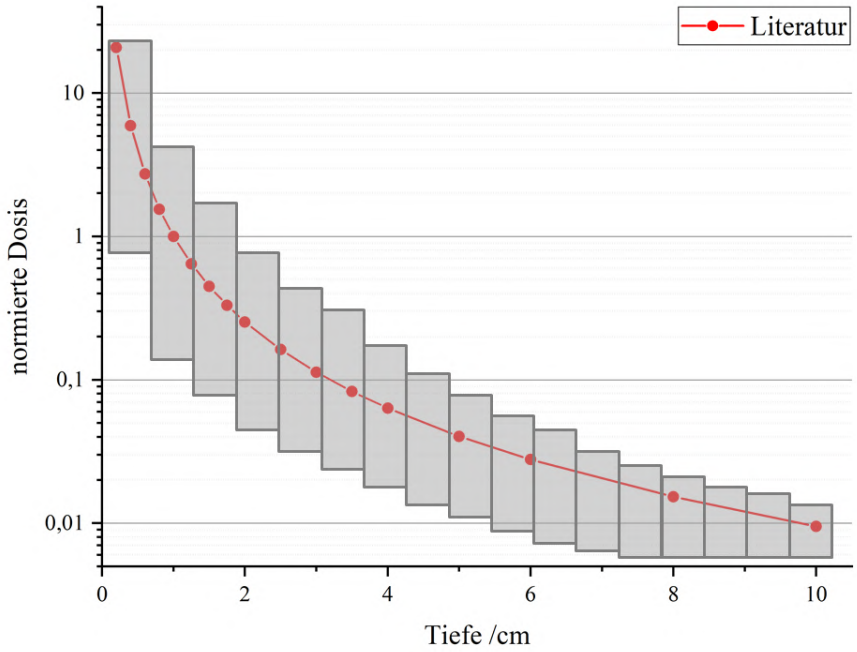


Abbildung 5.6: TDK der Literaturwerte aus [38]. Die grauen Kästen symbolisieren die Bins und die damit zusammenhängende Mittelung der Dosis bei einem steilen Gradienten.

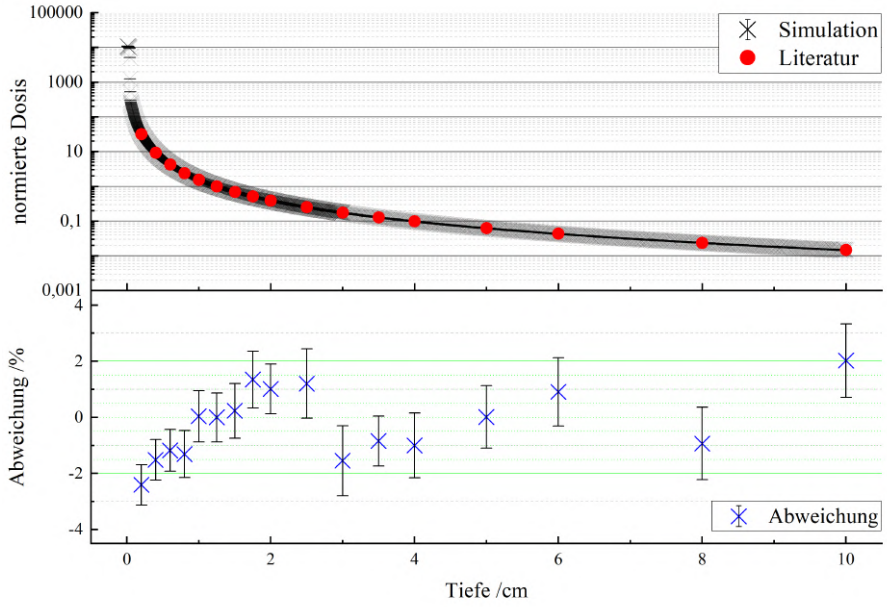


Abbildung 5.7: Tiefendosiskurve aus der Simulation mit dazugehörigen Literaturwerten [38] bei einer Verschiebung in z-Richtung von 0 cm, sowie die Abweichung zwischen Simulation und Literatur.

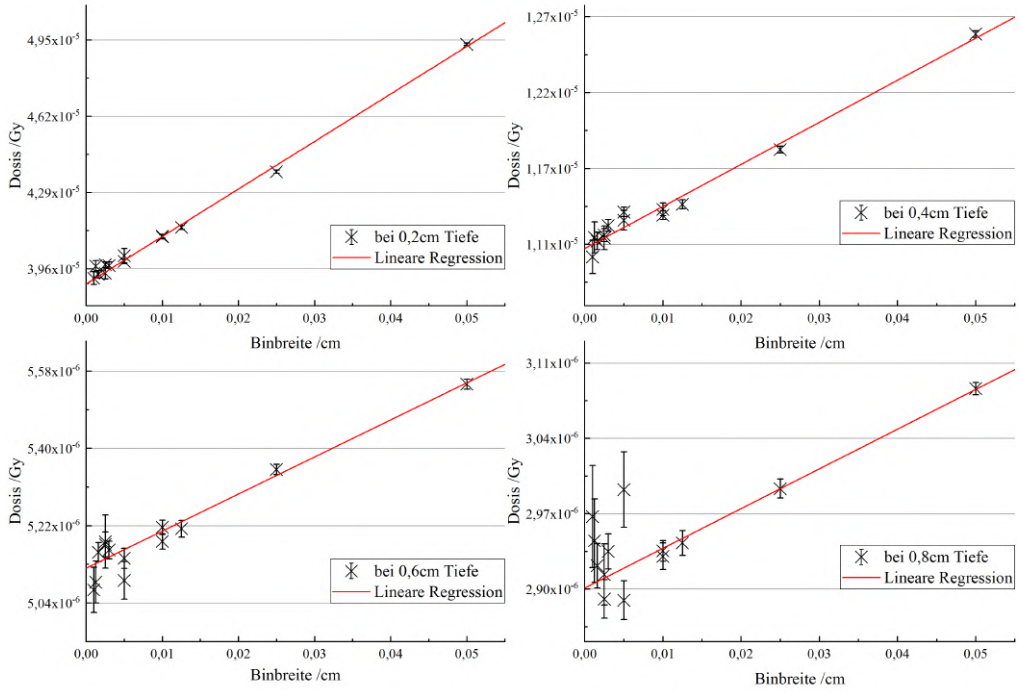


Abbildung 5.8: Sättigungsstudie zur Auswahl eines geeigneten Binnings (Teil 1).

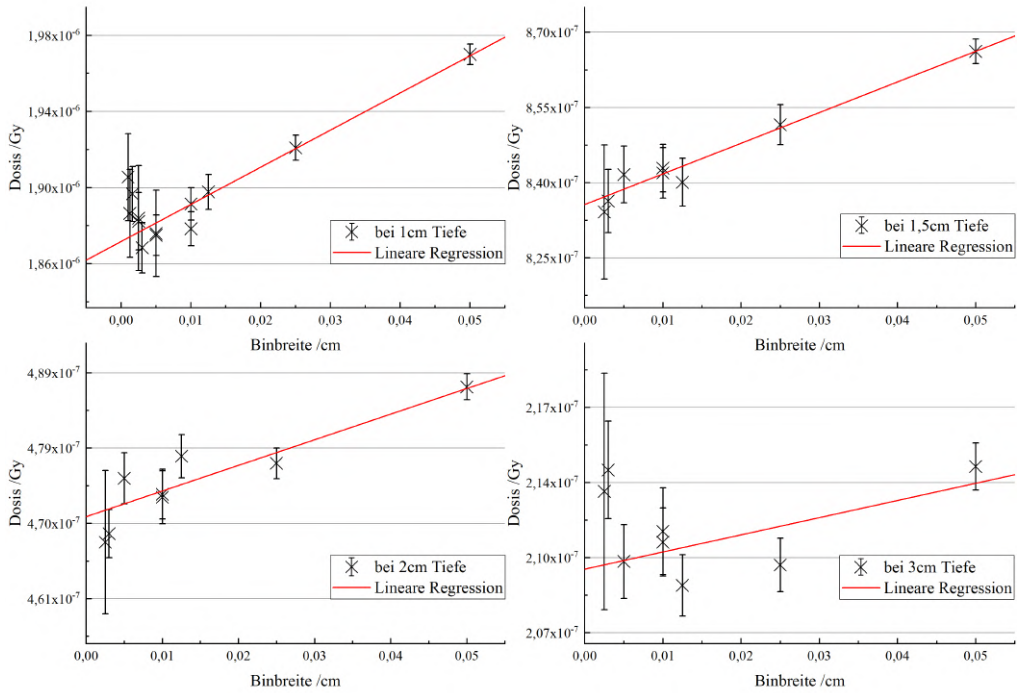


Abbildung 5.9: Sättigungsstudie zur Auswahl eines geeigneten Binnings (Teil 2).

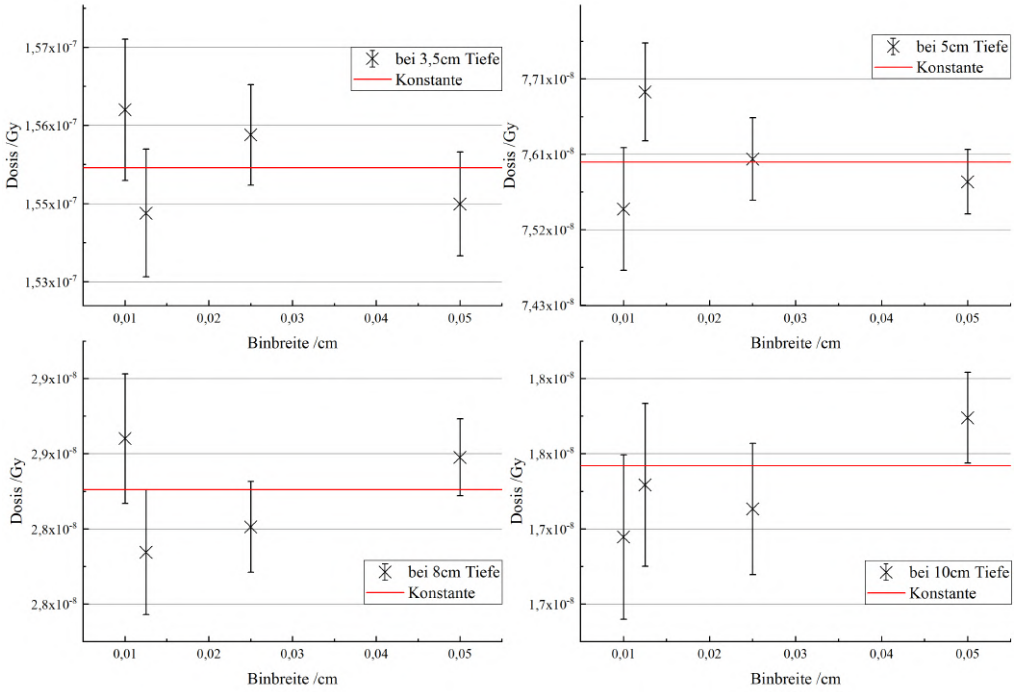


Abbildung 5.10: Sättigungsstudie zur Auswahl eines geeigneten Binnings (Teil 3).

5.2 Kalibrierung der Thermolumineszenzdetektoren

Für die Messung der Dosisverteilungen mittels TLDs müssen diese mit dem in Kapitel 4.1 beschriebenen Messaufbau kalibriert werden. Das ist notwendig, da beim Auslesen der TLDs das emittierte Licht in eine Ladung umgewandelt wird. Diese Ladung muss einer Dosis zugeordnet werden um spätere Messungen auswerten zu können. Aus diesem Grund ist einer Kalibrierung der TLDs notwendig. In den nachfolgenden Kapiteln wird die Simulation der Kalibrierung vorgestellt. Außerdem wird auf die vorangegangene Bestrahlungsplanung mit BrachyVision eingegangen und die Ergebnisse der Kalibrierung werden vorgestellt.

5.2.1 Monte-Carlo-Simulation der Kalibrierung

In *Geant4* wird der Aufbau aus Kapitel 4.1 erstellt. In Abbildung 5.11 ist dieser zu sehen. Es ist der Applikator (grau) mit an der Oberfläche angebrachten Schläuchen (grün) zu

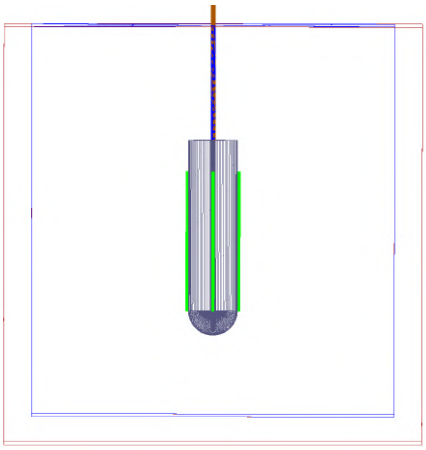


Abbildung 5.11: Simulation des Kalibrationsaufbaus. Grau: Applikator, Grün: Schläuche für die TLDs, Braun: Applikatorsonde.

erkennen, in denen sich in einem Abstand von 1,85 cm zur Quelle je ein TLD befindet. Die Quelle fährt in die Mitte des Applikators. Da BrachyVision in einer Wasserumgebung rechnet, also keine zusätzlichen Materialien berücksichtigt [13], wird das ebenfalls in der Simulation übernommen. Es werden 3×10^7 Teilchen simuliert. Die in den Schläuchen befindlichen TLDs werden als sensitive Detektoren eingestellt, sodass sie die Dosisdeposition messen. Die aus der Simulation resultierende Dosis liegt bei $D_{\text{Sim}} = (8,47 \pm 0,351) \cdot 10^{-7}$ Gy.
Damit die Simulation und die Messung durch BrachyVision verglichen werden können, kann die simulierte Dosis D_{Sim} mit der Aktivität und Bestrahlungszeit der realen Quelle berechnet werden, um die tatsächliche Dosis bei der Simulation zu erhalten. Diese berechnete Dosis kann dann mit der Dosis aus BrachyVision von 1 Gy verglichen werden.
Aus dem Quellenzertifikat A.1 können die Eigenschaften der Quelle, wie Luft-Kerma-Rate

$\overline{K_{\text{air}}}$ und Konversionsfaktor f entnommen werden. Die Aktivität wird berechnet mit

$$A_0 = \frac{\overline{K_{\text{air}}}}{f}\,, \tag{5.2}$$

wobei $\overline{K_{\text{air}}}$ die Luft-Kerma-Rate von $48{,}88\,\frac{\text{mGy}}{\text{h}} \pm 5\,\%$ ist. Der Konversionsfaktor f ist mit $f = 0{,}11\,\frac{\text{mGy}}{\text{hGBq}}$ gegeben. Dadurch ergibt sich für die Ursprungsaktivität

$$A_0 = (417{,}09 \pm 20{,}85)\,\text{GBq}\,. \tag{5.3}$$

Die Unsicherheit auf die Aktivität muss für zukünftige Berechnungen berücksichtigt werden. Die Aktivität der Quelle zum Zeitpunkt der Kalibrierung lag bei

$$A = (17{,}05 \pm 0{,}85) \cdot 10^{10}\,\text{Bq} \tag{5.4}$$

und die Bestrahlungszeit bei $t = 62{,}9\,\text{s}$. Mit

$$N_{\text{Mess}} = A \cdot t = (10{,}724 \pm 0{,}536) \cdot 10^{12} \tag{5.5}$$

wird die Teilchenzahl bei der Kalibrierung berechnet. Für die Dosis bei der Simulation ergibt sich

$$D_{\text{H2O,Sim}} = \frac{N_{\text{Mess}}}{N_{\text{Sim}}} \cdot D_{\text{Sim}} = (0{,}908 \pm 0{,}045)\ \text{Gy}\,. \tag{5.6}$$

Daraus resultiert eine Abweichung zu BrachyVision von $(9{,}2 \pm 0{,}5)\,\%$.
Die gleiche Simulation, nur mit den realen Materialien, wird ebenfalls durchgeführt. Das heißt, dass Applikator, Schläuche und Detektoren aus PMMA, Polyethylen bzw. LiF bestehen. Es lässt sich dann eine Dosis von

$$D_{\text{Real,Sim}} = (0{,}749 \pm 0{,}037)\ \text{Gy} \tag{5.7}$$

bestimmen. Dadurch entsteht eine Abweichung zu BrachyVision von $(25{,}1 \pm 1{,}3)$ %.
Es wird gezeigt, dass zwischen den Simulationen der reinen Wasserumgebung und der Umgebung mit realen Materialien ein Unterschied von $(17{,}47 \pm 5{,}84)$ % vorliegt. Deshalb wird sich dazu entschieden, für die Kalibrierung der TLDs die Werte aus der Simulation mit realen Materialien zu verwenden, da das der Messung am Nächsten kommt.
Für die Kalibrierung der TLDs wird eine Ausgleichsrechnung (OriginPro 2019) für jeden TLD durchgeführt, anhand dessen, für spätere Messungen die Dosis berechnet werden kann. Für die Ausgleichsrechnung wird die ausgelesene Ladung in Abhängigkeit der Dosis aus der Simulation mit den realen Materialien aufgetragen. Abbildung 5.12 zeigt die Kalibrierkurve beispielhaft für TLD 1, die gewichtet gefittet wurde.
Die Unsicherheiten auf die Ladung resultieren aus dem mehrmaligen Wiederholen einzelner Messungen. Bei einmaligen Messungen wird eine Wiederholbarkeit von $\pm 2\,\%$ als Unsicherheit angenommen [39]. Auch der Dosiswert erhält eine Unsicherheit, die aus der mehrmaligen Wiederholung der Simulation resultiert. Für die Dosisberechnung nachfolgender Messungen wird

$$D_{\text{Fit}} = \frac{L_{\text{TLD}} - b}{m} \tag{5.8}$$

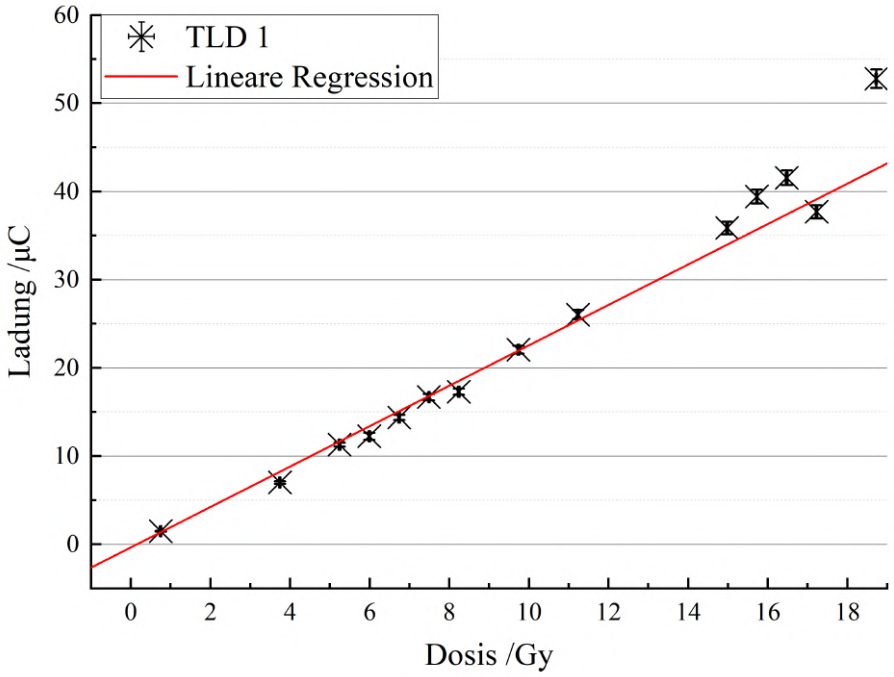


Abbildung 5.12: Kalibrierung von TLD 1. Die Lichtmenge wird in Abhängigkeit der Dosis aus der Simulation aufgetragen.

verwendet, in die die jeweils ausgelesene Ladung eingesetzt wird. Für alle TLDs ergeben sich für Steigung m und den y-Achsenabschnitt b die Ergebnisse aus Tabelle 5.3. In den Abbildungen A.16 und A.17 sind die Kalibrierkurven für die übrigen TLDs dargestellt.

Tabelle 5.3: Ergebnisse aus den Kalibrierkurven.

TLD-Nr.	Steigung m $/\frac{\mu C}{Gy}$	σ_m $/\frac{\mu C}{Gy}$	y-Achsenabschnitt b $/\mu C$	σ_b $/\mu C$
1	2,29	0,07	-0,35	0,22
2	2,83	0,12	-0,52	0,49
3	2,24	0,10	-0,68	0,53
4	2,00	0,11	-0,52	0,64
5	2,13	0,08	-0,42	0,34
6	2,13	0,08	-0,33	0,29
7	2,07	0,07	-0,24	0,23
8	2,02	0,08	-0,19	0,24
9	2,55	0,10	-0,44	0,52
10	2,00	0,06	-0,19	0,17

5.2.2 Bestrahlungsplanung mit BrachyVision

Für die Planung der Bestrahlung wird zuerst eine Computertomographie (CT) des Aufbaus angefertigt, um diese in das Bestrahlungsprogramm einzuspeisen. Abbildung 5.13 zeigt das Wasserphantom mit Applikator im CT. Im Applikator befindet sich ein Dummy, der die Halteposition der Quelle im CT sichtbar macht.

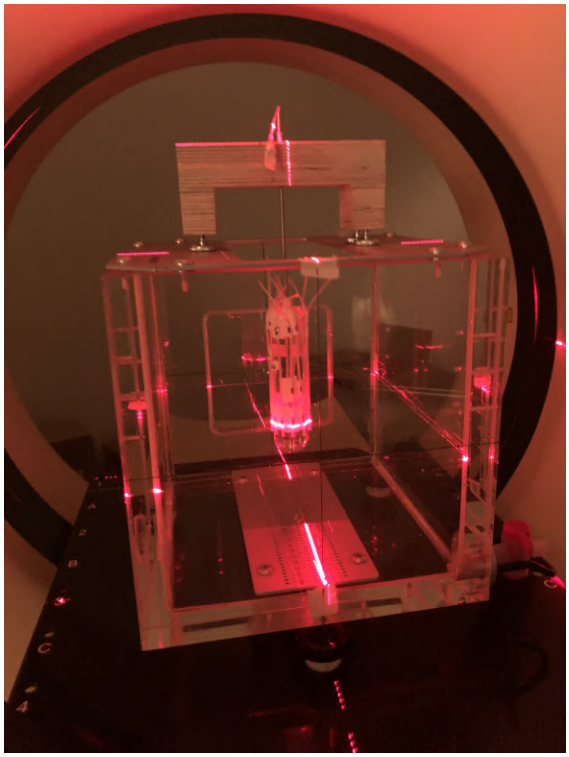
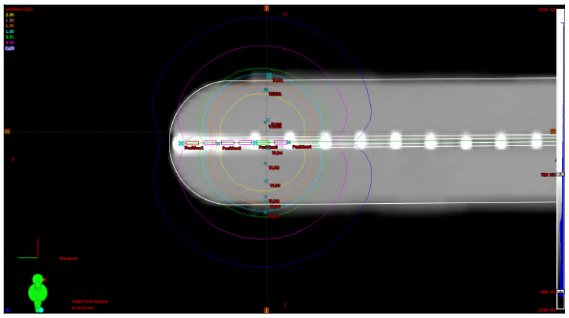


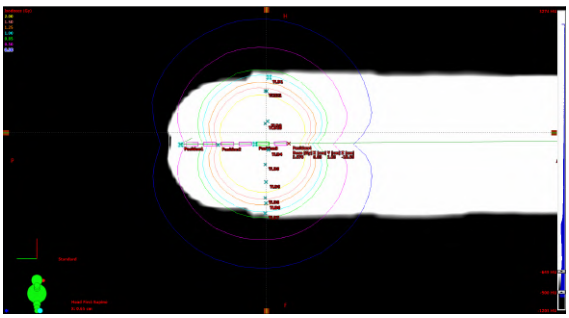
Abbildung 5.13: Wasserphantom bei der CT.

Abbildung 5.14 zeigt die vom CT erstellten Bilder, die in BrachyVision importiert werden. In Abbildung 5.14d sind die Schläuche an der Oberfläche des Applikators zu erkennen, in denen sich jeweils ein TLD befindet. In BrachyVision werden 11 Positionen erzeugt, die die TLDs symbolisieren sollen. In der Abbildung ist das durch kleine Kreuze dargestellt. Diese 11 Positionen befinden sich im Abstand von ca. $(1,914 \pm 0,009)$ cm von der Quelle. Da der Durchmesser des Applikators bei 3,5 cm liegt, wäre ein Abstand zur Quelle von 1,75 cm ideal, allerdings konnten die TLD-Positionen nur nach Augenmaß platziert werden. TLD 11 wird zwar kalibriert, aber in den nachfolgenden Messungen nicht verwendet und daher bei relevanten Berechnungen weggelassen. Im Bestrahlungsprogramm wird die Quelle in die Mitte des Applikators gesetzt, die durch den darin befindlichen Dummy gut zu erkennen ist. Die Quelle kann nur an den vorgewiesenen Positionen halten, die in den Abbildungen 5.14b und 5.14c als kleine Rechtecke dargestellt werden. Als Quellenposition wird die ausgewählt, die sich an einer ähnlichen Stelle wie die TLDs befindet. In den Abbildungen 5.14b und 5.14c ist die Position als grünes Rechteck (Position 128 cm) gekennzeichnet.

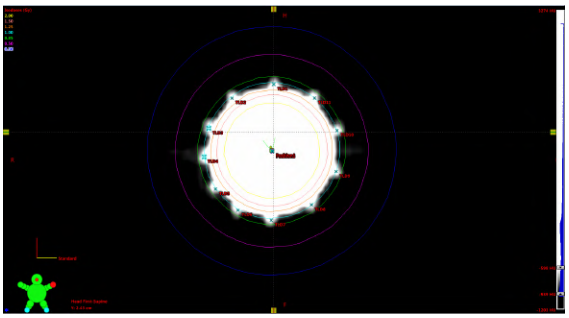
(a) CT vom Aufbau.



(b) Sagittale Ansicht mit sichtbarem Quellendummy und den möglichen Haltepositionen der Quelle (Rechtecke). Die kleinen Kreuze zeigen die TLD-Positionen.



(c) Sagittale Ansicht mit Isodosen. Die Rechtecke geben die möglichen Quellenpositionen an und die Kreuze die Positionen der TLDs.



(d) Transversale Ansicht. Zu erkennen sind die kleinen Kreuze der TLD-Positionen.

Abbildung 5.14: Die aus BrachyVision exportierten Bilder zur Erläuterung des Planungsvorgehens.

Die Haltezeit der Quelle wird per Schieberegler eingestellt, bis eine Dosis von ca. 1 Gy an jeder TLD-Position erreicht ist. In diesem Fall ist das $t = 29\,\mathrm{s}$. Die genauen Dosen und Abstände der einzelnen TLDs zur Quelle sind in Tabelle 5.4 zusammengefasst. Da jeder TLD nicht in einem exakten Abstand von 1,75 cm zur Quelle angebracht ist, sondern im Mittel bei $(1,914 \pm 0,009)$ cm, ergeben sich für spätere Messungen Unsicherheiten, die beachtet werden sollten. Das kann anhand der TDK aus Kapitel 5.1 Abbildung 5.7 erläutert werden. Bei der Kalibrierung liegt für TLD 2 der geringste Abstand zur Quelle vor, sodass dieser womöglich größere Dosen misst als TLD 7, der sich am weitesten von der Quelle weg befindet. Außerdem ergeben sich durch eine gemittelte Dosis von $(1,006 \pm 0,010)$ Gy systematische Unsicherheiten von ca. 5 %. Wenn z. B. die geringste Dosis von 0,947 Gy betrachtet wird, liegt diese um 5,86 % unter der gemittelten Dosis. Bei der Planung ist zudem zu beachten, dass BrachyVision in einer reinen Wasserumgebung rechnet, sodass Einflüsse von Materialien innerhalb des Aufbaus nicht berücksichtigt werden [13].

Tabelle 5.4: Positionen und Dosen der TLDs durch BrachyVision berechnet.

TLD-Nr.	Dosis /Gy	Abstand zw. TLD und Quelle /cm
1	1,043	1,88
2	1,067	1,86
3	1,033	1,89
4	0,997	1,92
5	0,991	1,92
6	0,980	1,93
7	0,947	1,97
8	1,016	1,90
9	1,001	1,92
10	0,988	1,94
11	1,005	1,92
	$1,006 \pm 0,010$	$1,914 \pm 0,009$

5.2.3 Messungen mit unterschiedlichen Dosen

Nachdem der Bestrahlungsplan festgelegt wurde, erfolgt die Messung am Wasserphantom. Die TLDs werden mit Dosen zwischen $1-25\,\mathrm{Gy}$ bestrahlt, um eine sogenannte Dosistreppe zu erstellen, wie sie in Abbildung 5.15 zu sehen ist. Dosistreppen werden verwendet, um die Dosis in Abhängigkeit der Ladung beschreiben zu können und um ein möglichst lineares Verhalten der TLDs zu überprüfen.
In der Literatur sind verschiedene Angaben zur Linearität von TLDs angegeben. So kann der lineare Bereich unter $3\,\mathrm{Gy}$ [19] liegen, aber sie können auch noch bis $10\,\mathrm{Gy}$ ein lineares Verhalten zeigen [40].
In Abbildung 5.15 ist die Ladung bei unterschiedlichen Dosen und TLDs zu sehen, dabei ist zu erwähnen, dass nicht jede Messung aus Zeitgründen mehrmals wiederholt werden konnte. Für diese Fälle wird je eine Wiederholbarkeit von $\pm 2\,\%$ als Unsicherheit angenommen [39]. Bei mehrmals wiederholten Messungen wird der Mittelwert und die Unsicherheit auf den Mittelwert berechnet.

Für die Kalibrierung der TLDs empfiehlt es sich in der gewünschten Strahlungsart und -qualität und in der geeigneten Dosisgröße zu messen [19]. Aus diesem Grund wird eine Dosistreppe von $1-25\,\mathrm{Gy}$ aufgenommen. Bis $15\,\mathrm{Gy}$ ist es relevant für die Messungen (Phantom und Patient), da in dieser Größenordnung bestrahlt wird. Der Bereich bis $25\,\mathrm{Gy}$ ist aufgenommen worden, um das Verhalten der TLDs bei höheren Dosen herauszufinden. In Abbildung 5.15 ist bis ca. $15\,\mathrm{Gy}$ ein weitestgehend linearer Verlauf der TLDs zu erkennen. Danach kann es für einige TLDs in eine Sättigung übergehen. In den Abbildungen A.8 und A.9 sind für jeden TLD einzeln die Verläufe aufgetragen, um die Linearität deutlicher darzustellen. Alle TLDs zeigen aber für den Bereich bis $15\,\mathrm{Gy}$ ein lineares Verhalten, das für Folgemessungen ausreichend ist.

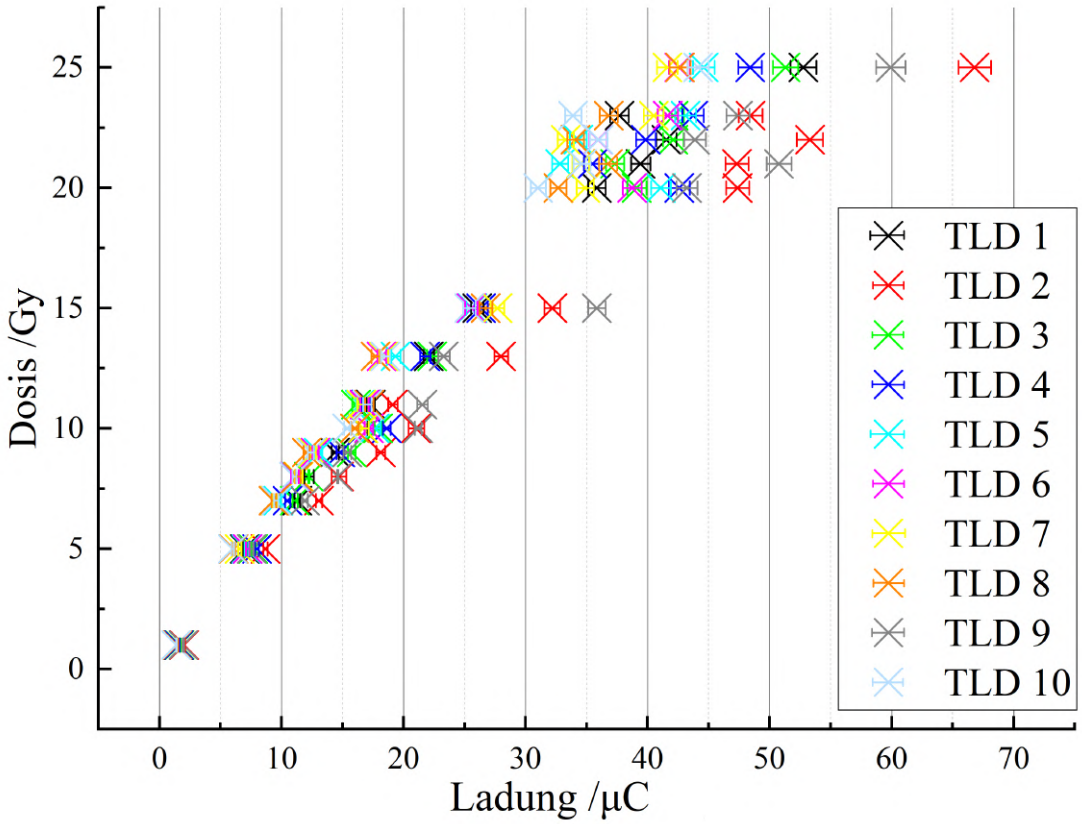


Abbildung 5.15: Dosis in Gy aufgetragen in Abhängigkeit von der Lichtausbeute in μC als sogenannte Dosistreppe.

5.2.4 Geräte für die Messung

Für die Messung wird ein PC zur Steuerung des Afterloaders verwendet, um die nominelle Haltezeit der Quelle von 29 s an der Position 128 cm einzustellen. Die nominelle Zeit wird mit einem Faktor, der sich aus dem Verhältnis der Aktivität von 370 GBq und der Aktivität zum Zeitpunkt der Messung berechnen lässt, multipliziert. Eine Quelle, die eine Ursprungsaktivität von 370 GBq aufweist, müsste dementsprechend 29 s an der vorgesehenen Position halten, um eine Dosis von 1 Gy zu deponieren. Je nach Alter der Quelle kann sie allerdings auch mehr Zeit benötigen (s. Kapitel 2.1.1).
Nachdem die Messung beendet ist, werden die TLDs ausgelesen. Dafür werden sie nacheinander in die Schublade des Auslesegeräts (Harshaw 3500 [41]), das in Abbildung 5.16 dargestellt ist, gelegt und geheizt. Es erfolgt zuerst ein linearer Temperaturanstieg bis 300 °C und danach bleibt die Temperatur konstant bei 300 °C, bis der TLD ausgelesen ist. Das Auslesegerät ist mit einem PC verbunden, mit dem die Ladungsmenge des ausgelesenen TLD gespeichert wird. Das verwendete Computerprogramm nennt sich WinREMS [41].
Um TLDs wiederverwenden zu können, müssen sie nach jeder Verwendung in einem Ofen vollständig ausgeheizt werden. Das führt zu einer Regeneration der TLDs, bei der der

Abbildung 5.16: Auslesegerät mit Schublade für die TLDs (Harshaw 3500 [41]).

Dosiswert auf Null gesetzt wird. Der für das Ausheizen verwendete Ofen ist in Abbildung 5.17 dargestellt.

Abbildung 5.17: Ausheizofen und Trägerplatten für das Ausheizen von TLDs [19].

5.3 Phantom-Messung

Bevor das Verfahren beim Patienten angewendet wird, erfolgt die Messung an einem Prostata-Phantom, das in Kapitel 4.2 vorgestellt wurde. Nachfolgend wird die Phantom-Messung in *Geant4* nachgestellt und durchgeführt. Anschließend werden die Ergebnisse aus der Messung präsentiert. Mit den Ergebnissen aus der Monte-Carlo-Simulation und Messung kann dann die Dosis, die bei der Messung appliziert wurde, bestimmt werden.

5.3.1 Monte-Carlo-Simulation der Phantom-Messung

Die Phantom-Messung wird in *Geant4* nachgestellt. In Abbildung 5.18 sind die geplanten Nadelpositionen zu sehen. Dabei sind die schwarzen Punkte die Quellennadeln N1, N2, N4

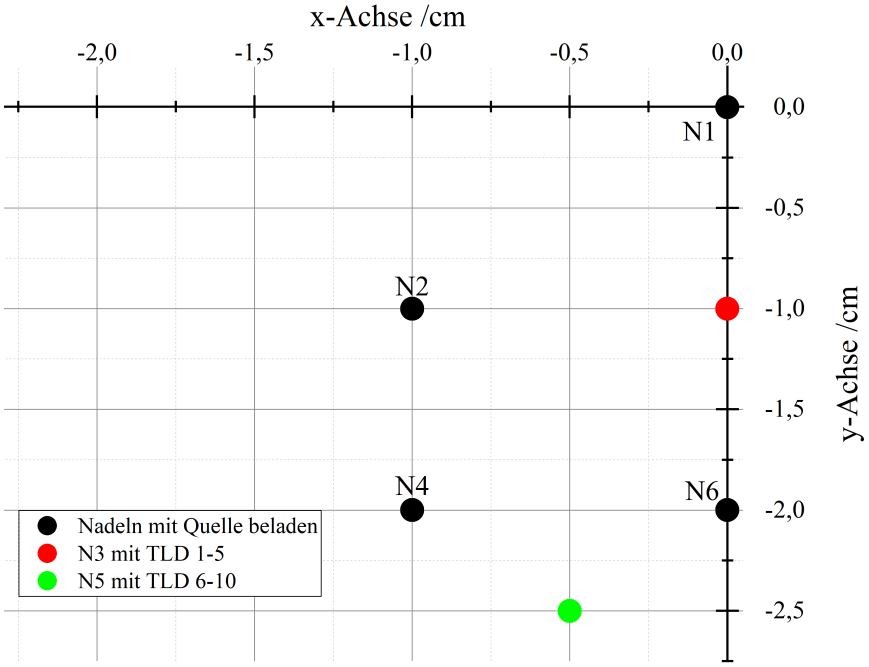


Abbildung 5.18: Nadelpositionen bei der Phantom-Messung. Farbcodierung passend zu Abbildung 5.20.

und N6. Der rote Punkt ist N3 mit den TLDs 1-5 und der grüne Punkt zeigt N5 mit TLD 6-10. In Kapitel 4.2.1 zeigt Tabelle 4.1 die Haltepositionen der jeweiligen Quellennadel. Jede Position wird bei der Phantom-Messung gleich lang angefahren (5 s). Die TLDs werden hintereinander in die Nadeln geschoben, sodass jede 6 mm ein neuer TLD beginnt. In den Simulationen sind die TLDs als sensitive Detektoren eingestellt und berechnen die Dosen. Um die gesamte Dosis der Simulation zu erhalten, wird folgendermaßen vorgegangen. N1 hat 9 Haltepositionen, die einzeln simuliert werden. Es resultiert für jeden TLD und jede Halteposition eine Dosis, die addiert wird, um die Dosis für die TLDs zu erhalten (z. B.:

$D_{\mathrm{N1,TLD1}} = D_{\mathrm{HP1}} + D_{\mathrm{HP2}} + D_{\mathrm{HP3}} + D_{\mathrm{HP4}} + D_{\mathrm{HP5}} + D_{\mathrm{HP6}} + D_{\mathrm{HP7}} + D_{\mathrm{HP8}} + D_{\mathrm{HP9}}$). Das wird für alle anderen Quellennadeln identisch durchgeführt. Es resultieren also für jede Quellennadel 10 verschiedene Dosiswerte, da 10 TLDs verwendet werden. Am Schluss werden dann diese Werte summiert, sodass 10 finale Dosen entstehen (z. B.: $D_{\mathrm{TLD1}} = D_{\mathrm{N1,TLD1}} + D_{\mathrm{N2,TLD1}} + D_{\mathrm{N4,TLD1}} + D_{\mathrm{N6,TLD1}}$).

5.3.2 Ergebnisse der Simulation

Im nachfolgenden Kapitel werden die Dosisverteilungen der einzelnen Nadeln näher betrachtet. Dafür zeigt Abbildung 5.19, wie die TLDs in der Nadel aufgereiht sind und wie die Haltepositionen in der Quellennadel aussehen. Ein TLD ist 6 mm lang und sie sind der Reihe nach in der Nadel gestapelt. Die Quelle fährt alle 5 mm eine Halteposition an und beginnt an der Nadelspitze. Anhand dieser Abbildung kann die Dosisverteilung näher erläutert werden.

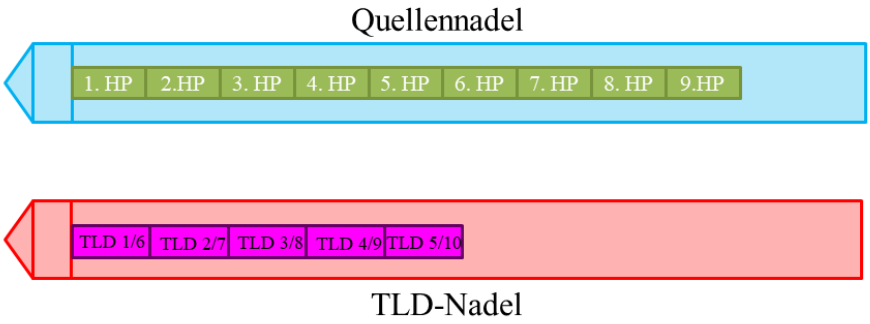
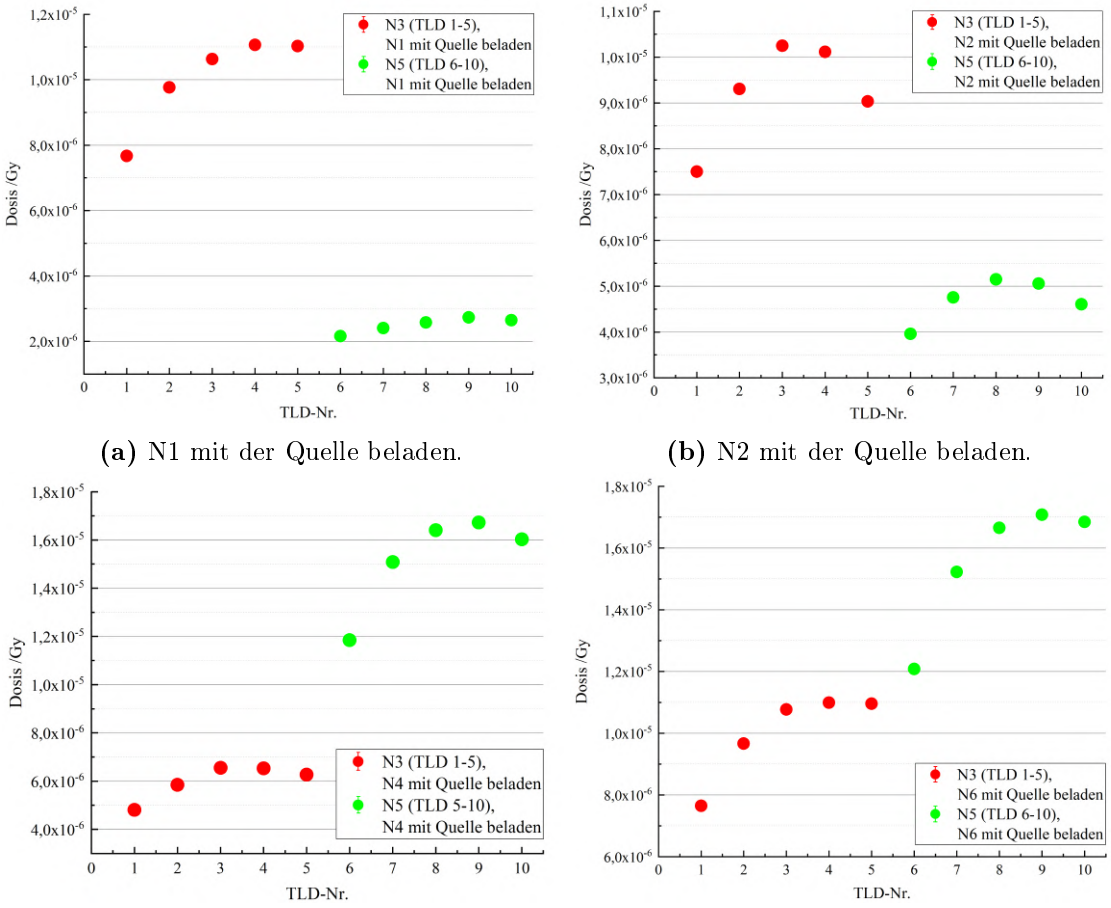


Abbildung 5.19: Eine Nadel mit den Haltepositionen der Quelle und eine Nadel bestückt mit den TLDs.

In Abbildung 5.20 sind die vier beladenen Nadeln und die jeweiligen Dosisverteilungen in den TLDs dargestellt. Für den Überblick der Positionen aller Nadeln kann Abbildung 5.18 zu Hilfe genommen werden. Die vier Nadeln, die mit der Quelle bestückt werden, sind Nadel 1 (N1), Nadel 2 (N2), Nadel 4 (N4) und Nadel 6 (N6). Die Nadeln 3 (N3) und 5 (N5) enthalten jeweils fünf TLDs, die hintereinander in die Nadel gebracht werden, sodass TLD 1 bzw. TLD 6 an der Nadelspitze sitzt.
Zuerst wird der allgemeine Verlauf in den TLDs betrachtet. Dabei fällt auf, dass die ersten TLDs in der Nadel, also Nr. 1 bzw. Nr. 6 weniger Dosis messen, als die nachfolgenden TLDs. Das liegt daran, dass die Quelle von der Nadelspitze nach draußen bewegt wird (s. Abb. 5.19). Somit entfernt sich die Quelle von den ersten TLDs in der Nadel. Die TLDs in der Mitte bzw. am Ende sind der radioaktiven Strahlung länger ausgesetzt und messen daher mehr Dosis. Das kann an Abbildung 5.19 erläutert werden. Die 5. Halteposition ist ungefähr auf gleicher Höhe wie der letzte TLD in der Nadel (TLD 5 bzw. TLD 10), allerdings schließen sich mindestens zwei bis maximal vier weitere Haltepositionen an. Diese Haltepositionen haben den größten Einfluss auf die letzten TLDs der Nadel, sodass die Dosis ansteigt. Es ist außerdem ein Unterschied im Verlauf der Dosisverteilungen



(a) N1 mit der Quelle beladen.

(b) N2 mit der Quelle beladen.

(c) N4 mit der Quelle beladen.

(d) N6 mit der Quelle beladen.

Abbildung 5.20: Dosisverteilungen in den einzelnen Quellennadeln bei der Phantom-Messung.

zwischen Abbildung 5.20a bzw. 5.20d und den Abbildungen 5.20b und 5.20c zu erkennen. Das liegt an den unterschiedlichen Haltepositionen. Die Abbildungen 5.20b und 5.20c haben acht bzw. sieben Haltepositionen, die anderen beiden neun. Da sich nach der 5. Halteposition, die sich auf der Höhe von TLD 5 bzw. TLD 10 befindet, bei Abbildung 5.20a und 5.20d weitere vier Haltepositionen anschließen, fällt die Dosis nicht so stark ab, wie bei Abbildung 5.20b und 5.20c.
Anschließend werden die verschiedenen Dosisverläufe von N3 (s. Abb. 5.20 rote Datenpunkte) betrachtet. N3 befindet sich in je einem Abstand von 1 cm von N1, N2 und N6 entfernt (s. Abb. 5.18). Daraus kann geschlossen werden, dass die Dosis in einem gleichen (Abb.5.20a und 5.20d) bzw. ähnlichen (Abb. 5.20b) Bereich liegen. Die Abbildungen 5.20a und 5.20d zeigen exakt den gleichen Verlauf, da bei beiden Nadeln (N1 und N6) die Quelle an neun Haltepositionen hält. Bei Abbildung 5.20b hält sie in der beladenen Nadel 2 nur an sieben Haltepositionen. Daraus resultiert eine geringere Dosis und ein etwas anderer Verlauf. Für das bessere Verständnis kann wieder Abbildung 5.19 hinzugezogen werden. N2 besitzt nur

sieben Haltepositionen, N1 und N6 aber neun. Bei neun Haltepositionen wird also weitere Energie deponiert, sodass der Verlauf der hinteren TLDs (TLD 4 und 5) nicht so stark abfällt, wie bei Abbildung 5.20b. N3 liegt in einem Abstand von 1,41 cm von N4 entfernt. Daraus folgt, dass die gemessene Dosis geringer ist als bei den anderen drei Quellennadeln. Das kann mithilfe der TDK aus Kapitel 5.1 Abbildung 5.7 verdeutlicht werden. Durch den größeren Abstand vom Quellenursprung, wird eine kleinere Dosis gemessen.
Als nächstes folgt die Betrachtung der verschiedenen Dosisverläufe von N5 (s. Abb. 5.20 grüne Datenpunkte). Die Quellennadel, die am weitesten von N5 entfernt liegt, ist N1 mit einem Abstand von 2,55 cm. Dementsprechend zeigt Abbildung 5.20a die geringste gemessene Dosis. N1 und N2 liegen um 1,58 cm voneinander entfernt. Abbildung 5.20b zeigt also eine etwas größere Dosis als Abbildung 5.20a. Die Nadeln 4 und 6 liegen mit je 0,71 cm gleich nah an N5 und sind auch allgemein die Quellennadeln, die am Nächsten an einer TLD-Nadel liegen. Das wird auch an den Dosisverläufen (Abb. 5.20c und 5.20d) ersichtlich. Es wird die höchste Dosis gemessen, nur der Verlauf unterscheidet sich leicht, da in N4 achtmal und in N6 neunmal gehalten wird.

5.3.3 Ergebnisse der Messung im Krankenhaus

Anhand des Aufbaus aus Kapitel 4.2 erfolgt die Messung an dem Prostata-Phantom. Es wird der Bestrahlungsplan, der zuvor durch einen Medizinphysikexperten erstellt wurde, an drei aufeinander folgenden Tagen im Marien Hospital Herne durchgeführt. Tabelle 5.5 zeigt die Messwerte, anhand dessen die Dosis im nächsten Kapitel bestimmt werden kann.

Tabelle 5.5: Messwerte der Phantom-Messung.

TLD-Nr.	1. L_{TLD} /μC	2. L_{TLD} /μC	3. L_{TLD} /μC	$\overline{L_{TLD}}$ /μC	$\sigma_{\overline{L_{TLD}}}$ /μC
1	8,76	8,45	7,96	8,39	0,23
2	16,45	15,67	14,84	15,65	0,46
3	15,39	14,61	13,55	14,52	0,53
4	17,43	16,46	15,52	16,47	0,55
5	17,09	15,63	14,61	15,78	0,72
6	14,42	14,08	13,76	14,09	0,19
7	17,13	17,35	16,44	16,97	0,27
8	19,96	18,83	18,14	18,98	0,53
9	25,71	25,49	25,23	25,48	0,14
10	18,78	17,83	16,89	17,83	0,55

5.3.4 Dosisberechnung der Phantom-Messung

Nachdem die Simulationsergebnisse geprüft wurden, erfolgt die Berechnung der simulierten Dosis. Diese wird mit der Aktivität und Bestrahlungszeit zum Zeitpunkt der Messung berechnet, um die Messung und die Simulation vergleichen zu können. Dafür wird gleichermaßen vorgegangen wie in Kapitel 5.2.1.
Zum Zeitpunkt der Messung lag eine Aktivität von

$$A = (15,86 \pm 0,79) \cdot 10^{10}\,\mathrm{Bq} \tag{5.9}$$

vor. Die Bestrahlungszeit belief sich auf $t = 386{,}1\,\mathrm{s}$. Es resultiert eine Teilchenzahl von

$$N_{\mathrm{Mess}} = (61,23 \pm 3,06) \cdot 10^{12}\,. \tag{5.10}$$

Durch die Summation der einzelnen Nadeln und ihre Haltepositionen, wie sie in Kapitel 5.3.1 erläutert worden sind, ergeben sich für TLD 1-10 die berechneten Dosen (D_{Sim}) in Tabelle 5.6. In dieser Tabelle sind auch die Dosen, die aus BrachyVision abgelesen wurden (D_{BV}), aufgetragen. Da ein TLD 6 mm lang ist, wurde in BrachyVision alle 1 mm die Dosis aufgeschrieben. Für jeden TLD resultieren sechs Werte, über die gemittelt wurde. Daraus ergeben sich dann die Unsicherheiten auf den Mittelwert. Um nun, die bei der Messung deponierte Energie in den einzelnen TLDs zu bestimmen, wird die ausgelesene Ladung aus Tabelle 5.5 in Formel 5.8 eingesetzt. Tabelle 5.6 zeigt die errechneten Dosen (D_{Fit}).

Tabelle 5.6: Ergebnisse aus der Simulation, sowie die abgelesenen Dosen aus BrachyVision bei der Phantom-Messung und die errechneten Dosen der Phantom-Messung mithilfe der Ausgleichsrechnung.

TLD-Nr.	D_{Sim} /Gy	$\sigma_{D_{\mathrm{Sim}}}$ /Gy	D_{BV} /Gy	$\sigma_{D_{\mathrm{BV}}}$ /Gy	D_{Fit} /Gy	$\sigma_{D_{\mathrm{Fit}}}$ /Gy
1	5,13	0,26	5,91	0,25	3,81	0,22
2	6,42	0,32	7,38	0,15	5,72	0,43
3	7,09	0,35	8,14	0,06	6,78	0,61
4	7,18	0,36	8,33	0,01	8,51	0,92
5	6,92	0,35	8,08	0,06	7,60	0,57
6	5,58	0,28	8,81	0,24	6,76	0,39
7	6,95	0,35	9,86	0,08	8,31	0,41
8	7,57	0,38	10,06	0,01	9,49	0,54
9	7,72	0,39	9,81	0,06	10,16	0,62
10	7,45	0,37	9,15	0,11	9,03	0,45

Den Unterschied zwischen berechneter Dosis bei der Simulation, errechneter Dosis bei der Messung und abgelesener Dosis aus BrachyVision zeigt Abbildung 5.21. Es wird die Dosis in Abhängigkeit der einzelnen TLDs aufgetragen.

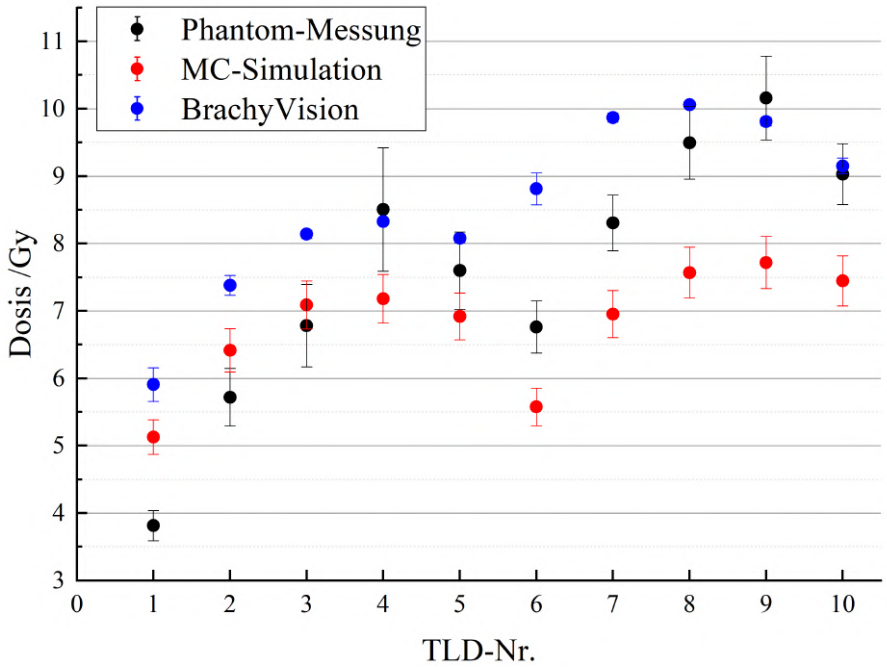


Abbildung 5.21: Vergleich der Dosen aus BrachyVision (blau), Monte-Carlo-Simulation im Realen (rot) und Messung (schwarz).

Der Dosisverlauf der Monte-Carlo-Simulation ist ähnlich zu dem Verlauf aus BrachyVision. Allerdings liegen die Simulationswerte immer unter denen aus BrachyVision. Der Unterschied könnte dadurch erklärt werden, dass die Simulation mit realen Materialien durchgeführt wurde, BrachyVision aber in einer reinen Wasserumgebung rechnet.
Bei der Kalibrierung lag zwischen Simulation und BrachyVision ein Unterschied von ca. 25 % vor, der sich auch in der vorliegenden Messung niederschlägt. Hinzu kommt der andere Aufbau zwischen Kalibrierung und Phantom-Messung. Zwischen den blauen und roten Datenpunkten ergibt sich im Mittel eine Abweichung von $(26,06 \pm 6,68)\,\%$ vor. Bei einigen TLDs sind die Abweichungen stärker ausgeprägt als bei anderen.
Zwischen den Ergebnissen von Simulation und Messung liegen ebenfalls Unterschiede vor. Unter komplett gleichen Voraussetzungen sollten diese Werte aufeinander liegen. Es konnten aber Differenzen zwischen Simulation und Messung festgestellt werden. Die Messung beruht bei der Dosisberechnung auf der Kalibrationssimulation. Diese wies einen Unterschied zur Kalibrationsmessung auf. Es lag bereits ein ungleicher Abstand zwischen Quelle und TLDs vor. In der Simulation lag zwischen Quelle und TLDs eine Strecke von 1,85 cm, bei der Messung sogar im Mittel $(1,914 \pm 0,009)$ cm. Anhand der TDK aus Kapitel 5.1 kann die Dosis in unterschiedlichen Nähen zur Quelle variieren, sodass es zu einer Über- bzw. Unterschätzung der Dosis kommen kann.
Zwischen Phantom-Messung und Phantom-Simulation kann ebenfalls ein ungleicher Abstand vorliegen. Die Nadeln werden in der Simulation so platziert, wie es von dem Bestrahlungsprogramm zuerst geplant wurde. Bei der Messung werden die Nadeln zwar dort gestochen, wo sie geplant sind, allerdings kann sich die Position verschieben. Das wird

mittels des Ultraschalls erkannt und im Bestrahlungsprogramm korrigiert.
Ein dritter Unterschied liegt darin, dass bei der Messung nicht alle Nadeln gleich tief gestochen worden sind. Bei einer genaueren Betrachtung des Phantoms (s. Abb. 5.22) können ungleiche Nadeltiefen ausgemacht werden. Das ungleiche Einstechen der Nadeln verändert die Halteposition der Quelle und somit den Einfluss auf die TLDs. Dagegen wurden in der Simulation alle Nadeln als gleich tief angenommen.

Abbildung 5.22: Bessere Ansicht der gestochenen Nadeln und dass diese womöglich nicht gleich tief in der Prostata stecken.

5.3.5 Einfluss der Spickungsnadeln

Wie im vorangegangenen Kapitel bereits erwähnt, könnte der Unterschied zwischen Phantom-Messung und Monte-Carlo-Simulation durch die unterschiedlichen Tiefen der Spickungsnadeln kommen. In der Simulation werden sie alle gleich tief gestochen, was im Phantom allerdings nicht der Fall sein muss. Aus diesem Grund, wird der Einfluss der Nadeln und deren Positionierung auf die Dosis überprüft.
Dafür werden nochmal Simulationen mit dem Phantom-Aufbau durchgeführt. Es wird eine Verschiebung der Nadeln von 3 mm abgeschätzt. Bei der ersten Simulation wird Nadel 5, bestückt mit TLD 6-10, 3 mm tiefer platziert. Bei der zweiten Simulation wird Nadel 5 um 3 mm rausgezogen. Dieses Verfahren wird mit weiteren zwei Simulationen für Nadel 3, bestückt mit TLD 1-5, wiederholt. Die restlichen Nadeln, nämlich die, die mit der Quelle beladen sind, verbleiben an den gleichen Stellen wie vorher. Abbildung 5.23 zeigt schematisch, wie der Aufbau mit unterschiedlichen Tiefen der TLD-Nadeln aussieht. Außerdem sind die Positionen der TLDs und die Halteposition der Quelle eingezeichnet. Anhand dieser Abbildung können die Dosisverläufe aus Abbildung 5.24 erläutert werden.

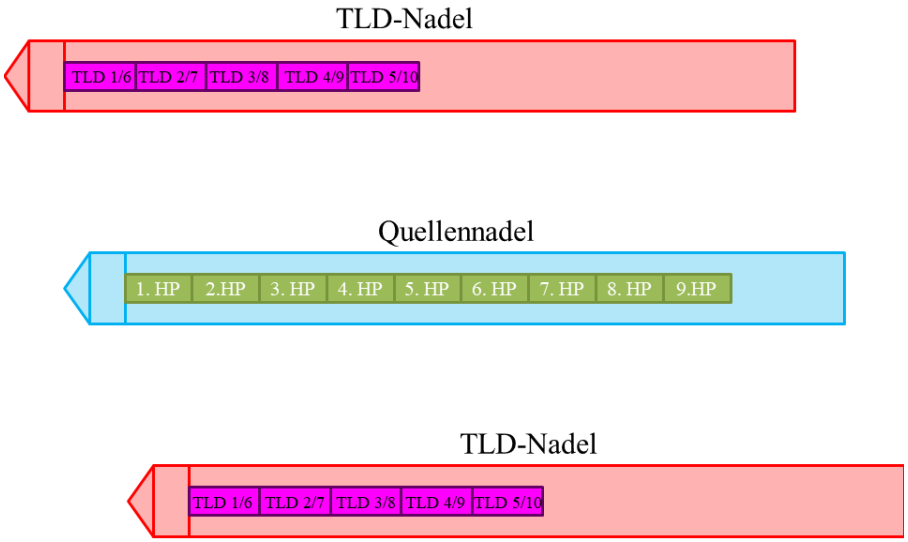


Abbildung 5.23: Einfluss der unterschiedlichen Tiefen der TLD-Nadeln auf die Quellennadeln und ihre Haltepositionen. Die obere Nadel soll um 3 mm tiefer zur Quellennadel liegen, die untere Nadel um 3 mm weiter raus.

In Abbildung 5.24 ist die Dosis in Abhängigkeit der TLD-Nummer aufgetragen. Die Datenpunkte in grün zeigen den Dosisverlauf, wenn die Nadeln 3 mm tiefer gestochen werden. Die pinken Datenpunkte dagegen, geben den Verlauf wieder, wenn die Nadeln um 3 mm rausgezogen werden. Die roten Punkte zeigen den Verlauf bei gleich tief gestochenen Nadeln, wie es bereits in dem vorherigen Kapitel der Fall war.
Beide Nadeln zeigen je nach Tiefe ein ähnliches Verhalten. Deutlich zu erkennen sind die Schwankungen bei den ersten beiden TLDs der jeweiligen Nadel (TLD 1 und 2 bzw. TLD 6 und 7). Die Dosis ändert sich im Vergleich zu den roten Punkten um ca. 1 Gy bzw. 0,5 Gy, je nachdem in welche Richtung die Nadeln verschoben werden. Bei TLD 4 und 9 liegen alle drei Datenpunkte recht gut aufeinander. Für TLD 3 und 5 bzw. TLD 8 und 10 ist der Effekt nur minimal ausgeprägt. Bei TLD 5 bzw. TLD 10 fällt auf, dass sich die grünen und pinken Datenpunkte umkehren. Die Dosis wird größer, wenn die Nadeln 3 mm tiefer gestochen, als wenn sie 3 mm rausgezogen werden. Das ist bei den restlichen TLDs nicht der Fall. Die Dosis der grünen Datenpunkte liegt immer unter den pinken Datenpunkten. Dieser Effekt kann ebenfalls durch die unterschiedlichen Nadeltiefen erklärt werden (s. Abb. 5.23). Wenn eine Nadel tiefer im Phantom steckt als eine Nadel mit Quelle, haben die Haltepositionen 5-9 einen stärkeren Einfluss auf die letzten TLDs in der Nadel. Anders sieht es bei der Nadel aus, die weiter raus gezogen wird. Es spielen vorwiegend die Haltepositionen 6-9 eine Rolle bei der Dosisdeposition der letzten TLDs.
Anhand dieser Simulation kann die Erwartung bestätigt werden, dass die unterschiedlichen Tiefen der Nadeln vor allem einen Einfluss auf die ersten TLDs in der Nadel haben.

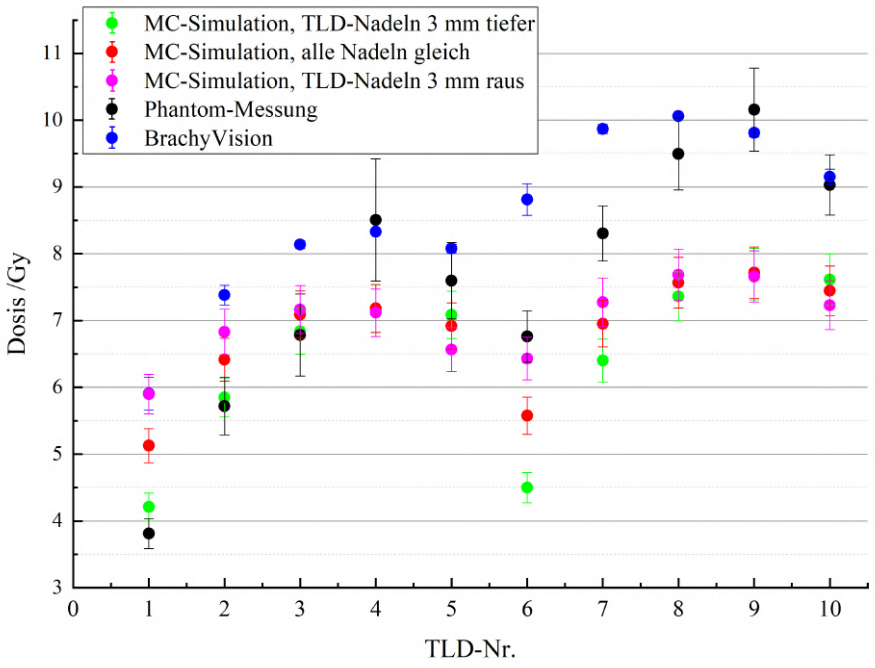


Abbildung 5.24: Einfluss der Spickungsnadel N3 und N5 auf unterschiedliche Tiefen. Grün: MC-Simulation, bei der beide Nadeln 3 mm tiefer in das Phantom gestochen wurde. Rot: MC-Simulation, bei der alle Nadeln gleich tief gestochen sind. Pink: MC-Simulation, bei der beide Nadeln 3 mm aus dem Phantom rausgezogen wurde. Schwarz: Phantom-Messung. Blau: Abgelesene Dosiswerte aus BrachyVision.

Neben der Überprüfung inwieweit die Tiefe der Nadeln eine Rolle spielt, wird auch der Abstand zu einer Nadel mit Quelle verringert. Exemplarisch wird N5 schrittweise in Richtung der Quellennadel N6 verschoben. Abbildung 5.25 zeigt die neuen Positionen von N5 mit der passenden Farbkodierung wie in den Abbildungen 5.26 und 5.27, die allgemein die Dosisverläufe in N5 bei unterschiedlichen Abständen zur Quellennadel N6 darstellen. In Abbildung 5.25 gibt der rote Datenpunkt die Ursprungsposition von N5 an. Sie wird in Richtung des schwarzen Datenpunktes (Ursprungsposition der Quellennadel N6) verschoben. Bei Abbildung 5.26 sind alle Nadeln gleich tief gestochen, bei Abbildung 5.27 ist die TLD-Nadel um den abgeschätzten Wert 3 mm tiefer im Phantom. Die Abbildungen zeigen starke Schwankungen in der Dosis. Beispielsweise liegen zwischen den roten und pinken Datenpunkten 0,35 cm. Die Dosis für die pinken Datenpunkte ist im Mittel 3 Gy höher als für die roten Punkte. Bei diesem Fall ist der Abstand zwischen N5 und N6 mit 0,71 cm am größten (rote Datenpunkte) bzw. mit 0,35 cm am geringsten (pinke Datenpunkte) (Abb. 5.26). Ebenfalls sind die 3 Gy Unterschied in Abbildung 5.27 zu erkennen. Hier müssen die pinken und orangenen Datenpunkte betrachtet werden. Die roten Punkte in Abbildung 5.27 entsprechen denen in Abbildung 5.26 und dienen der Orientierung. Die großen Schwankungen in der Dosis können mithilfe der TDK aus Kapitel 5.1 Abbildung 5.7 erklärt werden. Der rote Datenpunkt liegt in einem Abstand von 0,71 cm von der Quelle entfernt. Dieser Abstand ist in der TDK im vorderen Bereich, also im Knick des steilen

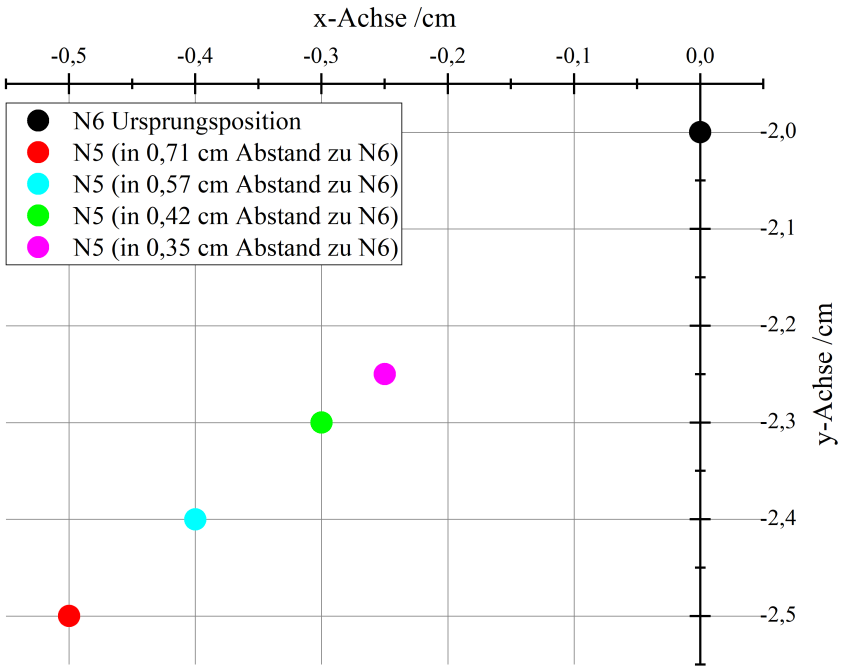


Abbildung 5.25: Neue Positionen von N5. Schwarz: Quellen-Nadel N6 in ihrer Ursprungsposition. Rot: TLD-Nadel N5 in ihrer Ursprungsposition. Türkis, Grün, Pink: jeweils neue Positionen von N5.

Gradienten lokalisiert. Der pinke Datenpunkt bewegt sich Richtung Quelle und ist von ihr nur noch 0,35 cm entfernt. Wenn die TDK betrachtet wird, bewegt sich der Punkt also die Kurve hinauf. Zwischen 0,71 cm und 0,35 cm liegt ca. eine Größenordnung, wodurch die Schwankung in der Dosis erklärt werden kann.
Wenn N5 um 0,14 cm von der Ausgangsposition verschoben wird, resultieren die türkisen Datenpunkten in beiden Abbildungen. Zwischen der Ausgangsposition (Abb. 5.26, rote Datenpunkte) und den türkisen Punkten liegt im Mittel ein Dosisunterschied von 1 Gy.
Die anderen Ergebnisse befinden sich alle zwischen den roten und pinken Punkten (Abb. 5.26) bzw. zwischen den orangenen und pinken Datenpunkten (Abb. 5.27). Diese Positionen befinden sich jeweils zwischen der Ausgangsposition von N5 (rote Datenpunkte) und der Position, die am nächsten zur Quelle liegt (pinke Datenpunkte).
Zusätzlich zu den reinen Simulationen werden auch die Ergebnisse aus der Phantom-Messung (schwarze Datenpunkte) und die Werte aus BrachyVision (blaue Datenpunkte) dargestellt, um einen Eindruck zu gewinnen, in welchen Bereichen gemessen bzw. berechnet wurde. Durch eine Verschiebung der Nadeln in die Tiefe und in Richtung einer Quellennadel kann die Dosis stark variieren, sodass der Unterschied zwischen gemessener und simulierter Dosis erklärt werden kann. Die Simulation berücksichtigt keine ungleichen Tiefen der Nadeln und auch die Abstände zwischen den Nadeln wird so eingestellt, wie es zu Beginn vom Bestrahlungsprogramm bestimmt worden ist. In der Realität werden die Nadeln aber eventuell nicht gleich tief gestochen. Die Werte aus BrachyVision sind an den Positionen abgelesen worden, die nach dem Stechen der Nadeln resultieren und nicht, wie bei der

Simulation, vorher geplant wurden.
Mit den gezeigten Simulationen wird deutlich, dass bereits bei kleinen Verschiebungen in Richtung einer Quellennadel Dosisunterschiede von ca. 1 Gy resultieren können, wie es z. B. zwischen der Ursprungsposition von N5 (rote Datenpunkte) und die um 0,14 cm verschobene Nadel (türkise Datenpunkte) der Fall ist.

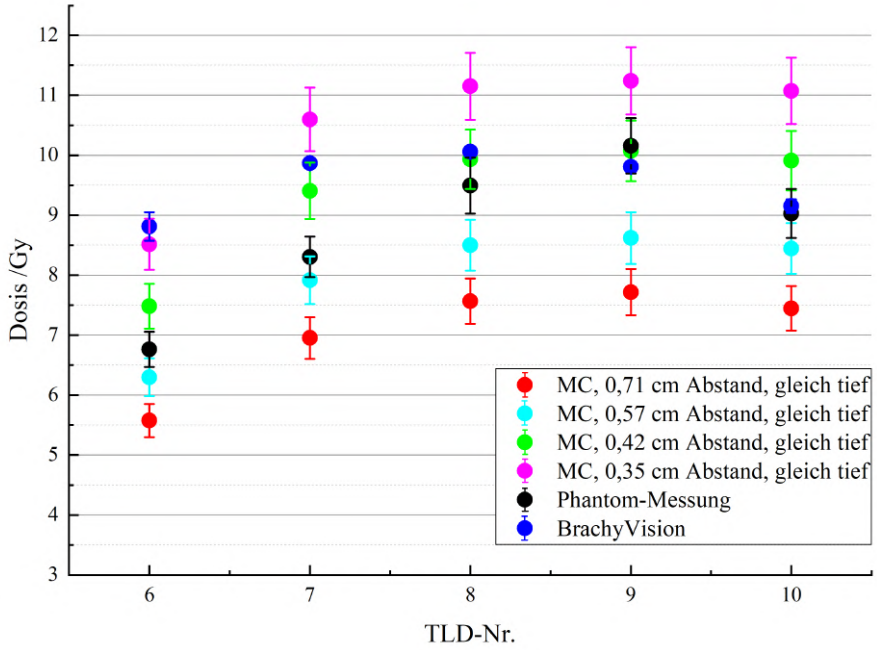


Abbildung 5.26: Nadel 5 (TLD 6-10) näher an N6 (0 cm,−2 cm). Alle Nadeln sind gleich tief gestochen. Die Ursprungsposition mit den Koordinaten (−0,5 cm,−2,5 cm) ist in rot eingezeichnet.

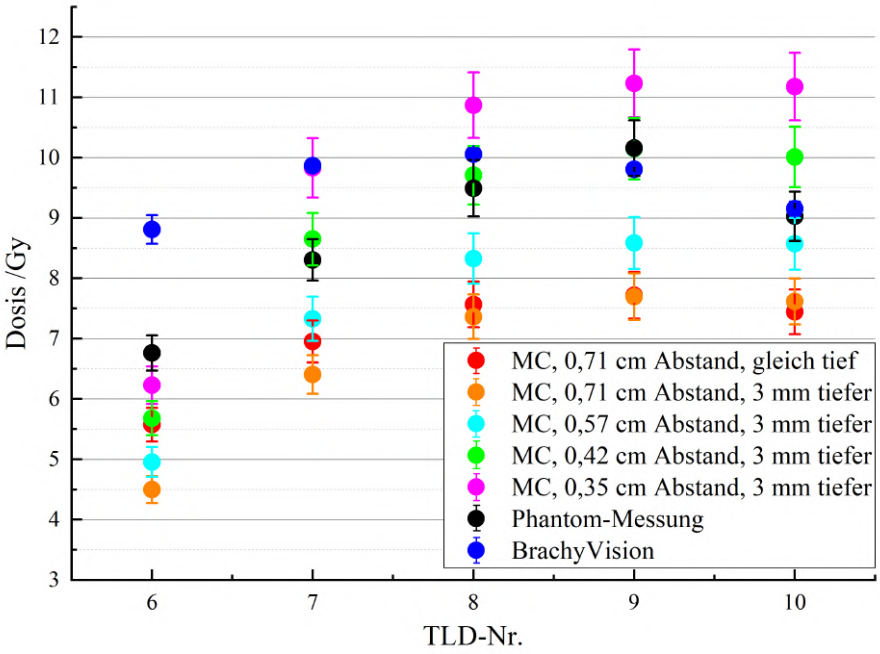


Abbildung 5.27: Nadel 5 (TLD 6-10) näher an N6 (0 cm,−2 cm). Die Nadel mit TLDs ist jeweils 3 mm tiefer gestochen. Als Referenz ist auch die Ursprungsnadel eingezeichnet (rot).

5.4 Patienten-Messung

Nachdem das Verfahren an dem Prostata-Phantom durchgeführt wurde, erfolgt die Messung an einem Patienten, dessen Aufbau in Kapitel 4.3 vorgestellt wurde. Nachfolgend wird die Patienten-Messung in *Geant4* implementiert und ausgeführt. Anschließend werden die Ergebnisse aus der Messung präsentiert. Danach erfolgt die Dosisbestimmung mithilfe der Werte aus Monte-Carlo-Simulation und Messung.

5.4.1 Monte-Carlo-Simulation der Patienten-Messung

Wie auch die Phantom-Messung, wird die Patienten-Messung in *Geant4* erstellt. In Kapitel 4.3.1 ist die Anzahl der verwendeten Quellennadeln, ihre individuellen Haltepositionen und -zeiten zu finden. Beim Patienten werden mehr Nadeln verwendet als beim Phantom. Zusätzlich ist die Haltezeit pro Halteposition nicht gleich.
Abbildung 5.28 zeigt die Nadelpositionen, die vom Bestrahlungsprogramm vor dem Stechen geplant worden sind. Sie werden genauso in die Simulation übertragen.

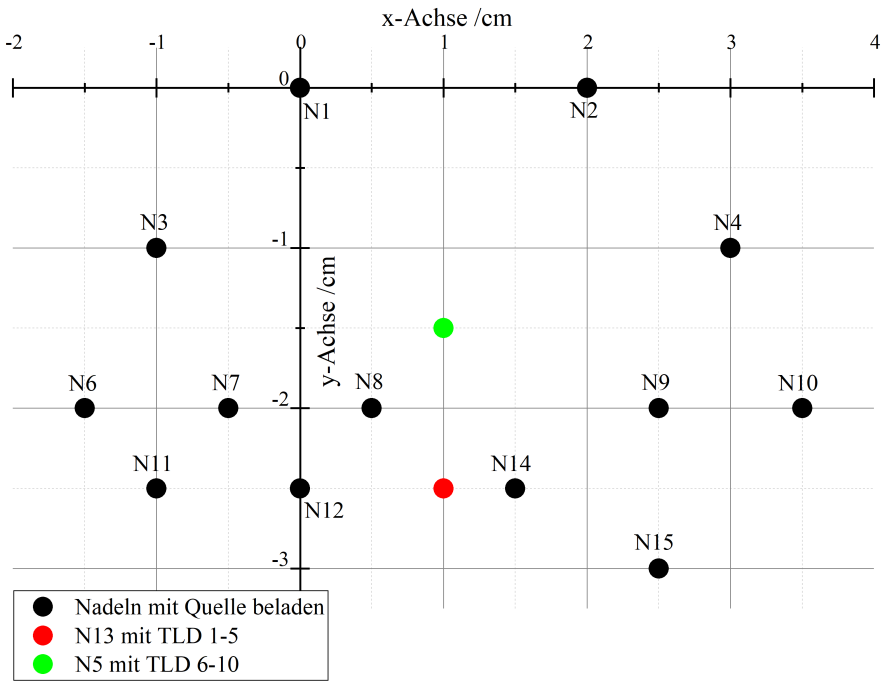
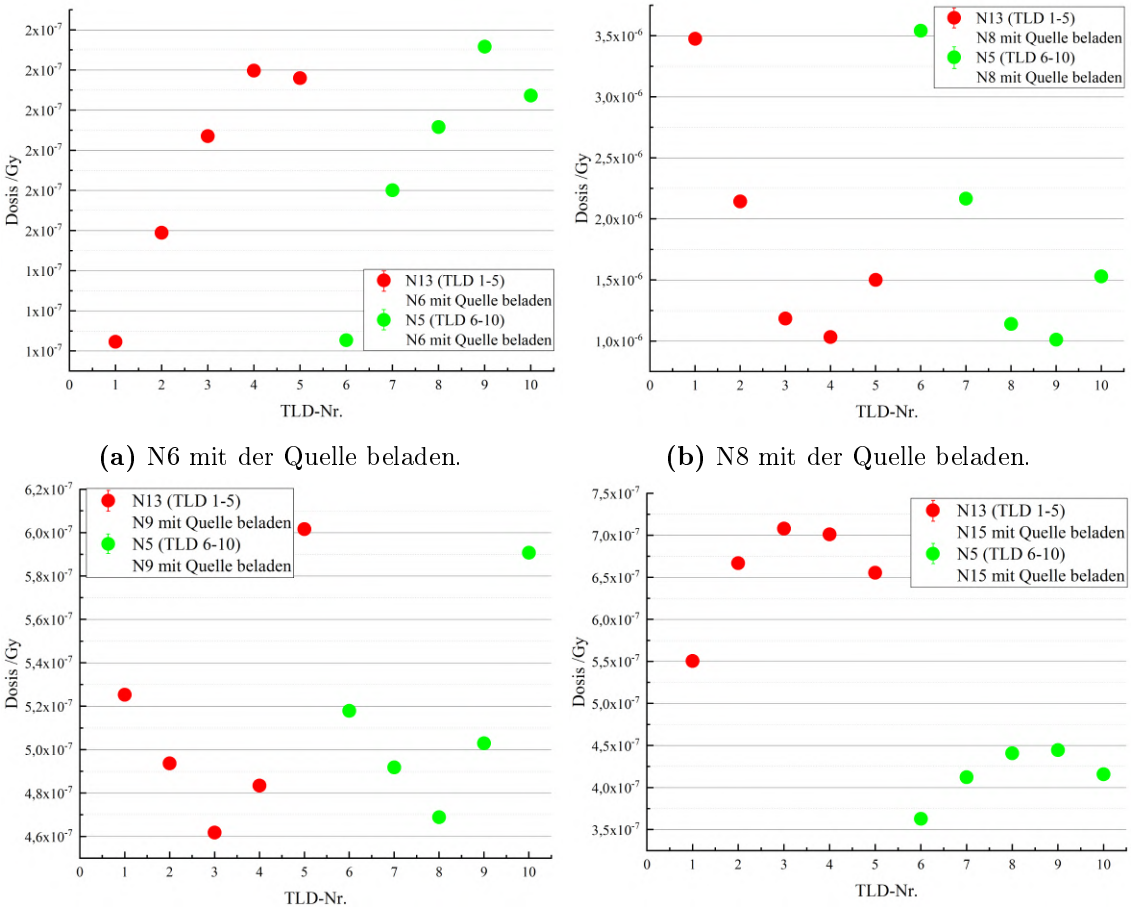


Abbildung 5.28: Nadelpositionen bei der Phantom-Messung. Farbcodierung passend zu Abbildung 5.29.

5.4.2 Ergebnisse der Simulation

Anlehnend an das Kapitel 5.3.2 erfolgt auch in diesem Kapitel eine nähere Betrachtung der Dosisverläufe in den TLDs bei unterschiedlich beladenen Quellennadeln. Da bei der Patienten-Messung 13 Nadeln mit der Quelle bestückt werden, sind in diesem Abschnitt nur eine Auswahl dargestellt und erläutert. Der Vollständigkeit halber sind alle anderen Dosisverläufe in den Abbildungen A.18 und A.19 zu finden. In Abbildung 5.29 sind die ausgewählten Dosisverläufe zu sehen.
Abbildung 5.29a gibt den Verlauf der Dosis wieder, wenn N6 mit der Quelle beladen ist. N6 ist mit einem Abstand von 2,55 cm am weitesten von N5 bzw. N13 entfernt. Dementsprechend wird die geringste Dosis gemessen. Das kann wieder mit der TDK in Kapitel 5.1 Abbildung 5.7 erklärt werden. Je weiter sich etwas von der Quelle entfernt, desto geringer wird die Dosis. Außerdem fällt auf, dass die Dosis in den ersten TLDs (TLD 1 und 2 bzw. TLD 6 und 7) gering ist. Das liegt daran, dass die Quelle die 1. und 2. Halteposition nicht anfährt, sondern nur die dritte bis sechste. Mit Abbildung 5.19 wird ersichtlich, dass die ersten beiden TLDs in den Nadeln auf gleicher Höhe sind, wie die 1. und 2. Halteposition. Wenn diese also nicht angefahren werden, erhalten TLD 1 und 2 bzw. TLD 6 und 7 weniger Dosis. In beiden TLD-Nadeln ist die Dosis in einer gleichen Größenordnung, weil N6 von N5 und N13 gleich weit entfernt ist. Der Verlauf zwischen N5 und N13 variiert allerdings leicht. Das könnte an den Nadeln liegen, die sich zwischen N5, N6 und N13 befinden. Die 5. Halteposition hat in N6 die längste Haltezeit von 7,9 s. Diese

Halteposition hat den größten Einfluss auf TLD 4 und 5 bzw. TLD 9 und 10, da sie auf einer Höhe mit ihnen ist. Allerdings misst TLD 4 bzw. TLD 9 die größte Dosis, da neben der 5. Halteposition auch die 3. und 4. für diesen TLD eine Rolle spielt. Für TLD 5 bzw. 10 ist nur noch die 6. Halteposition von größerer Bedeutung bei der Dosisdeposition (s. Abb. 5.19).



(a) N6 mit der Quelle beladen.

(b) N8 mit der Quelle beladen.

(c) N9 mit der Quelle beladen.

(d) N15 mit der Quelle beladen.

Abbildung 5.29: Dosisverteilungen in einzelnen ausgewählten Quellennadeln bei der Patienten-Messung.

Abbildung 5.29b zeigt den Dosisverlauf, wenn N8 mit der Quelle beladen ist. Dadurch, dass nur die Haltepositionen 1, 2, 8 und 9 angefahren werden, ergeben sich U-förmige Verläufe. Die Dosis und der Verlauf sind in beiden TLD-Nadeln gleich. Das liegt daran, dass N8 von N5 und N13 mit 0,71 cm gleich weit entfernt liegt. N8 liegt von allen Quellennadeln am Nächsten an den TLD-Nadeln. Aus diesem Grund wird hier die größte Dosis gemessen (s. Abb. 5.7). Der Verlauf ist identisch, da zwischen Quellen- und TLD-Nadeln keine weiteren Nadeln gestochen sind. Für die ersten TLDs (TLD 1 und 2 bzw. TLD 6 und 7) sind die ersten beiden Haltepositionen relevant, da sie sich auf gleicher Höhe befinden (s. Abb. 5.19).

Die restlichen TLDs werden hauptsächlich von der 8. und 9. Halteposition beeinflusst, wobei hier die Dosis geringer ist. Das kann wieder mit Abbildung 5.19 erläutert werden. Dort ist zu erkennen, dass die 8. und 9. Halteposition weit von den restlichen TLDs entfernt sind (mind. 1,5 cm). Dadurch wird höchstens von den letzten TLDs in der Nadel die Dosis gemessen. Diese ist entsprechend der TDK (s. Abb. 5.7) geringer. In dieser Konfiguration hat die 9. Halteposition die längste Haltezeit von 20,2 s, allerdings ist der Einfluss nicht so stark, da die Position am weitesten von den TLDs entfernt ist. Die Haltezeit der 1. Halteposition liegt bei 18,1 s und ist damit fast gleich lang wie bei der 9. Position. Da Halteposition 1 auf gleicher Höhe mit TLD 1 ist, ist der Einfluss stärker ausgeprägt.
Abbildung 5.29c zeigt den Dosisverlauf bei beladener Nadel 9. Es fällt auf, das der Verlauf ähnlich zu dem ist, wenn N8 beladen ist. Allerdings ist die Dosis in Abbildung 5.29c kleiner. Der Abstand zwischen N9 und N5 bzw. N13 ist mit 1,58 cm größer als der Abstand zwischen N8 und N5 bzw. N13 mit 0,71 cm. Außerdem werden in dieser Abbildung nur die 1., 8. und 9. Halteposition angefahren. Die Dosis für TLD 1 bzw. TLD 6 ist im Vergleich zu TLD 4 bzw. TLD 9 größer, weil an der 1. Halteposition 10,3 s gehalten wird. Die für TLD 4 bzw. TLD 9 relevanteste Halteposition ist Nr. 8., bei der 7 s gehalten wird. Die Dosis in TLD 5 bzw. TLD 10 steigt schlagartig an. Das könnte durch die viel höhere Haltezeit von 17,4 s bei Halteposition 9 erklärt werden. Obwohl diese Position weit von den letzten TLDs entfernt liegt, ist die Haltezeit deutlich länger als beispielsweise in Abbildung 5.29b. Abbildung 5.29d zeigt als einzige einen ähnlichen Dosisverlauf, wie er bereits bei der Phantom-Messung zu erkennen war (s. Abb. 5.20). Die 1. bis 8. Halteposition wird ohne Ausnahme angefahren. Alle Haltezeiten liegen dabei unter 5 s und in ähnlichen Größenordnungen, sodass dieser bogenförmige Dosisverlauf resultiert.

5.4.3 Ergebnisse der Messung im Krankenhaus

Die Patienten-Messung wird nach dem Aufbau aus Kapitel 4.3 durchgeführt. Die TLDs werden nach dem Eingriff in Herne ausgelesen und die Ergebnisse sind in Tabelle 5.7 dargestellt. Als Unsicherheit wird eine Wiederholbarkeit von $\pm 2\,\%$ angenommen [39].

5.4.4 Dosisberechnung der Patienten-Messung

Bevor die Dosis berechnet wird, die beim Patienten gemessen wurde, werden die Werte aus der Simulation mit der Aktivität und Bestrahlungszeit zu einer simulierten Dosis berechnet. Damit können sie mit den Dosen aus der Messung und aus BrachyVision verglichen werden. Die Aktivität zum Zeitpunkt des Eingriffs lag bei

$$A = (28,86 \pm 1,44) \cdot 10^{10}\,\mathrm{Bq} \tag{5.11}$$

und die Bestrahlungszeit bei $t = 572{,}2\,\mathrm{s}$. Daraus resultiert eine Teilchenzahl von

$$N_{\mathrm{Mess}} = (16,51 \pm 0,83) \cdot 10^{13}\,. \tag{5.12}$$

Auch hier misst jeder TLD unterschiedliche Dosen. Die Ergebnisse der Simulation mit realen Materialien (D_{Sim}) und die Werte aus BrachyVision (D_{BV}) werden deshalb in

Tabelle 5.7: Ausgelesene Messwerte bei der Patienten-Messung.

TLD-Nr.	L_{TLD} /μC	$\sigma_{L_{\mathrm{TLD}}}$ /μC
1	21,23	0,42
2	39,56	0,79
3	25,02	0,50
4	26,39	0,53
5	25,89	0,52
6	26,55	0,53
7	28,99	0,58
8	24,81	0,50
9	31,78	0,64
10	23,31	0,47

Tabelle 5.8 aufgeführt. Für die bei der Messung deponierte Dosis wird die ausgelesene Ladung aus Tabelle 5.7 in Formel 5.8 eingesetzt. Die Ergebnisse (D_{Fit}) sind in Tabelle 5.8 dargestellt.

Tabelle 5.8: Ergebnisse aus der Simulation im Realen, sowie die abgelesenen Dosen aus BrachyVision bei der Patienten-Messung und die Ergebnisse aus der Messung.

TLD-Nr.	D_{Sim} /Gy	$\sigma_{D_{\mathrm{Sim}}}$ /Gy	D_{BV} /Gy	$\sigma_{D_{\mathrm{BV}}}$ /Gy	D_{Fit} /Gy	$\sigma_{D_{\mathrm{Fit}}}$ /Gy
1	13,32	0,67	13,87	0,06	9,42	0,36
2	11,14	0,56	13,24	0,09	14,17	0,70
3	10,06	0,50	12,95	0,01	11,47	0,59
4	10,02	0,50	13,09	0,03	13,47	0,84
5	9,22	0,46	13,95	0,25	12,34	0,56
6	10,55	0,53	11,99	0,03	12,61	0,54
7	9,81	0,49	12,13	0,02	14,10	0,58
8	8,81	0,44	11,85	0,05	12,38	0,55
9	8,56	0,43	11,65	0,03	12,63	0,60
10	8,50	0,42	11,60	0,15	11,77	0,45

Den Unterschied zwischen berechneter Dosis bei der Simulation, errechneter Dosis bei der Messung und abgelesener Dosis aus BrachyVision zeigt Abbildung 5.30. Es wird die Dosis in Abhängigkeit der einzelnen TLDs aufgetragen.
Aufgrund eines komplexeren Aufbaus bei einer Messung am Patienten, unterscheiden sich, wie zu erwarten, die drei Verläufe noch stärker voneinander als die bei der Phantom-Messung (vgl. Abb. 5.21).
Zwischen den Werten aus BrachyVision und Monte-Carlo-Simulation gibt es Unterschiede

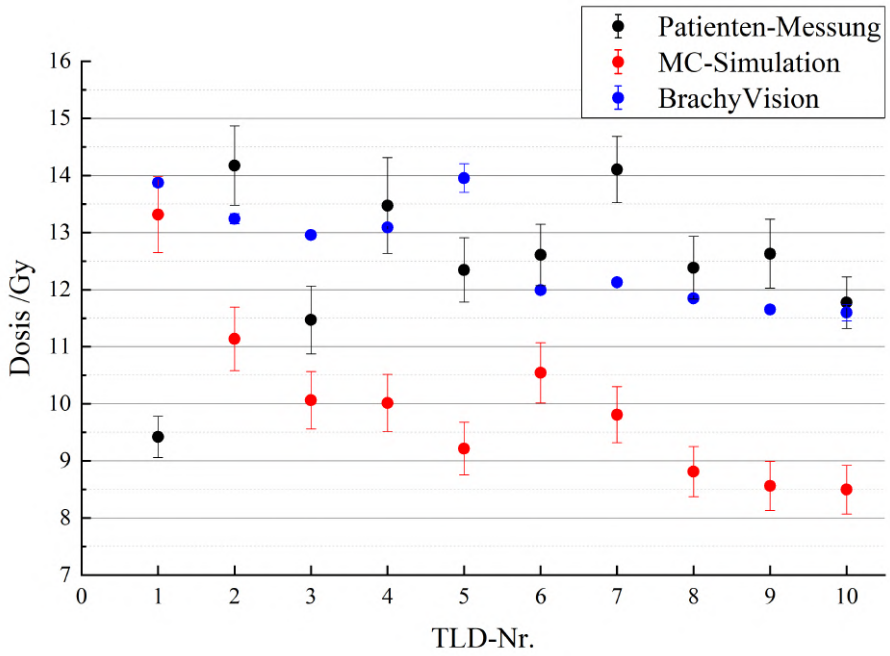


Abbildung 5.30: Vergleich der Dosen aus BrachyVision (blau), Monte-Carlo-Simulation im Realen (rot) und Messung (schwarz).

im Verlauf. So ist für die TLDs 1-5 ein U-förmiger Dosisverlauf durch BrachyVision berechnet worden (Abb. 5.30 blaue Datenpunkte) und für die TLDs 6-10 fällt die Dosis ab. Die Simulation zeigt für beide TLD-Nadeln einen Abfall in der Dosis (Abb. 5.30 rote Datenpunkte). Dagegen schwanken die Messwerte (Abb. 5.30 schwarze Datenpunkte) sehr stark und zeigen kein eindeutiges Verhalten. Da bei der Kalibrierung zwischen BrachyVision und Monte-Carlo-Simulation ein Unterschied von 25 % vorlag, sollte sich dieser auch in Abbildung 5.30 niederschlagen. Hinzu kommt der noch komplexere Aufbau, der zwischen Kalibrierung und Patienten-Messung liegt, sodass sich im Mittel eine Abweichung von $(27,83 \pm 9,29)$ % zwischen den roten und blauen Datenpunkten ergibt. Die Abweichung bei einigen TLDs ist dabei stärker ausgeprägt. Da mit den Werten aus der Simulation kalibriert worden ist, sollten die roten und schwarzen Datenpunkte gut zueinander passen. Doch auch hier unterscheidet sich sowohl der generelle Verlauf, als auch die Dosis. In diesem Fall kann ähnlich argumentiert werden wie bei der Phantom-Messung (s. Kapitel 5.3.5).
Es wurde gezeigt, dass die Nadeltiefe und die Nähe zu Quellennadeln sehr sensibel auf die deponierte Energie sind. Bei der Prostataspickung am Patienten können ebenfalls die unterschiedlichen Nadeltiefen einen Einfluss auf das Ergebnis haben. Allerdings kann das nur vermutet werden, da die Tiefen der Nadeln nicht eindeutig identifiziert werden können. Das Ultraschall-Bild in sagittaler Richtung in Abbildung 5.31 zeigt bei den Nadeln 5 und 13, dass diese nicht in einer gleichen Höhe gestochen worden sind. Daher liegt die Vermutung nahe, dass es auch bei weiteren Nadeln der Fall ist.
In der Simulation sind die Nadeln wieder gleich tief in einem Quader aus Wasser eingebracht.

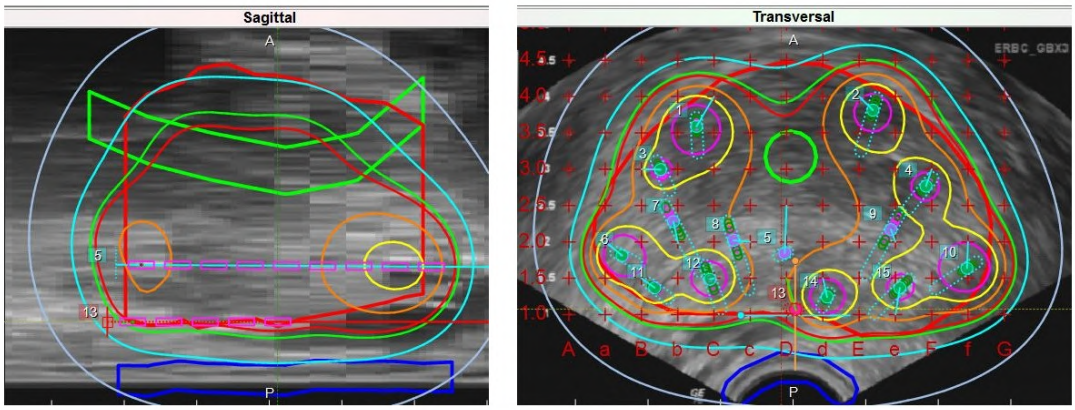


Abbildung 5.31: Ultraschallbilder als Grundlage für die Bestrahlungsplanung in sagittaler und transversaler Richtung. Das Utraschallbild der gestochenen Nadeln 5 und 13 in sagittaler Ansicht, zeigt, dass N13 etwas tiefer in der Prostata steckt als N5. Das Bild in transversaler Richtung zeigt die nummerierten Nadeln. Die Isodosenlinien zeigen die unterschiedlichen Dosen, die je nach Nähe zur Quelle resultieren.

Beim Mann befindet sich in der Nähe der Prostata das Becken und das Schambein. Die Dichte von Knochen liegt bei ca. 1,85 $\frac{\mathrm{g}}{\mathrm{cm}^3}$ und ist damit fast doppelt so groß wie die Dichte von Wasser. Es kann also zu Rückstreuungen kommen, die in der Simulation nicht berücksichtigt werden, da keine Knochen oder andere Materialien implementiert wurden. Durch die Rückstreuung kann sich die gemessene Dosis in den TLDs erhöhen. Aus diesem Grund könnten die schwarzen Datenpunkte größere Werte annehmen, als die aus der Simulation.
Ein weiterer Einflussfaktor kann die Verschiebung der TLD-Nadeln zu Quellennadeln sein. In Abbildung 5.31 ist auch das Ultraschallbild der Prostataspickung in transversaler Richtung dargestellt. Dort sind die einzelnen Nadelpositionen ersichtlich. Vor dem Stechen der Nadeln, werden die Positionen in dem Bestrahlungsprogramm ausgewählt. Anschließend werden die Nadeln in diese ausgewählten Positionen gestochen. Allerdings kann sich die gestochene Position von der geplanten Position unterscheiden. Sie werden dann im Bestrahlungsprogramm korrigiert. Deutlich zu erkennen ist das z. B. bei N5. Es ist eine blaue Linie zu erkennen, die an einem roten Kreuz beginnt und an einem blauen Punkt endet. Das bedeutet, dass am roten Kreuz die eigentliche Position war, doch diese hat sich verschoben, als die Nadel gestochen wurde. Die Position wird dann im Bestrahlungsprogramm korrigiert. So gelangt sie näher an umliegende Quellennadeln (N8 und N14). Dieser Umstand wird bei den anderen Nadeln ebenfalls mehr oder weniger stark deutlich.
Dagegen werden in der Simulation die unkorrigierten Positionen verwendet, da diese leichter ablesbar sind. Die korrigierten Positionen würden nur über Abschätzungen ermittelt werden können.

6 Zusammenfassung und Ausblick

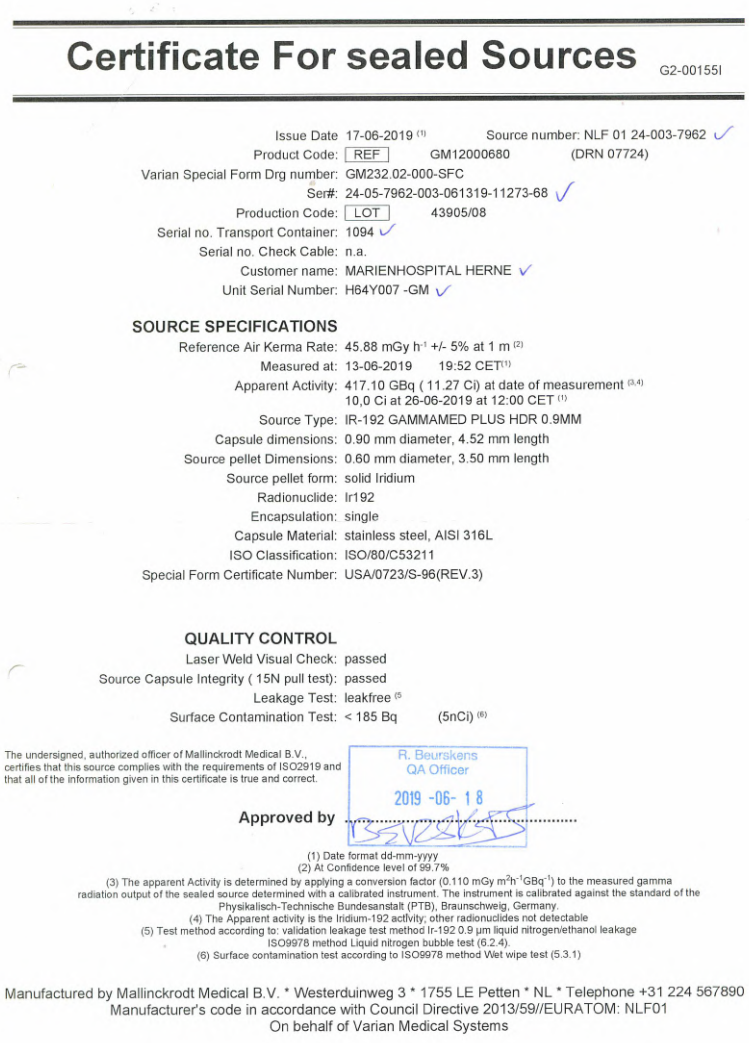
In der vorliegenden Arbeit sollte eine Methode zur Dosimetrie bei Prostataspickungen erforscht werden. Dafür kamen Thermolumineszenzdetektoren zum Einsatz, die in das zu behandelnde Gewebe eingesetzt werden. Um die Ergebnisse aus der Messung vergleichen zu können, werden Monte-Carlo-Simulationen durchgeführt.
Für die Simulationen wird das Radionuklid Ir-192 verwendet. Es wird zuerst der Simulationsaufbau überprüft. Dafür wurden Emissionswahrscheinlichkeiten des simulierten Spektrums berechnet und mit den Literaturwerten [11] verglichen. Die Abweichung lag im Mittel bei $(0,16 \pm 0,15)$ %, sodass der Simulationsaufbau verifiziert werden konnte. Die für das Verfahren verwendete Quelle befindet sich in einer Kapsel aus Edelstahl, die maßstabsgetreu in die Simulation übertragen wurde. Anschließend erfolgte die Aufnahme von Tiefendosiskurven senkrecht zum Quellenursprung. Dieses Verfahren wurde bereits in Referenz [35] durchgeführt, allerdings mit der Vorgängerversion von *Geant4*, nämlich *Geant3*. Es konnte gezeigt werden, dass trotz gleichem Simulationsaufbau Unterschiede in den TDK herauskamen. Mit gleichem Aufbau ist das verwendete Binning gemeint. In der Simulation der Literatur ist ein Spektrum implementiert, die vorliegende Simulation verwendet aber den kompletten radioaktiven Zerfall von Ir-192. Doch durch Abschätzung beider Emissionswahrscheinlichkeiten W und $W_{\text{Lit.}}$ wurde deutlich, dass dieser Einfluss gering ist ($W = 217\,\%$ zu $W_{\text{Lit.}} = 224\,\%$). Daraus ist zu schließen, dass zwischen *Geant3* und *Geant4* Unterschiede liegen, die sich in den TDK niederschlagen. Durch ein Anpassen des Binnings beim Scoring Mesh, konnte das Ergebnis beeinflusst werden. Damit wurden Abweichungen zwischen Literatur und Simulation von $\pm 2\,\%$ erreicht .
Für die Messungen am Prostata-Phantom und am Patienten fanden Thermolumineszenzdetektoren Anwendung, die im Marien Hospital Herne kalibriert wurden. Die Bestrahlung erfolgte nach vorheriger Planung mit BrachyVision [1]. Der Dosisberechnungsalgorithmus, der im Bestrahlungsprogramm implementiert ist, heißt TG-43-Formalismus. Er beruht auf Messungen und Simulationen, hat aber einige Limitationen. Die Größte und wahrscheinlich Schwerwiegendste ist, dass die Dosis in einer reinen Wasserumgebung berechnet wird. Inhomogenitäten im Gewebe oder Materialien, die bei einer Prostataspickung Anwendung finden (z. B. Spickungsnadeln), werden nicht berücksichtigt. Die unterschiedlichen Massenabsorptionskoeffizienten, Strahlungsstreuungen und Abschwächungen in Materialien mit unterschiedlicher Zusammensetzung würden die Dosisverteilung im Vergleich zu Wasser verändern [13].
Bei der Kalibrierung wurden die TLDs mittels Schläuchen an die Oberfläche eines Vaginalapplikators geklebt und mit einer Dosis, die nach BrachyVision berechnet wurde, bestrahlt. Eigentlich sollten sich die TLDs in einem Abstand von 1,75 cm zur Quelle befinden. Allerdings sind die Halteposition der Quelle in 0,5 cm Schritten festgelegt, sodass im Bestrahlungsprogramm eine Position ausgewählt werden musste, die sich in unmittelbarer Nähe zu den TLDs befand. Der Abstand zwischen der ausgewählten Halteposition und der

Quelle lag im Mittel bei $(1,914 \pm 0,009)$ cm. Dadurch, dass die Schläuche vorher an den Applikator angebracht wurden, konnten die Haltepositionen in BrachyVision nicht berücksichtigt werden. Daher wäre es in Zukunft besser, vor dem Bekleben eine Halteposition auszuwählen und die TLDs parallel dazu anzuordnen. Damit ist der Abstand zur Quelle besser gewährleistet und es resultieren geringere Unsicherheiten in der Positionierung.
Neben der Kalibrierung im Krankenhaus, wurde sie auch in einer Monte-Carlo-Simulation überprüft. Zwischen Quelle und TLD lag ein Abstand von 1,85 cm vor. Somit unterscheiden sich die Positionen der TLDs in der Simulation und die der TLDs bei der Kalibrierung. Damit kann es zu einer Über- bzw. Unterschätzung der Dosis kommen. Bei der Simulation resultierte eine Dosis von $D_{\mathrm{H2O,Sim}} = (0,91 \pm 0,05)$ Gy, das einer Abweichung zu BrachyVision von $(9,2 \pm 0,5)$ % entspricht. Bei der Simulation in der Umgebung mit den realen Materialien ergibt sich eine Dosis von $(0,75 \pm 0,04)$ Gy und eine Abweichung zu BrachyVision von $(25,1 \pm 1,3)$ %.
Für die Messung an einem Prostata-Phantom wurden die Werte aus BrachyVision abgelesen. Allerdings ist dieses Verfahren sehr umständlich. Die TLDs wurden nacheinander in die Nadeln gebracht. Zum Ablesen der Dosis wurde in BrachyVision die Länge des TLDs (6 mm) abgemessen. Dann wurde alle 1 mm eine Dosis mittels Verfahren des Cursors aufgeschrieben. Beim Ablesen ist darauf zu achten, dass die Länge der TLDs richtig abgemessen wird, da ansonsten die Dosen den nachfolgenden TLDs zugeordnet werden. Eine Möglichkeit, um das Ablesen der Dosis in BrachyVision zu erleichtern, ist, dass zwischen den TLDs Stäbchen eingesetzt werden, die einen Abstand zwischen den TLDs generieren. So wird erreicht, dass der effektive Messpunkt im Zentrum des TLDs liegt [42]. Die Messung am Phantom wurde an drei aufeinander folgenden Tagen durchgeführt. Es fallen keine Ausreißer in den Messergebnissen auf und die Dosisverläufe von Simulation, Messung und BrachyVision sind ähnlich. Es kommt allerdings zu unterschiedlichen Ergebnissen in der absoluten Dosisbestimmung, die durch eine ungenaue Positionierung der Nadeln in der Simulation erklärt werden kann. Für weiterführende Untersuchungen sollte der Einfluss der Nadelpositionierung berücksichtigt werden. Die genaue Bestimmung der Position einzelner Nadeln ist relevant und muss in die Simulationen einfließen. Außerdem sollte immer daran gedacht werden, dass BrachyVision in einer Wasserumgebung rechnet und auch eingebrachte Detektoren, wie im vorliegenden Fall die TLDs, nicht in ihre Berechnungen einbeziehen. So resultieren automatisch Abweichungen zwischen Bestrahlungsprogramm und Simulation, wenn diese die unterschiedlichen Materialien verwendet.
Nach der Phantom-Messung folgt die Messung an einem Patienten. Durch einen komplexeren Aufbau und aufgrund der Tatsache, dass sich Prostata-Phantom und menschliche Prostata unterscheiden, ist zu erwarten, dass auch die Ergebnisse zwischen Monte-Carlo-Simulation, BrachyVision und Messung stark variieren. Neben den Positionierungsunsicherheiten der Nadeln, spielen weitere physikalische Effekte, wie die Rückstreuung eine mögliche Rolle. Durch die Näherungen, die bei der Simulation gemacht wurden, entsteht ein großer Unterschied zu dem Eingriff am Patienten. Aus diesem Grund kann für weitere Untersuchungen, ein komplexerer menschlicher Aufbau in die Simulation implementiert werden. In einer Studie [43] wurde bereits der Effekt von unterschiedlichen Geweben auf die Dosis untersucht. Dabei stellte sich heraus, dass Knochen die Dosisberechnung beeinflusst. Die Dichte von Knochen ist mit 1,85 $\frac{\mathrm{g}}{\mathrm{cm}^3}$ fast doppelt so groß wie die Dichte von Wasser und sollte daher berücksichtigt werden. Da sich bei der Prostataspickung das Schambein

und das Becken in unmittelbarer Nähe befinden, sollten in nachfolgenden Simulationen ebenfalls Knochenstrukturen und deren Einfluss auf die Dosisbestimmung erforscht werden. Das Verfahren wurde in der vorliegenden Arbeit nur an einem Patienten durchgeführt, daher wäre es für zukünftige Untersuchungen wichtig, mehr Patienten zu behandeln, um die Aussagekraft der Ergebnisse zu verstärken.

Da die Brachytherapie eine gute Alternative zu herkömmlichen Therapieformen für Krebs darstellt, sollte an einer geeigneten Methode für eine Qualitätssicherung des Patienten gearbeitet werden. Prinzipiell eignen sich TLD-Rods gut für eine in-vivo Dosimetrie, da sie sehr klein sind und somit beispielsweise in Spickungsnadeln platziert werden können. Allerdings ist eine präzise Vorbereitung der Messung und Simulation essentiell, da durch den steilen Gradienten der Ir-192-Quelle große Schwankungen in der Dosis resultieren. Es bedarf also weiteren Forschungsarbeiten und weiterführende Entwicklungen eines vertrauenswürdigen und geeigneten Verifikationssystems.

A Anhang



Certificate For sealed Sources

G2-00155I

Issue Date 17-06-2019 (1) Source number: NLF 01 24-003-7962
Product Code: REF GM12000680 (DRN 07724)
Varian Special Form Drg number: GM232.02-000-SFC
Ser#: 24-05-7962-003-061319-11273-68
Production Code: LOT 43905/08
Serial no. Transport Container: 1094
Serial no. Check Cable: n.a.
Customer name: MARIENHOSPITAL HERNE
Unit Serial Number: H64Y007 -GM

SOURCE SPECIFICATIONS

Reference Air Kerma Rate: 45.88 mGy h^{-1} +/- 5% at 1 m (2)
Measured at: 13-06-2019 19:52 CET(1)
Apparent Activity: 417.10 GBq (11.27 Ci) at date of measurement (3,4)
10,0 Ci at 26-06-2019 at 12:00 CET (1)
Source Type: IR-192 GAMMAMED PLUS HDR 0.9MM
Capsule dimensions: 0.90 mm diameter, 4.52 mm length
Source pellet Dimensions: 0.60 mm diameter, 3.50 mm length
Source pellet form: solid Iridium
Radionuclide: Ir192
Encapsulation: single
Capsule Material: stainless steel, AISI 316L
ISO Classification: ISO/80/C53211
Special Form Certificate Number: USA/0723/S-96(REV.3)

QUALITY CONTROL

Laser Weld Visual Check: passed
Source Capsule Integrity (15N pull test): passed
Leakage Test: leakfree (5)
Surface Contamination Test: < 185 Bq (5nCi) (6)

The undersigned, authorized officer of Mallinckrodt Medical B.V., certifies that this source complies with the requirements of ISO2919 and that all of the information given in this certificate is true and correct.

R. Beurskens
QA Officer
2019 -06- 18

Approved by .....

(1) Date format dd-mm-yyyy
(2) At Confidence level of 99.7%
(3) The apparent Activity is determined by applying a conversion factor (0.110 mGy $m^2h^{-1}GBq^{-1}$) to the measured gamma radiation output of the sealed source determined with a calibrated instrument. The instrument is calibrated against the standard of the Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Germany.
(4) The Apparent activity is the Iridium-192 actlvity; other radionuclides not detectable
(5) Test method according to: validation leakage test method Ir-192 0.9 µm liquid nitrogen/ethanol leakage ISO9978 method Liquid nitrogen bubble test (6.2.4).
(6) Surface contamination test according to ISO9978 method Wet wipe test (5.3.1)

Manufactured by Mallinckrodt Medical B.V. * Westerduinweg 3 * 1755 LE Petten * NL * Telephone +31 224 567890
Manufacturer's code in accordance with Council Directive 2013/59//EURATOM: NLF01
On behalf of Varian Medical Systems

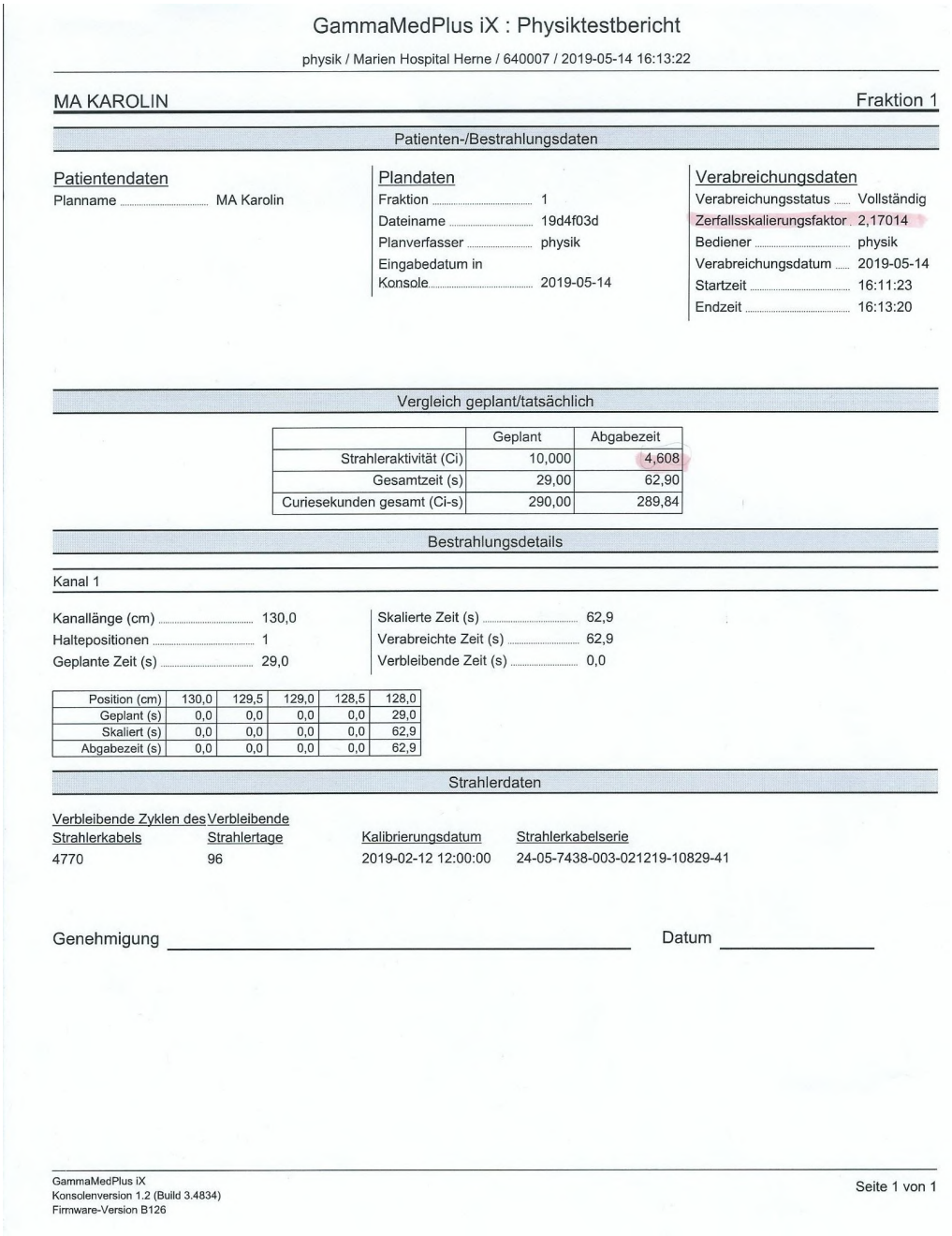
Abbildung A.1: Medizinisches Quellenzertifikat der verwendeten Ir-192 Quelle.

Dosisgrenzwerte gem. QUANTEC für konventionell fraktionierte 3D-CRT

Risikoorgan	Volumen	Dosis/Vol.	max. Dosis	Tox. Rate	Tox. Endpunkt
Hirn			< 60 Gy	< 3%	Symptomatische Nekrose
Hirn			72 Gy	5%	Symptomatische Nekrose
Hirn			90 Gy	10%	Symptomatische Nekrose
Hirnstamm			≤ 54 Gy	< 5%	Neuropathie oder Nekrose
Hirnstamm	D 1-10ml		≤ 59 Gy	< 5%	Neuropathie oder Nekrose
Hirnstamm	D << 1ml		< 64 Gy	< 5%	Neuropathie oder Nekrose
N. Opticus/Chiasma			< 55 Gy	< 3%	Opticus Neuropathie
N. Opticus/Chiasma			55-60 Gy	3-7%	Opticus Neuropathie
N. Opticus/Chiasma			> 60 Gy	> 7-20%	Opticus Neuropathie
Rückenmark			50 Gy	0.2%	Myelopathie
Rückenmark			60 Gy	6%	Myelopathie
Rückenmark			69 Gy	50%	Myelopathie
Cochlea	*Mean*	≤ 45 Gy		< 30%	Senso-neuraler Hörverlust
Parotis, bilateral	*Mean*	≤ 25 Gy		< 20%	Langzeit Funktion < 25%
Parotis, bilateral	*Mean*	≤ 39 Gy		< 50%	Langzeit Funktion < 25%
Parotis, unilateral	*Mean*	≤ 20 Gy		< 20%	Langzeit Funktion < 25%
Pharynx Constrictor	*Mean*	≤ 50 Gy		< 20%	Symptomatische Dysphagie/Aspiration
Larynx			< 66 Gy	< 20%	Stimm-Dysfunktion
Larynx	*Mean*	< 50 Gy		< 30%	Aspiration
Larynx	*Mean*	< 44 Gy		< 20%	Oedem
Larynx	V50Gy	< 27%		< 20%	Oedem
Lunge	V20Gy	≤ 30%		< 20%	Symptomatische Pneumonitis
Lunge	*Mean*	7 Gy		5%	Symptomatische Pneumonitis
Lunge	*Mean*	13 Gy		10%	Symptomatische Pneumonitis
Lunge	*Mean*	20 Gy		20%	Symptomatische Pneumonitis
Lunge	*Mean*	24 Gy		30%	Symptomatische Pneumonitis
Lunge	*Mean*	27 Gy		40%	Symptomatische Pneumonitis
Oesophagus	*Mean*	< 34 Gy		5-20%	Grad 3+ Oesophagitis
Oesophagus	V35Gy	< 50%		< 30%	Grad 2+ Oesophagitis
Oesophagus	V50Gy	< 40%		< 30%	Grad 2+ Oesophagitis
Oesophagus	V70Gy	< 20%		< 30%	Grad 2+ Oesophagitis
Herz (Pericard)	*Mean*	< 26 Gy		< 15%	Pericarditis
Herz (Pericard)	V30Gy	< 46%		< 15%	Pericarditis
Herz	V25Gy	< 10%		< 1%	Kardiale Langzeit-Mortalität
Leber	*Mean*	< 30-32 Gy		< 5%	RILD (bei norm. Leberfunktion)
Leber	*Mean*	< 42 Gy		< 50%	RILD (bei norm. Leberfunktion)
Leber	*Mean*	< 28 Gy		< 5%	RILD (bei Child-Pugh A oder HCC)
Leber	*Mean*	< 36 Gy		< 50%	RILD (bei Child-Pugh A oder HCC)
Niere, bilateral	*Mean*	< 15-18 Gy		< 5%	Klin. Dysfunktion
Niere, bilateral	*Mean*	< 28 Gy		< 50%	Klin. Dysfunktion
Niere, bilateral	V12Gy	< 55%		< 5%	Klin. Dysfunktion
Niere, bilateral	V20Gy	< 32%		< 5%	Klin. Dysfunktion
Niere, bilateral	V23Gy	< 30%		< 5%	Klin. Dysfunktion
Niere, bilateral	V28Gy	< 20%		< 5%	Klin. Dysfunktion
Magen	D100% Vol.	< 45 Gy		< 7%	Ulzeration
Dünndarm (individ. Schlingen)	V15Gy	< 120 ml		< 10%	Grad 3+ Tox.
Dünndarm (Peritonealhöhle)	V45Gy	< 195 ml		< 10%	Grad 3+ Tox.
Rektum	V50Gy	< 50%		< 10%	Grad 3+ Tox.
Rektum	V60Gy	< 35%		< 10%	Grad 3+ Tox.
Rektum	V65Gy	< 25%		< 10%	Grad 3+ Tox.
Rektum	V70Gy	< 20%		< 10%	Grad 3+ Tox.
Rektum	V75Gy	< 15%		< 10%	Grad 3+ Tox.
Blase (Blasen-Ca)			< 65	< 6%	Grad 3+ Tox.
Blase (Prostata-Ca)	V65Gy	< 50%			Grad 3+ Tox.
Blase (Prostata-Ca)	V70Gy	< 35%			Grad 3+ Tox.
Blase (Prostata-Ca)	V75Gy	< 25%			Grad 3+ Tox.
Blase (Prostata-Ca)	V80Gy	< 15%			Grad 3+ Tox.
Bulbus Penis	*Mean Dose* @95% Vol.	< 50 Gy		< 35%	Schwere erektile Dysfunktion
Bulbus Penis	D90ml	< 50 Gy		< 35%	Schwere erektile Dysfunktion
Bulbus Penis	D60-70ml	< 70 Gy		< 55%	Schwere erektile Dysfunktion
Bulbus Penis (PREFERE)	V70Gy	< 50%			Schwere erektile Dysfunktion
Hüftköpfe (PREFERE)	V52Gy	< 10%			Fraktur, asept. Nekrose

Marks, L. B., Yorke, E. D., Jackson, A., Haken, Ten, R. K., Constine, L. S., Eisbruch, A., et al. (2010).
Use of normal tissue complication probability models in the clinic.
International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 76(3 Suppl), S10–19. doi:10.1016/j.ijrobp.2009.07.1754

Abbildung A.2: Beispiel einer Quantec-Tabelle zur Überprüfung von Grenzwerten bei der Bestrahlungsplanung.



GammaMedPlus iX : Physiktestbericht

physik / Marien Hospital Herne / 640007 / 2019-05-14 16:13:22

MA KAROLIN — Fraktion 1

Patienten-/Bestrahlungsdaten

Patientendaten
Planname ..... MA Karolin

Plandaten
Fraktion 1
Dateiname 19d4f03d
Planverfasser ..... physik
Eingabedatum in Konsole 2019-05-14

Verabreichungsdaten
Verabreichungsstatus ..... Vollständig
Zerfallsskalierungsfaktor 2,17014
Bediener ..... physik
Verabreichungsdatum 2019-05-14
Startzeit 16:11:23
Endzeit 16:13:20

Vergleich geplant/tatsächlich

	Geplant	Abgabezeit
Strahleraktivität (Ci)	10,000	4,608
Gesamtzeit (s)	29,00	62,90
Curiesekunden gesamt (Ci-s)	290,00	289,84

Bestrahlungsdetails

Kanal 1

Kanallänge (cm) 130,0
Haltepositionen 1
Geplante Zeit (s) 29,0

Skalierte Zeit (s) 62,9
Verabreichte Zeit (s) 62,9
Verbleibende Zeit (s) 0,0

Position (cm)	130,0	129,5	129,0	128,5	128,0
Geplant (s)	0,0	0,0	0,0	0,0	29,0
Skaliert (s)	0,0	0,0	0,0	0,0	62,9
Abgabezeit (s)	0,0	0,0	0,0	0,0	62,9

Strahlerdaten

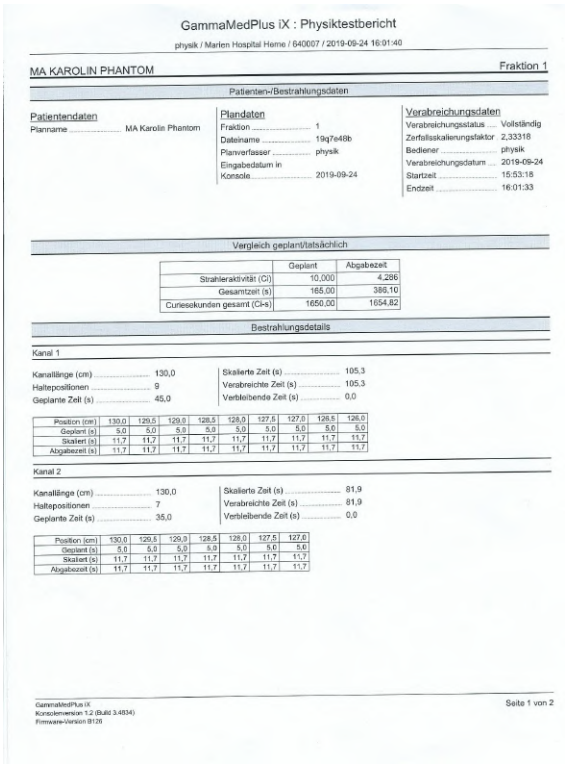
Verbleibende Zyklen des Strahlerkabels	Verbleibende Strahlertage	Kalibrierungsdatum	Strahlerkabelserie
4770	96	2019-02-12 12:00:00	24-05-7438-003-021219-10829-41

Genehmigung _____ Datum _____

GammaMedPlus iX
Konsolenversion 1.2 (Build 3.4834)
Firmware-Version B126

Seite 1 von 1

Abbildung A.3: Bestrahlungsprotokoll, welches bei einer der Kalibrationsmessungen erstellt wurde. Dargestellt sind u. a. der Zerfallsskalierungsfaktor, mit dem die nominelle Bestrahlungszeit multipliziert werden muss sowie die daraus resultierende reale Dauer.



GammaMedPlus iX : Physiktestbericht

physik / Marien Hospital Herne / 640007 / 2019-09-24 16:01:40

MA KAROLIN PHANTOM — Fraktion 1

Patienten-/Bestrahlungsdaten

Patientendaten
Planname ..... MA Karolin Phantom

Plandaten
Fraktion 1
Dateiname 19q7e48b
Planverfasser ..... physik
Eingabedatum in Konsole 2019-09-24

Verabreichungsdaten
Verabreichungsstatus ..... Vollständig
Zerfallskalierungsfaktor 2,33318
Bediener ..... physik
Verabreichungsdatum 2019-09-24
Startzeit 15:53:18
Endzeit 16:01:33

Vergleich geplant/tatsächlich

	Geplant	Abgabezeit
Strahleraktivität (Ci)	10,000	4,286
Gesamtzeit (s)	165,00	386,10
Curiesekunden gesamt (Ci•s)	1650,00	1654,82

Bestrahlungsdetails

Kanal 1

Kanallänge (cm) 130,0
Haltepositionen 9
Geplante Zeit (s) 45,0

Skalierte Zeit (s) 105,3
Verabreichte Zeit (s) 105,3
Verbleibende Zeit (s) 0,0

Position (cm)	130,0	129,5	129,0	128,5	128,0	127,5	127,0	126,5	126,0
Geplant (s)	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0
Skaliert (s)	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7
Abgabezeit (s)	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7

Kanal 2

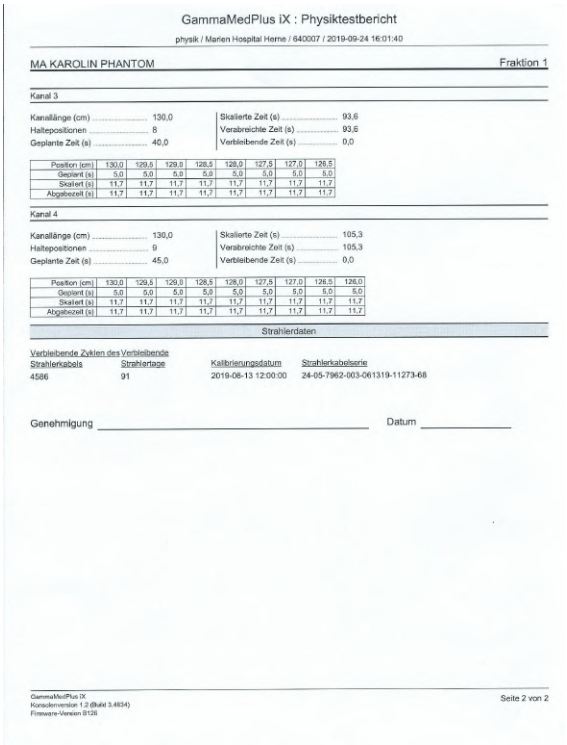
Kanallänge (cm) 130,0
Haltepositionen 7
Geplante Zeit (s) 35,0

Skalierte Zeit (s) 81,9
Verabreichte Zeit (s) 81,9
Verbleibende Zeit (s) 0,0

Position (cm)	130,0	129,5	129,0	128,5	128,0	127,5	127,0
Geplant (s)	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0
Skaliert (s)	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7
Abgabezeit (s)	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7

GammaMedPlus iX
Konsolenversion 1.2 (Build 3.4834)
Firmware-Version 8109

Seite 1 von 2



GammaMedPlus iX : Physiktestbericht

physik / Marien Hospital Herne / 640007 / 2019-09-24 16:01:40

MA KAROLIN PHANTOM — Fraktion 1

Kanal 3

Kanallänge (cm) 130,0
Haltepositionen 8
Geplante Zeit (s) 40,0

Skalierte Zeit (s) 93,6
Verabreichte Zeit (s) 93,6
Verbleibende Zeit (s) 0,0

Position (cm)	130,0	129,5	129,0	128,5	128,0	127,5	127,0	126,5
Geplant (s)	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0
Skaliert (s)	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7
Abgabezeit (s)	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7

Kanal 4

Kanallänge (cm) 130,0
Haltepositionen 9
Geplante Zeit (s) 45,0

Skalierte Zeit (s) 105,3
Verabreichte Zeit (s) 105,3
Verbleibende Zeit (s) 0,0

Position (cm)	130,0	129,5	129,0	128,5	128,0	127,5	127,0	126,5	126,0
Geplant (s)	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0
Skaliert (s)	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7
Abgabezeit (s)	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7	11,7

Strahlerdaten

Verbleibende Zyklen des Strahlerkabels	Verbleibende Strahlertage	Kalibrierungsdatum	Strahlerkabelserie
4586	91	2019-06-13 12:00:00	24-05-7962-003-061319-11273-68

Genehmigung _____ Datum _____

GammaMedPlus iX
Konsolenversion 1.2 (Build 3.4834)
Firmware-Version 8126

Seite 2 von 2

Abbildung A.4: Bestrahlungsprotokoll der Phantom-Messung.

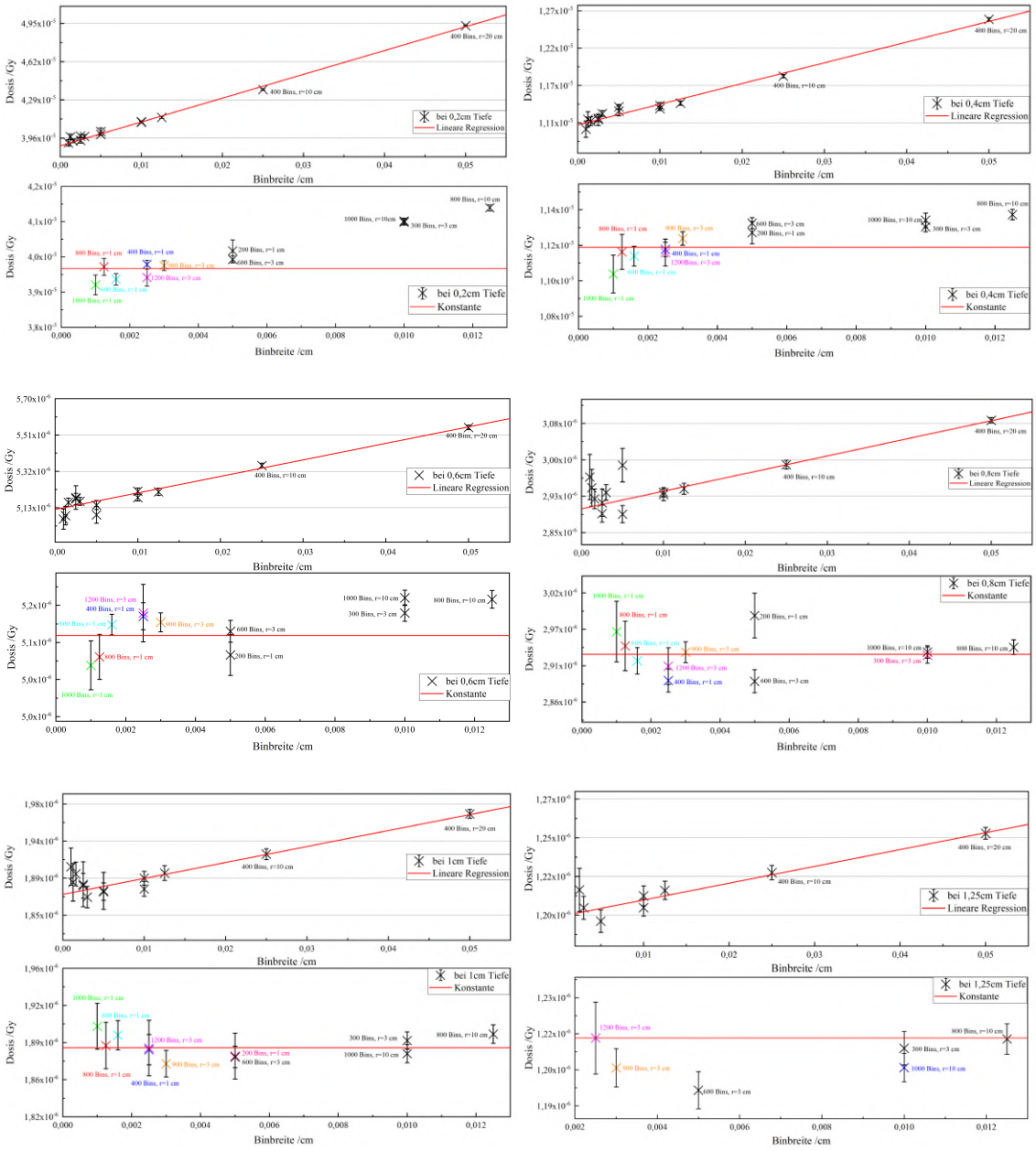


Abbildung A.5: Sättigungsstudie zur Auswahl eines geeigneten Binnings, 0,2 cm-1,25 cm Tiefe.

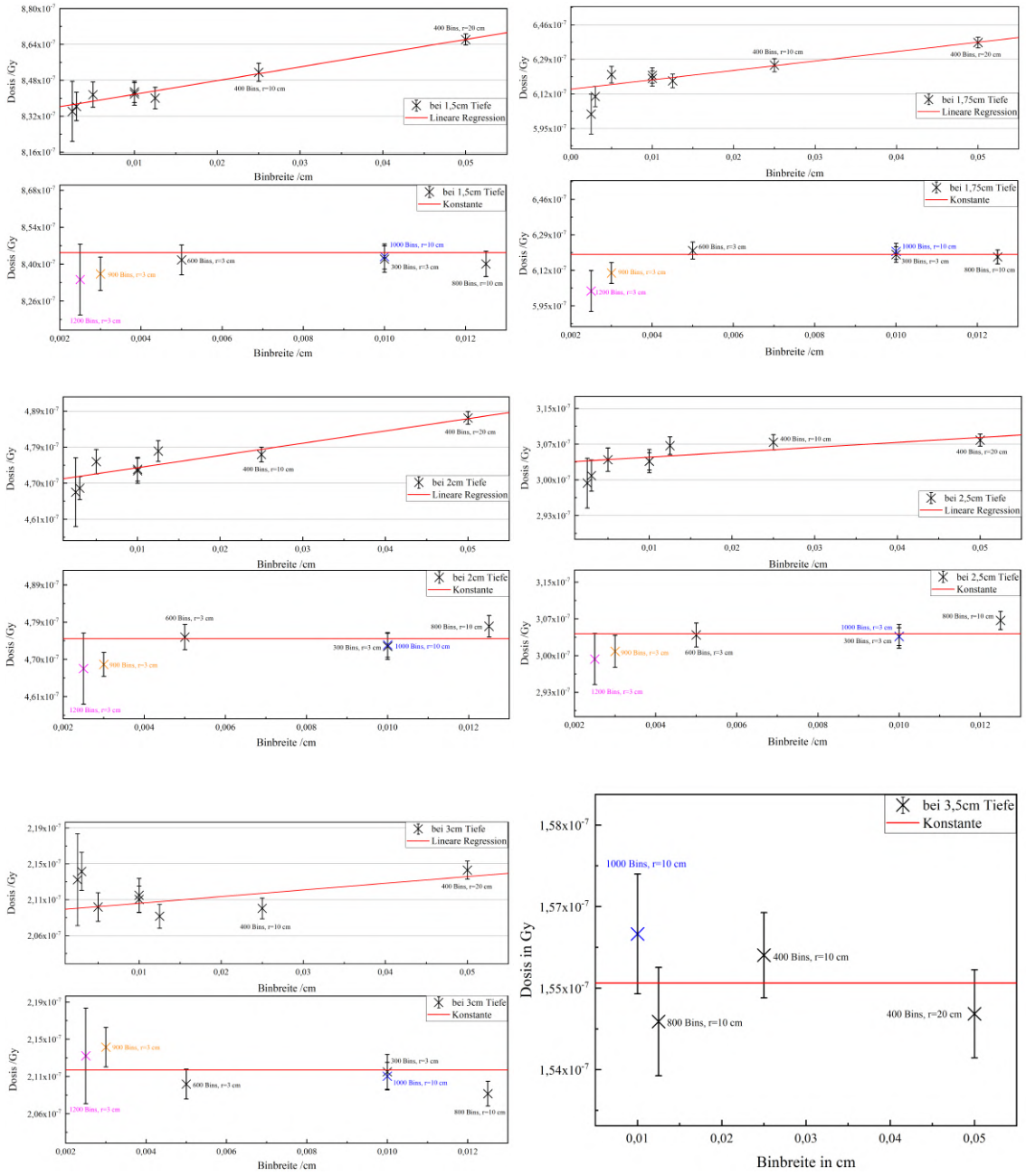


Abbildung A.6: Sättigungsstudie zur Auswahl eines geeigneten Binnings, 1,5 cm-3,5 cm Tiefe.

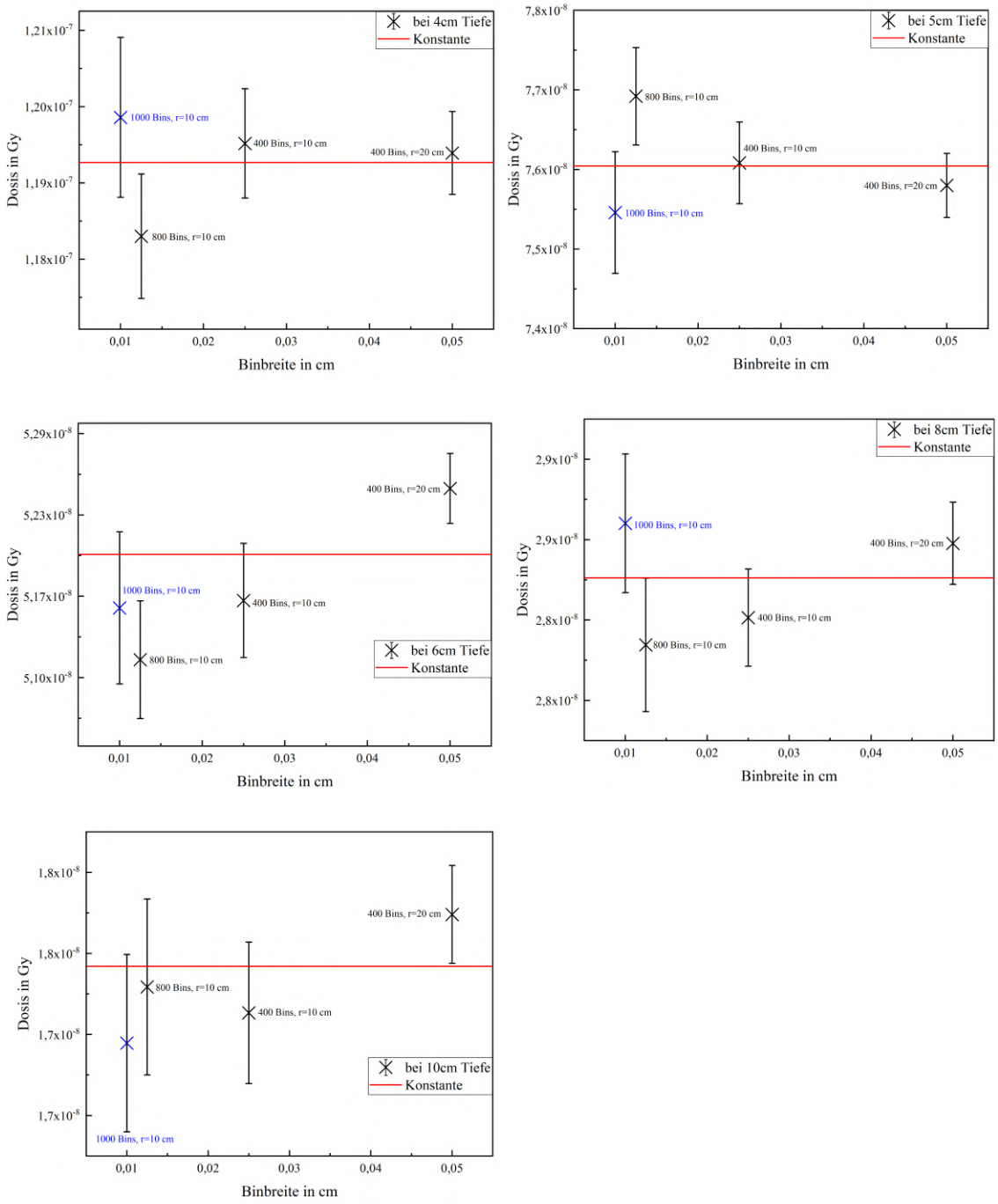


Abbildung A.7: Sättigungsstudie zur Auswahl eines geeigneten Binnings, 4 cm-10 cm Tiefe.

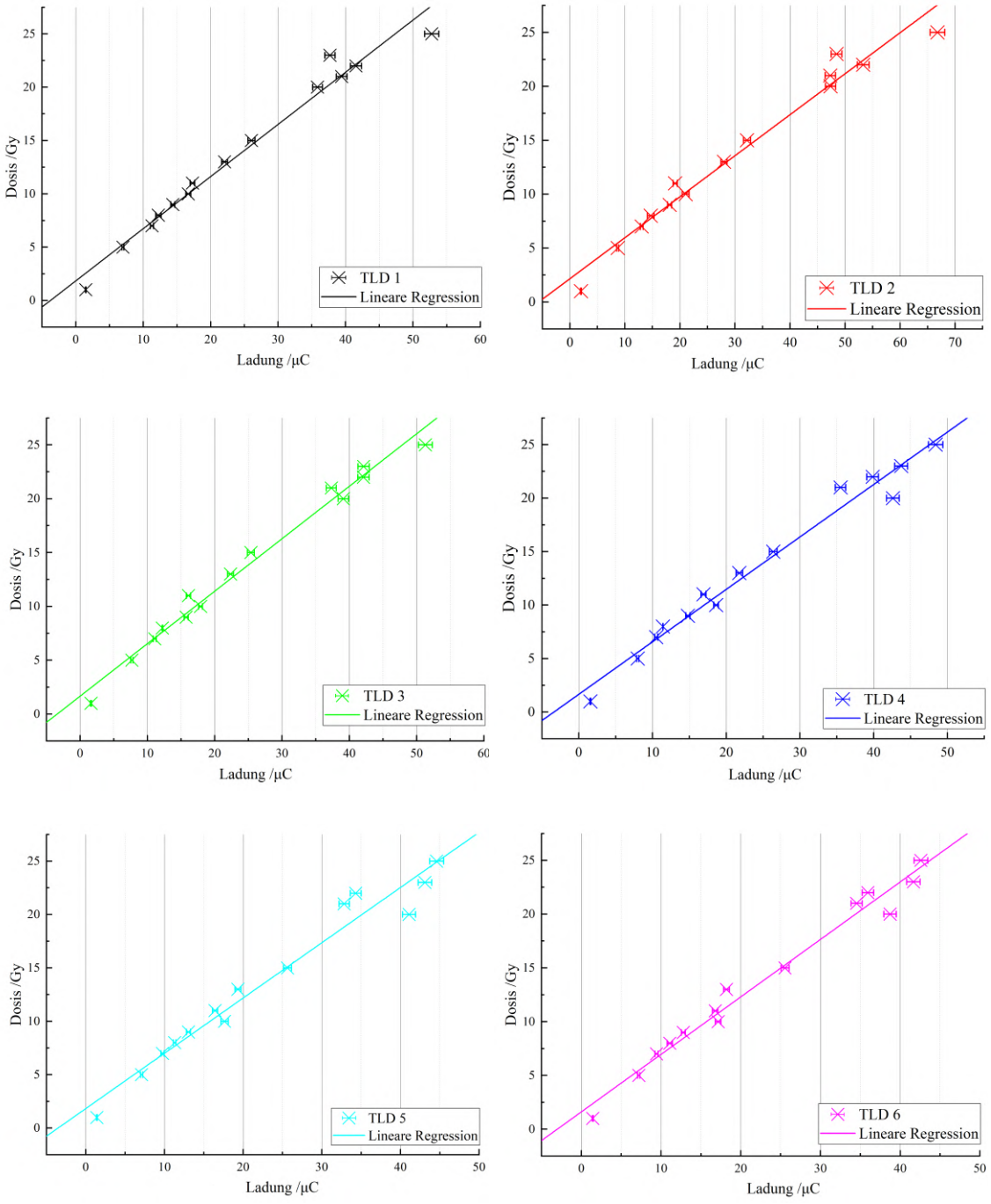


Abbildung A.8: Dosistreppen der TLD 1-6.

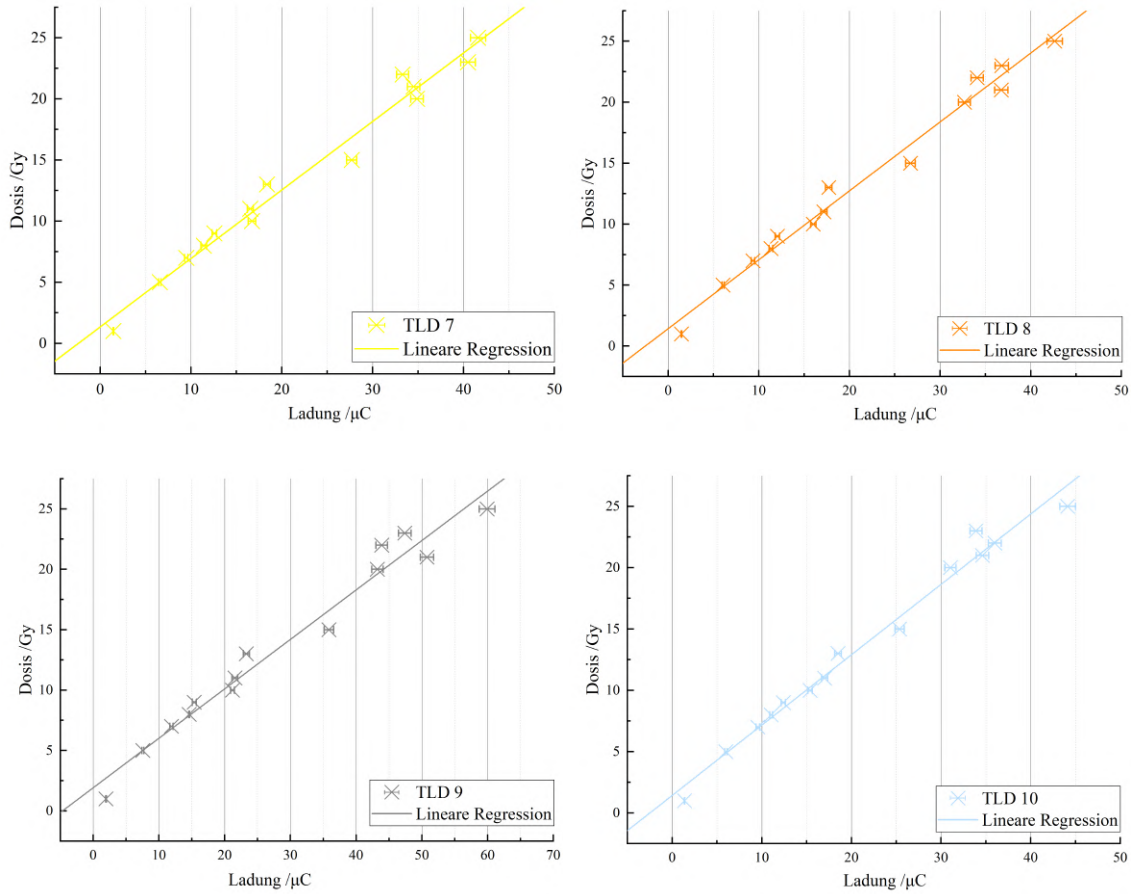


Abbildung A.9: Dosistreppen der TLD 7-10.

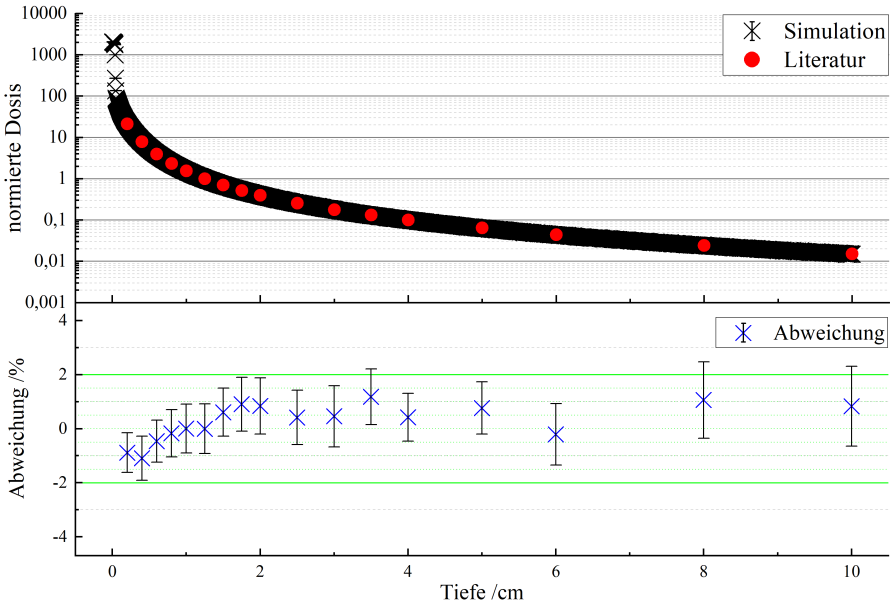


Abbildung A.10: Tiefendosiskurve aus der Simulation mit dazugehörigen Literaturwerten [38] bei einer Verschiebung in z-Richtung von 0,2 cm, sowie die Abweichung zwischen Simulation und Literatur.

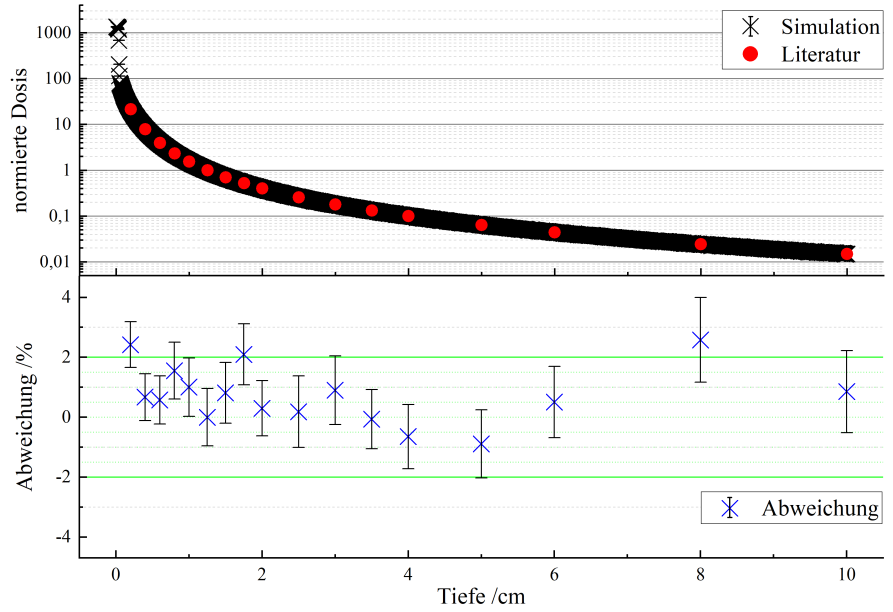


Abbildung A.11: Tiefendosiskurve aus der Simulation mit dazugehörigen Literaturwerten [38] bei einer Verschiebung in z-Richtung von −0,2 cm, sowie die Abweichung zwischen Simulation und Literatur.

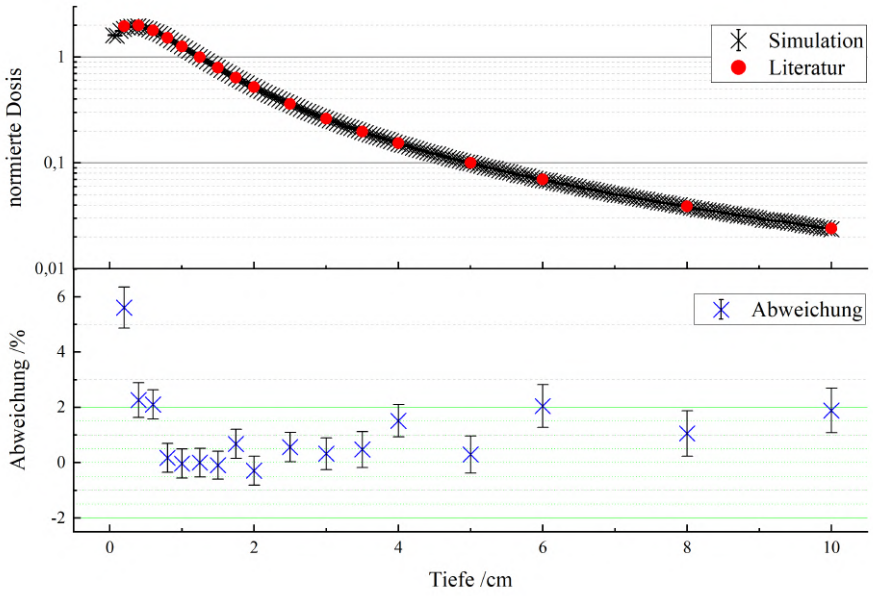


Abbildung A.12: Tiefendosiskurve aus der Simulation mit dazugehörigen Literaturwerten [38] bei einer Verschiebung in z-Richtung von 1 cm, sowie die Abweichung zwischen Simulation und Literatur.

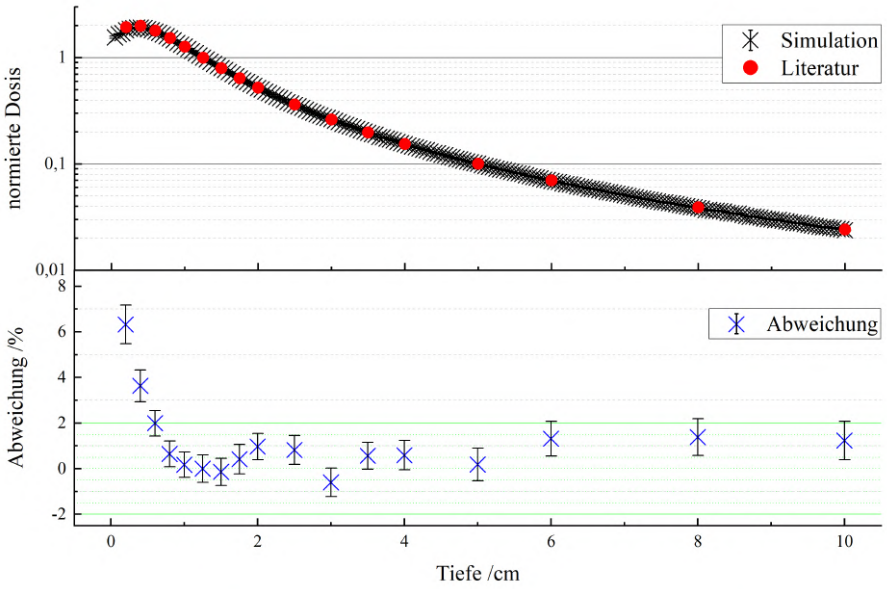


Abbildung A.13: Tiefendosiskurve aus der Simulation mit dazugehörigen Literaturwerten [38] bei einer Verschiebung in z-Richtung von −1 cm, sowie die Abweichung zwischen Simulation und Literatur.

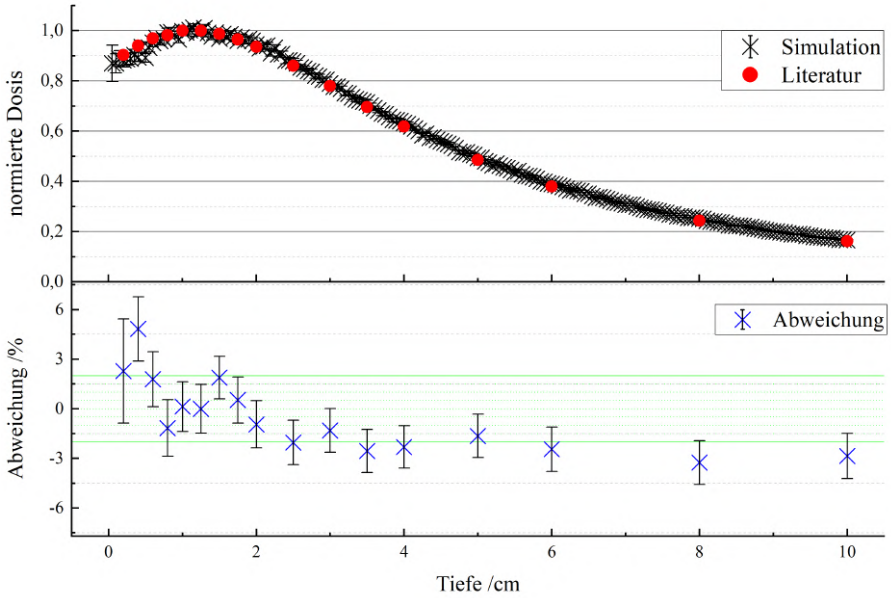


Abbildung A.14: Tiefendosiskurve aus der Simulation mit dazugehörigen Literaturwerten [38] bei einer Verschiebung in z-Richtung von 4 cm, sowie die Abweichung zwischen Simulation und Literatur.

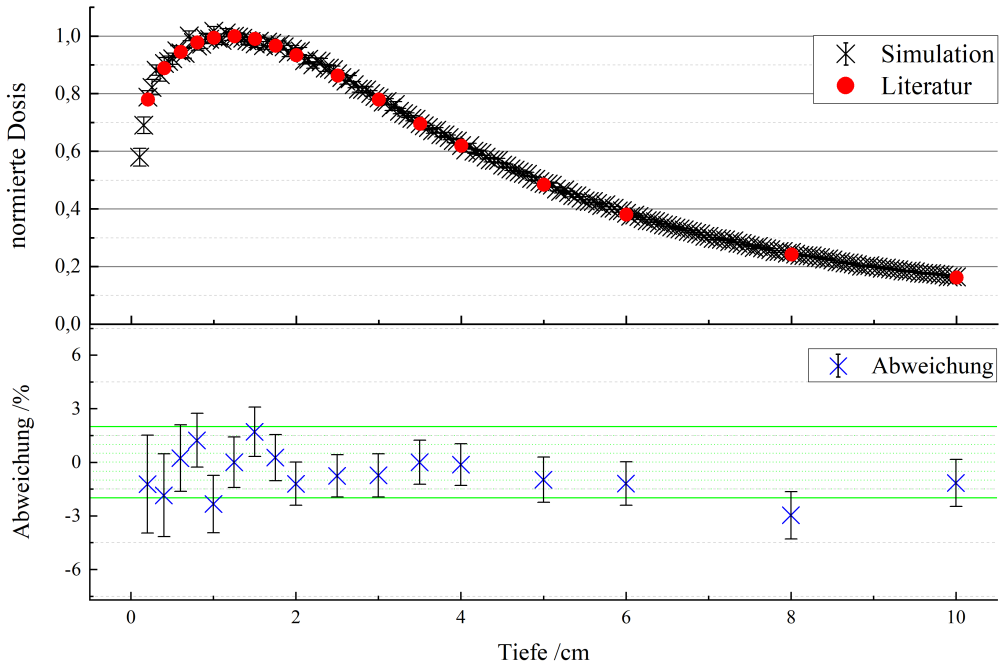


Abbildung A.15: Tiefendosiskurve aus der Simulation mit dazugehörigen Literaturwerten [38] bei einer Verschiebung in z-Richtung von -4 cm, sowie die Abweichung zwischen Simulation und Literatur.

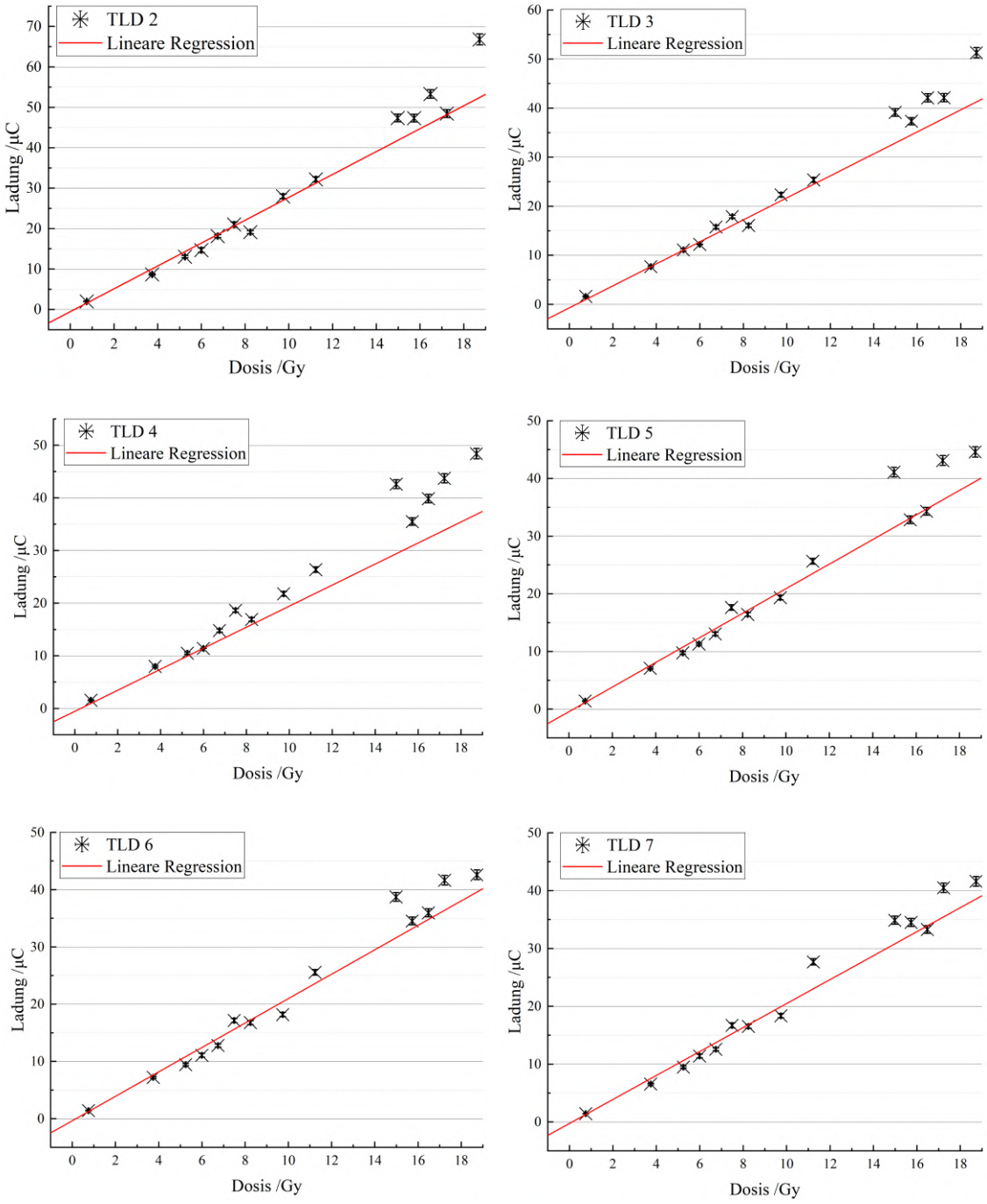


Abbildung A.16: Kalibrierkurven der TLDs 2-7.

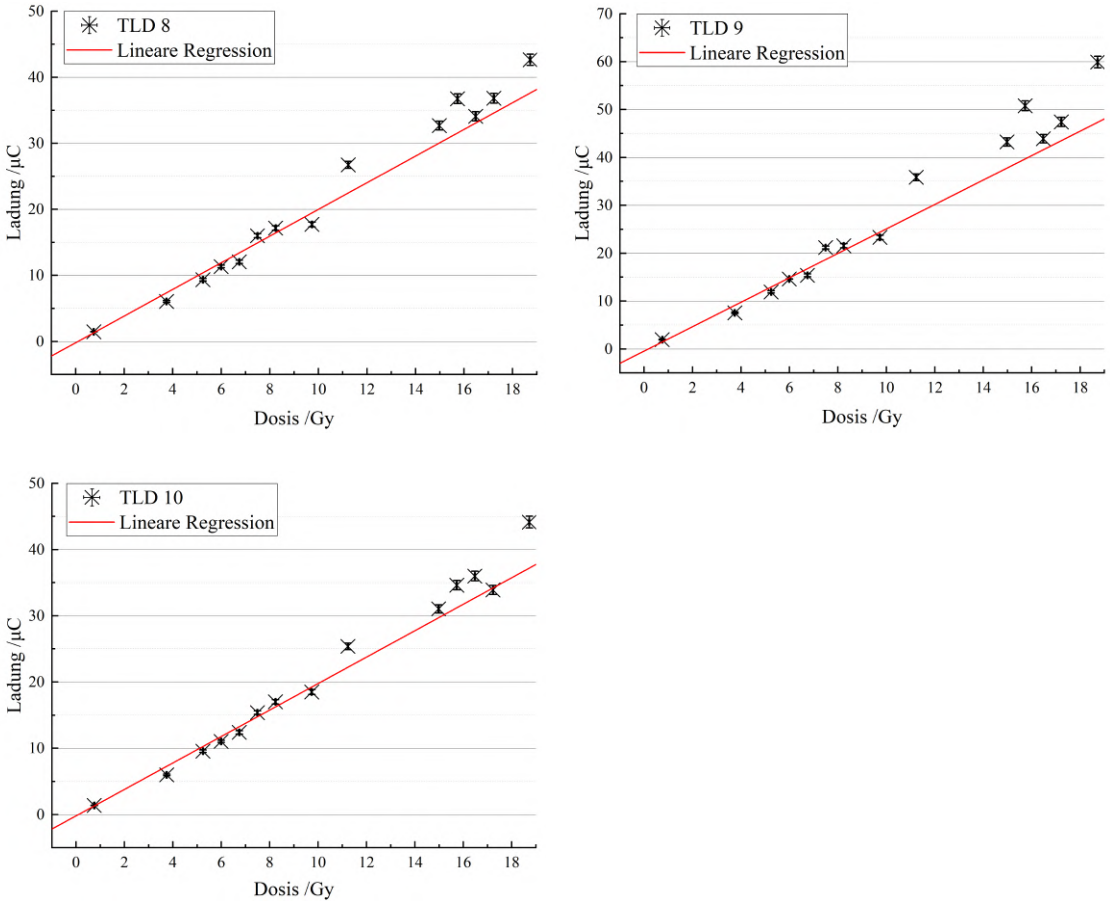


Abbildung A.17: Kalibrierkurven der TLDs 8-10.

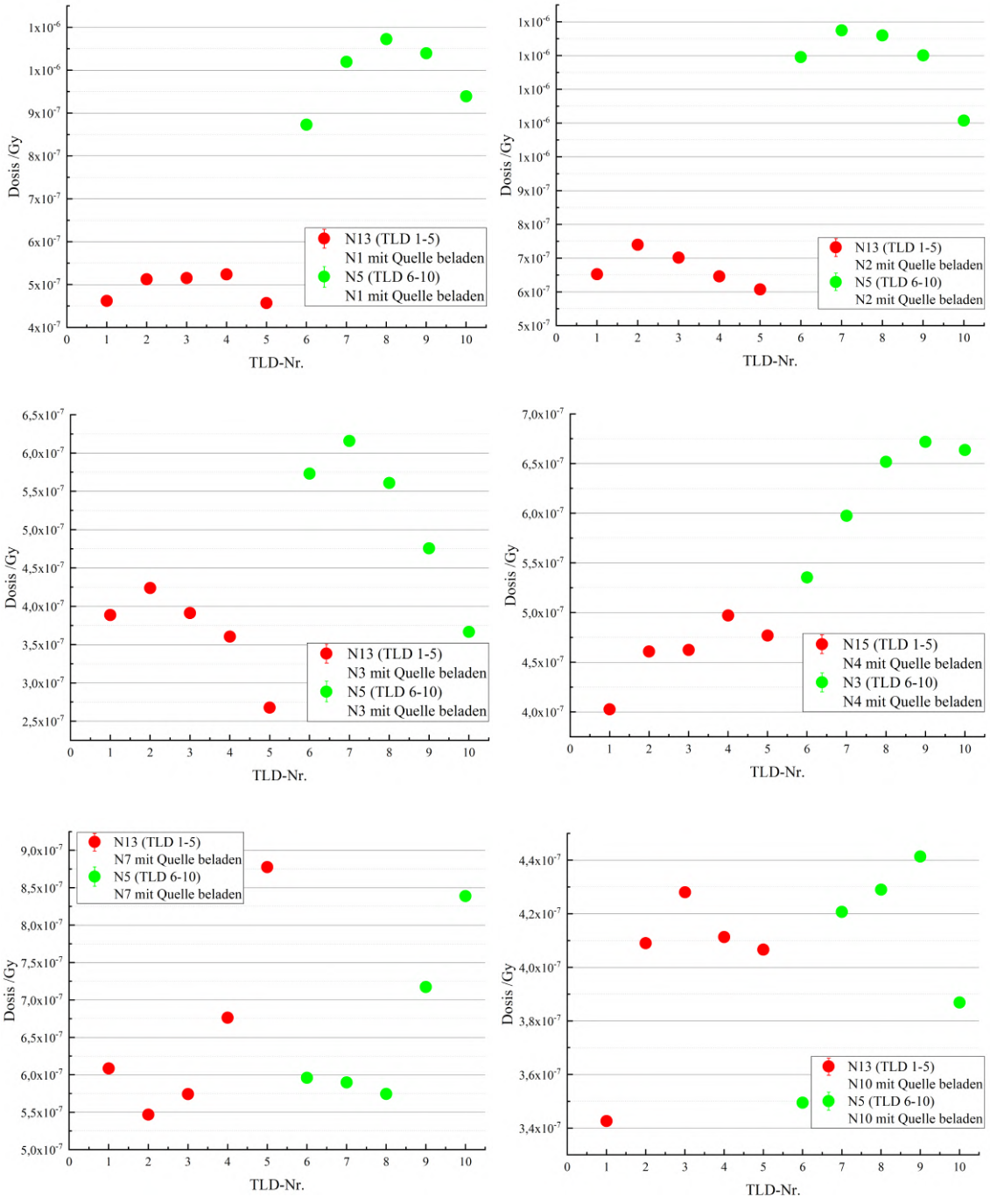


Abbildung A.18: Dosisverläufe in den TLD-Nadeln des Patienten Teil 1.

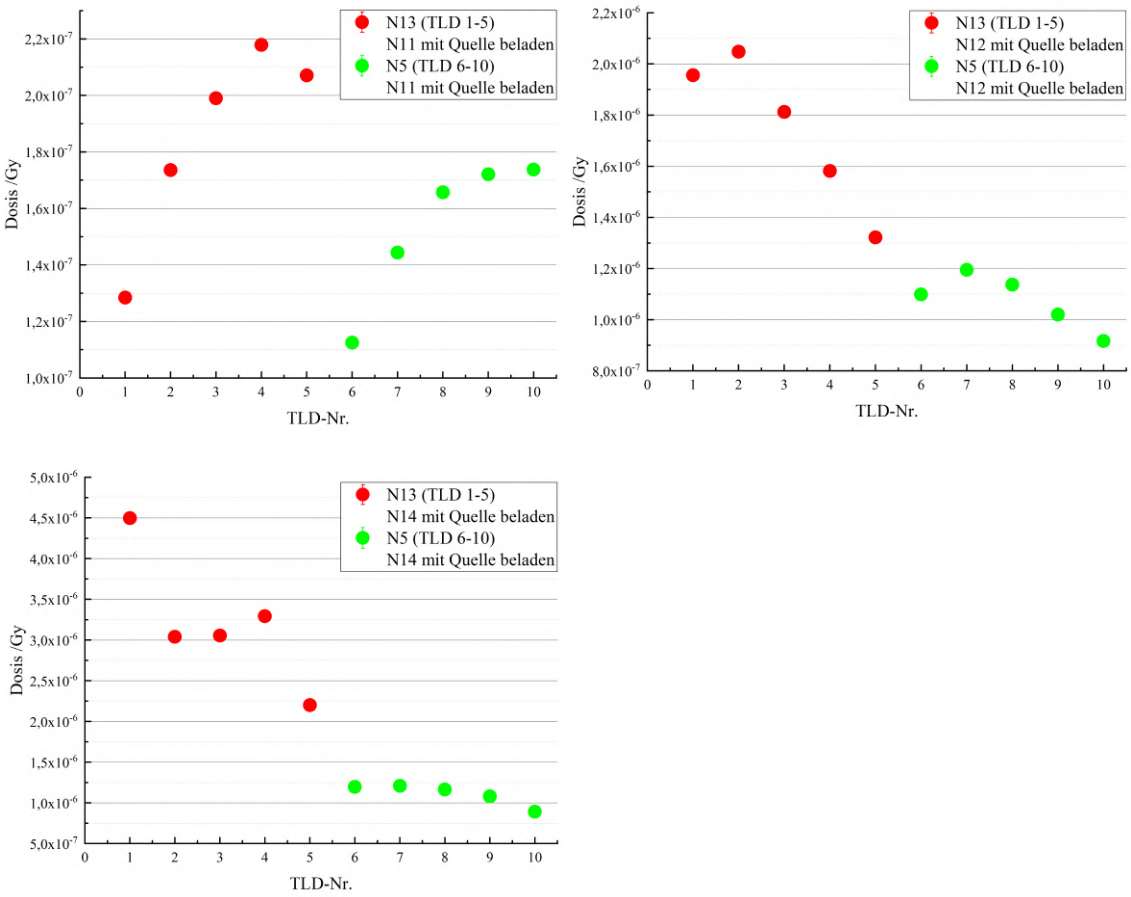


Abbildung A.19: Dosisverläufe in den TLD-Nadeln des Patienten Teil 2.

Literaturverzeichnis

[1] *Bestrahlungsplanungssystem Brachyvision Funktionsübersicht*, Varian Medical Systems, USA, 2014.

[2] *Krebs in Deutschland für 2015/2016*, Robert Koch-Institut, Zentrum für Krebsregisterdaten, Berlin, Deutschland, 2019.

[3] T. P. Kilpeläinen et al., *False-positive screening results in the Finnish prostate cancer screening trial*, British journal of cancer **102**, 469 474 (2010).

[4] M. Michel et al., *Die Urologie*, Springer, Berlin, Deutschland, 2016.

[5] M. Schünke et al., *Prometheus - Lernatlas der Anatomie - Innere Organe*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, Deutschland, 2012.

[6] M. Wannemacher, F. Wenz und J. Debus, *Strahlentherapie*, Springer, Berlin, Deutschland, 2013.

[7] N. Mottet et al., Guidelines on prostate cancer, aufgerufen am: 16.03.2020, `https://uroweb.org/wp-content/uploads/EAU-ESUR-ESTRO-SIOG-Guidelines-on-Prostate-Cancer-large-text-V2.pdf`.

[8] D. Manski, *Urologielehrbuch.de*, Dr. Dirk Manski, Deutschland, 2019.

[9] K. Tanderup et al., *In vivo dosimetry in brachytherapy*, Medical Physics **40**, 070902 (2013).

[10] Laboratoire National Henri Becquerel - Table de Radionucléides, aufgerufen am: 17.03.2020, `http://www.lnhb.fr/nuclides/Ir-192_tables.pdf`.

[11] Laboratoire National Henri Becquerel, aufgerufen am: 06.03.2020, `http://www.nucleide.org/Laraweb/index.php`.

[12] W. Schlegel, C. P. Karger und O. Jäkel, *Medizinische Physik*, Springer Spektrum, Berlin, Deutschland, 2018.

[13] W. Demtröder, *Experimentalphysik 4*, Springer Spektrum, Berlin, Deutschland, 2016.

[14] H. Krieger, *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*, Springer Spektrum, Berlin, Deutschland, 2017.

[15] H. Kolanoski und N. Wermes, *Teilchendetektoren*, Springer Spektrum, Berlin, Deutschland, 2017.

[16] *Technical Notice*, Thermo Electron Corporation, USA, 2002.

[17] S. W. S. McKeever, *Thermoluminescence of solids*, Cambridge University Press, Cambridge, 1985.

[18] W. Demtröder, *Experimentalphysik 3*, Springer Spektrum, Berlin, Deutschland, 2016.

[19] H. Krieger, *Strahlungsmessung und Dosimetrie*, Springer Spektrum, Wiesbaden, Deutschland, 2013.

[20] R. Kramme, *Medizintechnik*, Springer, Berlin, Deutschland, 2017.

[21] M. J. Rivard et al., *Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations*, Medical Physics **31**, 633 (2004).

[22] S. Agostinelli et al., *GEANT4 - a simulation toolkit*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment **506** (2003).

[23] GEANT4, Material Database, aufgerufen am: 05.03.2020, `http://geant4-userdoc.web.cern.ch/geant4-userdoc/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/html/Appendix/materialNames.html`.

[24] N. Henze, *Stochastik für Einsteiger: Eine Einführung in die faszinierende Welt des Zufalls*, Springer Spektrum, Deutschland, 2013.

[25] C. Theis und W. Kernbichler, *Grundlagen der Monte-Carlo Methoden*, Technische Universität Graz, 2002.

[26] GEANT4, *Book For Application Developers*, aufgerufen am: 19.05.2019 `https://geant4.web.cern.ch/support/user_documentation`, 2019.

[27] Shielding Physics List: for shielding, underground and high energy applications, aufgerufen am: 05.03.2020, `https://www.slac.stanford.edu/comp/physics/geant4/slac_physics_lists/shielding/shielding.html`.

[28] *Gebrauchsanweisung Titan-Spickungsnadel*, Varian Medical Systems, USA, 2009.

[29] T. Müller, *Entwicklung von Verfahren zur Verbesserung der Genauigkeit bei der stereotaktischen Bestrahlung von bewegten Targets in der Lunge*, Diplomarbeit, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie des Klinikums der Universität Regensburg, 2006.

[30] M. D. Belley et al., *Real-time dose-rate monitoring with gynecologic brachytherapy: Results of an initial clinical trial*, Brachytherapy **17**, 1023 (2018).

[31] MED WOW, aufgerufen am: 16.03.2020, `http://www.medwow.com/med/radiotherapy-phantom/ptw-freiburg/type-4322-water/21163.model-spec`.

[32] *Gebrauchsanweisung Scheidenstumpf-Applikator-Satz mit CT-Zylindern GM11004160*, Varian Medical Systems, USA, 2010.

[33] *GammaMedplus iX, 3/24 iX HDR Afterloader*, Varian Medical Systems, USA, 2009.

[34] *Tissue Equivalent Ultrasound Prostate Phantom*, Computerized Imaging Reference Systems, USA, 2013.

[35] F. Ballester et al., *Monte Carlo calculation of dose rate distributions around 192Ir wires*, Medical Physics **24**, 1221 (1997).

[36] E. Reyes-Rivera et al., *Dosimetric Study of Surface Applicators of HDR Brachytherapy GammaMed Plus Equipment*, AIP Conference Proceedings **1626**, 181 (2014).

[37] J. Almansa, J. T. Donaire und R. G. Alcalde, *Monte Carlo dosimetry of the most commonly used 192-Ir high dose rate brachytherapy sources*, Revista de Fisica Médica **12**, 159 (2011).

[38] F. Ballester et al., *Technical note: Monte-Carlo dosimetry of the HDR 12i and Plus 192-Ir sources*, Medical Physics **28**, 2586 (2001).

[39] *Dosimetry Materials and Assemblies*, Thermo Electron Corporation, USA.

[40] T. Kataria, *Frontiers in Radiation Oncology*, InTech, Rijeka, Kroatien, 2013.

[41] Model 3500 Manual TLD Reader with WinREMS , aufgerufen am: 25.03.2020, `http://www.developers-uae.com/ASCO/Copy%20of%203500-W-0-0602-004-S5-6.pdf`.

[42] R. Das et al., *Thermoluminescence dosimetry for in-vivo verification of high dose rate brachytherapy for prostate cancer*, Australasian Physics and Engineering Sciences in Medicine **30**, 178 (2007).

[43] M. Zabihzadeh, A. Yadollahpour und L. Kaegar, *The Effects of Tissue Heterogeneitieson Dose Distribution of Iridium-192 Source in Brachytherapy Treatments*, Biomedical and Pharmacology Journal **6**, 205 (2013).

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit und während meines gesamten Studiums unterstützt haben.
Zuerst bedanke ich mich bei Prof. Dr. Kevin Kröninger für die Möglichkeit, diese Arbeit in der gemeinsamen Kooperation mit dem Marien Hospital Herne und der Robert Janker Klinik Bonn mit deren Verantwortlichen Moritz Budde und Horst Hermani, zu schreiben. Ich bedanke mich bei Moritz und Horst für die Idee zu diesem Thema und die Umsetzung, die vor allem während bzw. nach ihrer eigentlichen Beschäftigung vonstatten ging. An dieser Stelle möchte ich auch Herrn Prof. Dr. Adamietz erwähnen und mich für die Gelegenheit bedanken, die Arbeit in der Klinik für Strahlentherapie und Radio-Onkologie am Marien Hospital Herne anzufertigen. Außerdem bedanke ich mich bei Prof. Dr. med. Pinkava, Chefarzt der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie in Bonn, dass das Verfahren in seiner Klinik getestet werden konnte.
Ich möchte mich bei Prof. Dr. Bernhard Spaan bedanken, der sich dazu bereit erklärt hat, die Arbeit als Zweitgutachter zu prüfen.
Mein Dank gilt dem gesamten Lehrstuhl E IV und insbesondere Marcel Gerhardt, der mich mit viel Geduld in die Welt von *Geant4* eingeführt hat und mir bei allen weiteren Problemen zur Seite stand. Ich möchte mich außerdem bei allen Beteiligten des Medizinphysik-Meetings bedanken, die durch Fragen und Anregungen zu dieser Arbeit beigetragen haben.
Ich möchte mich bei meiner Bürokollegin Anna Ott bedanken, mit der ich neben physikalischen Themen auch über Gott und die Welt sprechen konnte. Auch bei Andrea Teichmann möchte ich mich für die organisatorischen Dinge, die nebenbei angefallen sind, bedanken.
Vielen Dank an diejenigen, die diese Arbeit Korrektur gelesen haben: Marcel Gerhardt, Moritz Budde, Horst Hermani, Florian Mentzel, Anna Ott und Luzian Biebersdorf.
Zum Schluss möchte ich mich ganz besonders bei meiner Familie und meinen Freunden für ihre Unterstützung in allen Lebenslagen bedanken.
An meine Eltern: Danke, dass ihr mir das Studium finanziell ermöglicht und immer an mich geglaubt habt. Danke, dass ihr mir sooft ein Auto zur Verfügung gestellt habt.
Papa, danke, dass du schon während der Schulzeit und auch später im Studium mit mir Mathe und Physik gelernt hast. Ich denke, ohne dich hätte ich es sonst nicht geschafft.
Mama, danke, dass du mich auf diesen Studiengang gebracht hast. Aber vor allem danke ich dir, für deine Fürsorge, wie zum Beispiel das ständige Vorkochen des Mittagessens, damit ich im Büro nicht verhungern musste.
Ich bedanke mich bei Luzian, dass er mir bei den banalsten mathematischen Fragen, bei denen ich oft genug auf dem Schlauch stand, immer geholfen hat, für seine Übersetzungskünste und schöneren Formulierungen.

Eidesstattliche Versicherung
(Affidavit)

Werner, Karolin

Name, Vorname
(Last name, first name)

171084

Matrikelnr.
(Enrollment number)

Ich versichere hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit/Masterarbeit* mit dem folgenden Titel selbstständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erbracht habe. Ich habe keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt sowie wörtliche und sinngemäße Zitate kenntlich gemacht. Die Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegen.

I declare in lieu of oath that I have completed the present Bachelor's/Master's* thesis with the following title independently and without any unauthorized assistance. I have not used any other sources or aids than the ones listed and have documented quotations and paraphrases as such. The thesis in its current or similar version has not been submitted to an auditing institution.

Titel der ~~Bachelor-~~/Masterarbeit*:
(Title of the ~~Bachelor's~~/ Master's* thesis):

Thermolumineszenzdosimetrie und Monte-Carlo-Simulationen der Dosisverteilungen bei Prostataspickungen

*Nichtzutreffendes bitte streichen
(Please choose the appropriate)

Dortmund, 30.03.2020

Ort, Datum
(Place, date)

K. Werner

Unterschrift
(Signature)

Belehrung:
Wer vorsätzlich gegen eine die Täuschung über Prüfungsleistungen betreffende Regelung einer Hochschulprüfungsordnung verstößt, handelt ordnungswidrig. Die Ordnungswidrigkeit kann mit einer Geldbuße von bis zu 50.000,00 € geahndet werden.
Zuständige Verwaltungsbehörde für die Verfolgung und Ahndung von Ordnungswidrigkeiten ist der Kanzler/die Kanzlerin der Technischen Universität Dortmund. Im Falle eines mehrfachen oder sonstigen schwerwiegenden Täuschungsversuches kann der Prüfling zudem exmatrikuliert werden. (§ 63 Abs. 5 Hochschulgesetz - HG -).

Die Abgabe einer falschen Versicherung an Eides statt wird mit Freiheitsstrafe bis zu 3 Jahren oder mit Geldstrafe bestraft.

Die Technische Universität Dortmund wird ggf. elektronische Vergleichswerkzeuge (wie z.B. die Software „turnitin") zur Überprüfung von Ordnungswidrigkeiten in Prüfungsverfahren nutzen.

Die oben stehende Belehrung habe ich zur Kenntnis genommen:

Official notification:
Any person who intentionally breaches any regulation of university examination regulations relating to deception in examination performance is acting improperly. This offense can be punished with a fine of up to €50,000.00. The competent administrative authority for the pursuit and prosecution of offenses of this type is the chancellor of TU Dortmund University. In the case of multiple or other serious attempts at deception, the examinee can also be unenrolled, section 63, subsection 5 of the North Rhine-Westphalia Higher Education Act (*Hochschulgesetz*).

The submission of a false affidavit will be punished with a prison sentence of up to three years or a fine.

As may be necessary, TU Dortmund will make use of electronic plagiarism-prevention tools (e.g. the "turnitin" service) in order to monitor violations during the examination procedures.

I have taken note of the above official notification:**

Dortmund, 30.03.2020

Ort, Datum
(Place, date)

K. Werner

Unterschrift
(Signature)

**Please be aware that solely the German version of the affidavit ("Eidesstattliche Versicherung") for the Bachelor's/ Master's thesis is the official and legally binding version.