



universität
wien

DIPLOMARBEIT

Titel der Diplomarbeit

Präzisionserhöhung der Bestrahlungsplanung
für intrakavitäre Brachytherapie

angestrebter akademischer Grad

Magister/Magistra der Naturwissenschaften (Mag. rer.nat.)

Verfasserin / Verfasser: Irene Bianca Maria Humer
Matrikel-Nummer: 0325792
Studienrichtung (lt. Studienblatt): A 411
Betreuerin / Betreuer: Ao. Univ. Prof. Dr. Christian Kirisits

Wien, am 2. Juni 2009

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Diplomarbeit selbst verfasst, dazu keine anderen als die angegebenen Behelfe und Quellen verwendet und alle von anderen Autoren wörtlich übernommenen Stellen, wie auch die sich an die Gedankengänge anderer Autoren anlehenden Ausführungen meiner Arbeit besonders gekennzeichnet und die Quellen zitiert habe.

Die Arbeit wurde bisher in gleicher oder ähnlicher Form keiner in- oder ausländischen Prüfungsbehörde vorgelegt und auch noch nicht veröffentlicht.

Wien, am 2. Juni 2009 _____

Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle bei all jenen Personen bedanken, welche mich bei der Erstellung dieser Diplomarbeit und dem Abschluss meines Physikstudiums besonders unterstützt haben.

In diesem Zusammenhang möchte ich mich bei der Abteilung für Medizinische Strahlenphysik der Universitätsklinik für Strahlentherapie der Medizinischen Universität Wien bedanken, welche mir diese Diplomarbeit ermöglichte. Besondere Anerkennung gilt dabei Herrn Ao. Univ. Prof. Dr. Christian Kirisits, der bei der zugrundeliegenden Thematik dieser Arbeit stets ein offenes Ohr hatte und mich bei der Durchführung sowie Gestaltung und Ausarbeitung dieser Diplomarbeit unterstützte. Desweiteren möchte ich mich auch bei DI Petra Trnková und Ph. D. Daniel Berger für die Hilfestellungen und Ratschläge bei der experimentellen Durchführung bedanken. Recht herzlich bedanke ich mich auch bei DI (FH) Markus Dannerbauer für die Korrekturlesung dieser Arbeit.

Zuletzt möchte ich mich noch bei meiner Familie für die Ermöglichung des Studiums bedanken. Ein besonderer Dank gilt auch all meinen Freunden, die mich während meines Studiums in allen Lebenslagen unterstützt haben.

Zusammenfassung

Krebs ist die zweithäufigste Todesursache in Österreich. Jährlich geht man von etwa 36000 Neuerkrankungen aus [1]. Die Strahlentherapie wird für die Mehrzahl aller Fälle als Behandlungsmethode herangezogen [2].

Diese Arbeit befasst sich mit der intrakavitären Bestrahlung von Tumoren der Zervix. Bei dieser Therapieform werden radioaktive Nuklide in die Nähe des Tumors gebracht. Ein wesentliches Kriterium für eine erfolgreiche Bestrahlungsplanung ist die genaue Festlegung der Haltepositionen bei schrittmotorisch bewegten Strahlenquellen. Insbesondere gab es für Ring- Applikatoren betreffend der Definition des Quellenpfades Unsicherheiten.

Um diese Unsicherheiten sichtbar zu machen und in weiterer Folge zu minimieren wurden zum Einen Autoradiographieaufnahmen erstellt und zum Anderen die Quellenbewegung während der Bestrahlung videotecnisch digitalisiert.

Damit konnte die exakte Geometrie des Quellenpfades innerhalb des Applikators erstmals in ein Bestrahlungsplanungssystem integriert werden. Für klinisch relevante Quellenpositionen ist die Positionierung besser als 0.8mm.

Desweiteren wurden die Auswirkungen von Unsicherheiten des Quellenpfades auf Dosiswerte der Ziel- sowie Risikoorgane in retrospektiven Planungsstudien untersucht. Bei einer systematischen Abweichung aller Quellenpositionen um $\pm 2.5\text{mm}$ betrug die durchschnittliche Änderung ($\pm 1\sigma$) weniger als 5.2%.

Im nächsten Schritt wurden im Hinblick auf Qualitätsverbesserungen in- vivo- Messergebnisse analysiert. Unsicherheiten betreffend Sonden- und Organbewegungen erlauben zwar keine direkte Verifikation der Quellenpositionsgeometrien, jedoch besteht eine Korrelation zwischen den gemessenen und geplanten Werten. Denkanstöße dieser Diplomarbeit sollen zum Aufbau eines neuen in- vivo- Konzeptes führen.

Inhaltsverzeichnis

1. Grundlagen der Brachytherapie	2
1.1. Physikalische Grundlagen	3
1.1.1. Radionuklide	3
1.1.2. Dosimetrie	4
1.1.3. Dosisspezifikationen	5
1.2. Biologische Strahlenwirkung	6
2. Einleitung	13
2.1. Motivation	13
2.2. Aufbau	13
3. Rekonstruktion des Quellenpfades	15
3.1. Durchführung	16
3.1.1. Qualitative Überprüfung des definierten Quellenpfades	16
3.1.2. Optimierung der Autoradiographie	18
3.1.3. Videoanalyse	21
3.1.4. Methode zur Bestimmung der Abweichungen	21
3.2. Auswertung und Ergebnisse	23
3.2.1. Videoanalyse	23
3.2.2. Autoradiographie	27
3.3. Überprüfung	30
3.4. Schlussfolgerungen	38

4. Auswirkungen auf die Dosisverteilung	39
4.1. Rotation des Quellenpfades	39
4.1.1. Isodosenverteilung	39
4.1.2. Patientenstudien	41
4.2. Alter und neuer Quellenpfad im Vergleich	45
4.3. Auswirkungen der noch bestehenden Unsicherheiten	47
4.4. Schlussfolgerungen	48
5. In- vivo- Dosimetrie	50
5.1. Messgeräte	50
5.1.1. Messsonden	50
5.1.2. Dosimeter	51
5.1.3. Computersoftware	51
5.2. Messunsicherheiten	52
5.2.1. Messunsicherheiten der Dosismessgeräte	52
5.2.2. Unsicherheiten des Planungssystems	54
5.2.3. Rekonstruktion der Sondenpositionen	55
5.3. Auswertung der in- vivo- Messergebnisse	59
5.3.1. Dosisberechnungen in <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i>	60
5.3.2. Dosisberechnungen in <i>Plato</i> [®] vs. <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i>	65
5.4. Deutung der in- vivo Messergebnisse	67
5.5. Schlussfolgerungen und Ausblick	70
A. Anhang	73

1. Grundlagen der Brachytherapie

Brachytherapie (griech.: brachys= nah/kurz) ist eine Bestrahlungsmethode, bei der umschlossene radioaktive Substanzen in die unmittelbare Nähe (wenige mm bis cm) eines tumorösen Gewebes gebracht werden. Im Gegensatz dazu befindet sich bei der Teletherapie die Strahlenquelle in größerer (mehrere cm bis 1m) Distanz zum Zielvolumen [3].

Hauptanwendungsbereiche der Brachytherapie sind die Behandlungen gynäkologischer Tumore sowie Karzinome der Prostata, der Mamma, des Bronchus, des Ösophagus, des Anus und der Kopf- Hals- Region [4].

Die umschlossenen Strahlenquellen gelangen entweder manuell oder mit Hilfe von Afterloadinggeräten an die zu behandelnden Stellen. Die unterschiedlichen Applikationstechniken der Brachytherapie können im Hinblick auf die Positionierung der Radionuklide in zwei Gruppen eingeteilt werden [5]:

Interstitielle Brachytherapie Die Strahler werden in und um einen Tumor implantiert.

Es kann sich hierbei um zeitlich befristete oder permanente Implantate handeln.

Typische Indikationen finden sich bei gynäkologische Tumore, Karzinomen der Prostata und der Mamma.

Kontaktbrachytherapie Die radioaktiven Quellen werden in die Nähe des Tumors gebracht. Dabei unterscheidet man wiederum zwischen intrakavitärer, intraluminaler, endovasaler und Oberflächenkontakttherapie. So werden beispielsweise bei der intrakavitären Methode die Applikatoren über anatomische Hohlräume in die Nähe des Tumors gebracht. Typische Indikationsstellungen sind Krebserkrankungen im HNO- und gynäkologischen Bereich, der Bronchien und der Speiseröhre.

1.1. Physikalische Grundlagen

1.1.1. Radionuklide

Bei den verwendeten Nukliden (Tabelle (1.1)) in der Brachytherapie kommt in der Regel die Gammastrahlungskomponente für therapeutische Zwecke zum Einsatz. Die Betastrahlung wird dabei durch die Kapsel und den Applikator abgeschirmt. Zur Erfassung oberflächlich gelegener Zielvolumina wird jedoch die Elektronenstrahlung explizit genutzt. Eine hohe spezifische Aktivität $a(t) = \frac{A(t)}{m}$ ermöglicht die Verarbeitung klein-

Nuklid	Strahlung	$T_{\frac{1}{2}}$	mittlere Energie W_m	maximale Energie W_{max}
Cs- 137	β, γ	30.2a	0.66MeV	0.66MeV
Co- 60	β, γ	5.28a	1.25MeV	1.33MeV
Ir- 192	β, γ	73.8d	0.37MeV	1.06MeV
Ra- 226	α, β, γ	1600a	0.78MeV	2.45MeV

Tabelle 1.1.: Tabelle der in der Brachytherapie am häufigsten verwendeten Nuklide (Radium ist nur aus historischen Gründen angeführt) [6]

volumiger Quellen in verschiedene Formen. Weiters sollte die Photonenenergie zwischen 200 und 400keV liegen, da bei niedrigeren Energien der Photoeffekt Überdosierungen in Gewebeinhomogenitäten bewirken kann und bei höheren aufwendige Strahlenschutzmaßnahmen notwendig wären [4].

Die Quellenstärke ist durch die Kenndosisleistung (KDL) charakterisiert. Bei Gammastrahlern entspricht diese der Luftkermaleistung frei in Luft in 100cm Abstand vom Schwerpunkt der Aktivitätsverteilung eines Strahlers.

Je nach verwendeter Dosisleistung unterscheidet man zwischen [5]:

LDR Low Dose Rate: Dosisleistung zwischen 0.4 bis 2Gy pro Stunde

MDR Medium Dose Rate: Dosisleistung zwischen 2 bis 12Gy pro Stunde

HDR High Dose Rate: Dosisleistung größer als 12Gy pro Stunde

1.1.2. Dosimetrie

Neben den eigentlichen Dosismessungen (Kontrolle der KDL, Kalibrierung von in vivo-Sonden) spielen auch andere Maßnahmen zur Qualitätssicherung in der Dosimetrie eine wesentliche Rolle. So muss beispielsweise die räumliche Lage der Strahlerhaltepositionen exakt definiert sein, da ansonsten der tatsächliche Dosiswert an einem Punkt nicht identisch mit dem berechneten ist.

Auch die Berechnung von Dosisverteilungen gehört zum Aufgabenbereich der Dosimetrie. Die Dosisleistung einer idealen, punktförmigen Strahlenquelle ist ohne Berücksichtigung von Streuung und Absorption indirekt proportional zum Quadrat des Abstandes. Für genügend große Abstände gilt diese Beziehung auch für kleinvolumige, reale Punkt- oder Linienquellen. Absorptions- und Streuprozesse führen zu weiteren Korrekturen. Die Dosisverteilungen werden im Bestrahlungsplanungssystem berechnet. Es existieren verschiedene Algorithmen zur Berechnung der Dosisverteilung.

Der von der AAPM Task Group 43 vorgeschlagene Algorithmus zur Berechnung einer zweidimensionalen Dosisleistung $\dot{D}(r, \theta)$ mit den Polarkoordinaten (r, θ) wird in allen modernen Planungssystemen verwendet. Dieser Formalismus beschreibt die Dosisverteilung einer zylindersymmetrischen Linienquelle (Abbildung (1.1)) und ist gegeben durch:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta)$$

Dabei bedeuten:

„**air kerma strenght**“ S_k ist das Produkt der KDL und des radialen Abstandes r^2 zum Quellenzentrum.

„**dose rate constant**“ Λ gibt die Wasserenergiedosisleistung pro S_k im Referenzpunkt $(r_0, \theta_0) = (1\text{cm}, 90^\circ)$ an. Diese Größe ist sowohl von der Quellengeometrie als auch vom Nuklid abhängig.

Geometriefunktion $G(r, \theta)$ beschreibt den Dosisabfall ohne Berücksichtigung von Absorption und Streuung. Im Falle einer Punktquelle gilt: $G(r, \theta) = \frac{1}{r^2}$

verwendet:

- ICRU 38 für intrakavitäre Brachytherapie gynäkologischer Tumoren [9]
- ICRU 58 für interstitielle Brachytherapie [10]
- Leitlinien der Radioonkologie für HDR- Brachytherapie [11]
- (GYN) GEC ESTRO working group (II) für bildgestützte Bestrahlungsplanung der Zervix [12]

Letztere beinhaltet die für diese Arbeit relevanten Volumen- und Dosispezifikationen. Die wichtigsten sind in den Tabellen (1.2) und (1.3) zusammengefasst. Mit Hilfe von Bestrahlungsplanungssystemen lassen sich Dosis- Volumen- Histogramme (DVH) berechnen.

Desweiteren gibt es beispielsweise bei der Behandlung des Zervixkarzinoms die Punkte A und B aus dem „Manchester System“ (Abbildung (1.2)). Die Dosisvorgabe erfolgte im Punkt A (applikatorbezogene Dosispezifikation). Heute ist eine Anpassung der Isodosenverteilung an anatomische Verhältnisse möglich, dennoch werden die Dosiswerte in den Punkten A und B oft zusätzlich zur Dokumentation herangezogen.

1.2. Biologische Strahlenwirkung

Der Mechanismus der Strahlenwirkung kann in vier Phasen unterteilt werden:

1. physikalische Phase: Absorption der Strahlenenergie im Gewebe → Ionisation, Molekülanregungen und Wärme
2. physikalisch- chemische Phase: direkte (Verlust von Bindungselektronen) und durch Radikale verursachte indirekte Molekülschäden
3. biochemische Phase: Veränderungen an organischen Molekülen
4. biologische Phase: Mutationen, Tod einzelner Zellen, Veränderungen des Stoffwechsels, Induktion maligner Tumoren und evtl. Tod des Organismus

englische Bezeichnung	Definition
GTV (Gross Tumor Volume)	makroskopisch sichtbarer bzw. anderweitig nachweisbarer Tumor
CTV (Clinical Target Volume)	Volumen, das räumlich zusammenhängende onkologische Volumina einschließt, in denen ein bestimmtes radioonkologisches Behandlungsziel erreicht werden soll.
PTV (Planning Target Volume)	Volumen, das räumliche Verlagerungen des CTV, Größenänderungen des tumortragenden Gewebes und die begrenzte Reproduzierbarkeit und Positionierungsgenauigkeit bei der Lagerung und Bestrahlung beinhaltet.
TV (Treated Volume)	Volumen, das von derjenigen Isodosenfläche umschlossen ist, auf der die Energiedosis als ausreichend für das Erreichen des Behandlungszieles angesehen wird.
IRV (Irradiated Volume)	Volumen im Körper, in dem durch eine Strahlenbehandlung als relevant erachtete Strahlenwirkungen induziert werden können.
OAR (Organs At Risk)	Normales Gewebe, welches durch die Bestrahlung nachhaltig beeinträchtigt werden kann.

Tabelle 1.2.: Definition der Volumina [11]

Bezeichnung	Definition
$D_{min} = D_{100} = MTD$	minimale Zielvolumendosis, die das jeweilige Volumen (hier: PTV) vollständig umschließt
D_{90}	Dosis, die mindestens 90% des jeweiligen Volumens erfasst
$D_{V_{OAR}}$	Dosis, die ein diskretes Volumen V_{OAR} mindestens erhält
$V_{PTV/OAR}(D)$	Anteil des PTV bzw. OAR, das von diskreten Dosiswerten umschlossen wird
$V(D_{min}) = V(MTD)$	Volumen der, das Zielvolumen einschließenden, Minimaldosis
Referenzdosis D_{ref}	Energiedosis, die für die physikalische Dosisverteilung im klinischen Volumen als repräsentativ angesehen wird.
Referenzdosispunkt	Punkt, in dem die Referenzdosis herrscht
Grenzdosis (kritische Organdosis)	Dosis, die für Risikoorgane nicht überschritten werden soll

Tabelle 1.3.: Dosisspezifikationen [4]

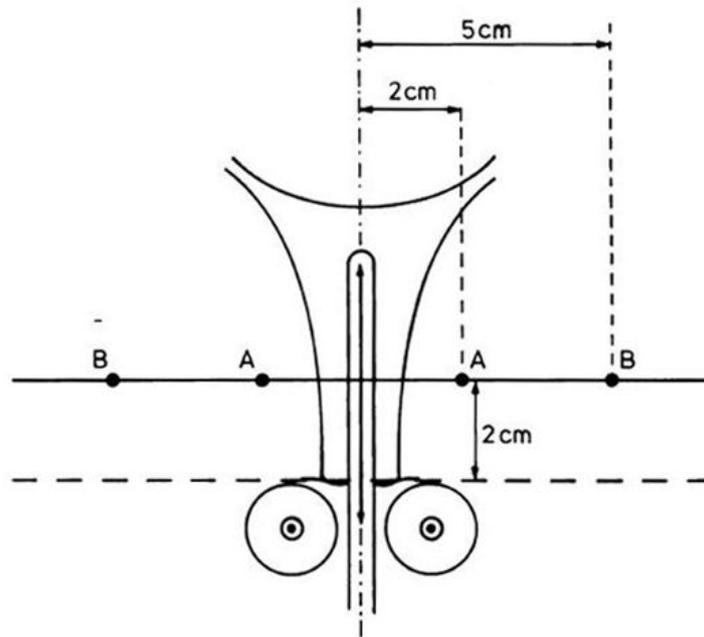


Abbildung 1.2.: Dosisspezifikation für intrakavitäre Behandlung des Zervixkarzinoms mit einer Stift- Ovid- Kombination (Definition der Punkte nach ICRU 38) [11]

Hauptursache für strahlenbiologische Effekte sind Schädigungen der DNA. Können die entstandenen Läsionen, wie etwa Einzel- und Doppelstrangbrüche, nicht mehr oder nur fehlerhaft repariert werden, führt dies entweder zum Zelltod oder zu Mutationen und Transformationen.

Grundsätzlich unterscheidet man zwischen stochastischer und nichtstochastischer Strahlenwirkung. Man geht davon aus, dass für das Auftreten zufälliger Strahlenfolgen kein unterer Grenzwert existiert. Dahingegen ist die nicht- stochastische Strahlenwirkung dosisabhängig. Abhängig vom jeweiligen Gewebe gibt es eine Schwellendosis. Ab dieser Dosis kann die Zelle durch sogenannte Reparaturprozesse die Strahlenschäden nicht mehr reparieren. Die Überlebensrate von Zellen in Abhängigkeit der Dosis (Abbildung (1.3)) wird als Dosis- Wirkungs- Beziehung oder auch Dosiseffektivkurve bezeichnet. Der Verlauf der Kurve zeigt, dass kleine Dosen (Schulterkurve) weniger wirksam sind als größere (exponentieller Abfall). Das *linearquadratische Modell* beschreibt die Anzahl

der überlebenden Zellen S bei unterschiedlichen Einzeldosen D :

$$S = e^{-(\alpha D + \beta D^2)}$$

α stellt dabei die Schulter der Überlebenskurve und β die Steilheit im weiteren Verlauf dar. Somit repräsentiert α irreparable Zellschäden und β die reparablen. Das α/β - Verhältnis ist definiert als jene Dosis in Gy, bei der das Zellsterben durch die α -Komponente gleich groß ist wie durch die β -Komponente. Ein kleiner α/β -Wert (1 bis 7Gy) bzw. eine weite Schulter deutet auf langsam reagierendes Gewebe hin. Für Tumore liegen diese Werte zwischen 9 und 30Gy¹.

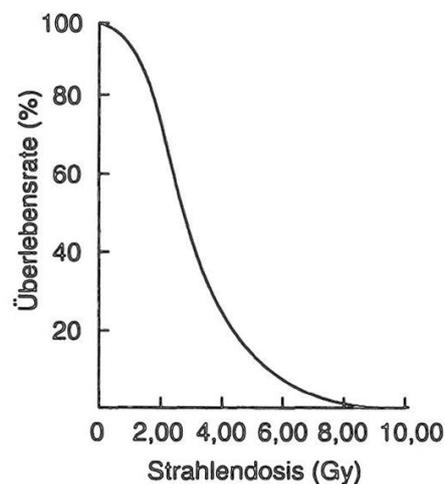


Abbildung 1.3.: Darstellung der prozentuellen Überlebensrate von Säugetierzellen nach einer Bestrahlung [3]

Die zelluläre Strahlenwirkung ist abhängig von/ vom

Differenzierungsgrad des Gewebes Zellen reagieren im Allgemeinen² um so empfindlicher auf Strahlung, je undifferenzierter sie sind.

Zellzyklusphase Eine Zelle zeigt in den verschiedenen Phasen des Generationszyklus eine unterschiedliche Strahlensensibilität. Dabei sind mitotische Zellen am emp-

¹Ausnahme: Melanom

²Ausnahme: Lymphozyten, Prostatakarzinom

findlichsten. Dies erklärt auch die größere Strahlenempfindlichkeit schnell proliferierender Gewebe.

Sauerstoffkonzentration Oxygenierte Zellen sind deutlich strahlenempfindlicher als hypoxische Zellen. Ein Einfluss ist vor allem bei locker ionisierender Strahlung zu beobachten. Dieses Phänomen kann dazu führen, dass weniger Tumorzellen aufgrund der schlechteren Sauerstoffversorgung abgetötet werden.

Strahlenart Die unterschiedliche Wirksamkeit verschiedener Strahlenarten wird durch die sog. Äquivalenzdosis berücksichtigt. Die biologische Wirksamkeit ist zudem abhängig vom untersuchten Gewebe. Mit zunehmenden LET wird die biologische Wirksamkeit größer und der Sauerstoffeffekt zunehmend unwichtiger.

Dosis und Zeit Bei der Tumorthherapie werden anstatt einer einzigen Bestrahlung mehrere kleinere Strahlendosen gegeben. Diese sogenannte Fraktionierung ermöglicht dem gesunden Gewebe Reparaturen durchzuführen und Tumorgewebe abzutöten. Es kommt zu einer Restitution „der Schulter“ und somit zur Abnahme des Gesamteffektes der Bestrahlung. Der biologische Effekt hängt dabei von der Verteilung der Strahlendosis als Funktion der Zeit und der Fraktionierung ab. Verschiedene Gewebe und Zellen erholen sich von den bei einer Fraktionierung hervorgerufenen subletalen Strahlenschäden unterschiedlich schnell. Das linearquadratische Modell kann zum Vergleich zweier Fraktionierungsschemata herangezogen werden:

$$Dx = Dr \frac{\alpha/\beta + dr}{\alpha/\beta + dx}$$

Dx und Dr stehen für die zu berechnende und bekannte Gesamtdosis, dx und dr für die jeweiligen Einzeldosen.

Die Strahlentherapie nutzt die unterschiedlichen Strahleneffekte auf gesundes und tumoröses Gewebe. Zudem variiert die Strahlensensibilität von gesundem Gewebe. Es können nur Toleranzgrößen angegeben werden, mit welcher Wahrscheinlichkeit nach welcher Zeit bei bestimmten applizierten Dosen Strahlenfolgen entstehen. Zudem müssen Risikoabschätzungen individuell, das heißt an die Patientendaten angepasst, erfolgen. Die

Höhe der Einzeldosis ist generell für das Ausmaß von Spätfolgen verantwortlich. Das Ausmaß biologischer Reaktionen für Gewebe mit hohem α/β - Wert hängt zudem auch von der Gesamtbehandlungszeit ab. Aufgrund der unterschiedlichen Reparaturfähigkeit normaler Zellen im Vergleich zu Tumorzellen ergibt sich die sog. *therapeutische Breite*. Sie ist ein Maß für den Abstand zwischen den Dosis- Wirkungskurven von Tumor- und Normalgewebe (Abbildung (1.4)) und nimmt mit steigender Dosisleistung ab.

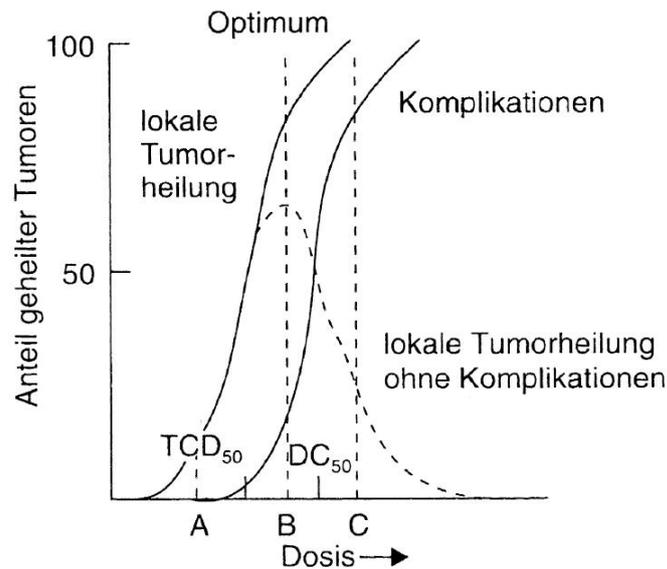


Abbildung 1.4.: Dosis-Wirkungskurven für Tumor- und Normalgewebe (TCD_{50} Dosis für 50% Tumorheilung, DC_{50} Dosis für 50% Komplikationen) [3]

Zwischen zwei Fraktionen müssen mindestens 6 Stunden liegen damit das Normalgewebe notwendige Reparaturen durchführen kann [4]. Um die therapeutische Breite optimal zu nutzen spielt jedoch die Gesamtbehandlungszeit im Zusammenhang mit der Tumorkontrolle eine wesentliche Rolle. Somit muss ein Optimum im Hinblick auf die Vernichtung maligner Zellen und Vermeidung von Früh- und Spätfolgen gefunden werden. Zudem sei noch angemerkt, dass auch die Tumorgröße sowie das Volumen der bestrahlten Risikoorgane eine wichtige Einflussgröße der Tumorkontrolle bzw. Nebenwirkungswahrscheinlichkeit ist.

2. Einleitung

2.1. Motivation

Ein wesentliches Ziel der Brachytherapie ist es ein vordefiniertes Zielvolumen adäquat zu bestrahlen. Gleichzeitig soll im Hinblick auf vermeintliche Nebenwirkungen und Spätfolgen das umliegende Gewebe, insbesondere Risikoorgane, so gut wie möglich von zu hohen Strahlenbelastungen ferngehalten werden. Die Bestrahlungsplanung muss dahingehend reproduzierbare und vor allem genaue Dosiskalkulationen zur Verfügung stellen. Aus diesem Grund ist eine möglichst exakte Quellenlokalisierung zur Sicherstellung der Qualität von Patientenbehandlungen unabdingbar. Eine genauere Angabe des Quellenpfades geht mit einer Präzisionserhöhung für Bestrahlungsplanungssysteme einher.

2.2. Aufbau

Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Strahlerpositionen der *Nucletron Vienna CT/MR Ring-* Applikatoren (Nucletron B.V, Veenendaal, The Netherlands) (Abbildung (2.1)) untersucht. Diese Stift- Ring- Applikatoren werden bei der Behandlung des Zervixkarzinoms eingesetzt. Der Quellenpfad musste korrigiert und anschließend in das Bestrahlungsplanungssystem *Oncentra[®] GYN* (Nucletron B.V, Veenendaal, The Netherlands) integriert werden. Die Güte der Korrektur wurde kontrolliert und ein Schema zur Erkennung von Abweichungen entwickelt.

Anschließend wurde der Einfluss der Verschiebung von Strahlerpositionen auf die Dosisverteilung in retrospektiven Planungsstudien untersucht. Daraus folgten Abschätzungen hinsichtlich der erforderlichen Genauigkeit der Quellenlokalisierung.

Der letzte Teil dieser Arbeit befasst sich mit der punktwisen Verifikation der Pla-



Abbildung 2.1.: Nucletron Vienna CT/MR- Applikator Set [13]

nungsdaten mit Hilfe von in-vivo- Messsonden. Mögliche Gründe für die Abweichungen der Messwerte werden diskutiert.

3. Rekonstruktion des Quellenpfades

Es ist üblich die schrittmotorische Bewegung einer Quellenkapsel in einem Ring- Applikator durch eine Kreisbahn zu beschreiben. Das heißt man geht davon aus, dass sich der Abstand des Quellenzentrums zum Mittelpunkt des Ringes nicht ändert und der Polariswinkel θ von einer Halteposition zur nächsten stets konstant bleibt. Im Grunde kann man aber vorerst nur davon ausgehen, dass sich bei intaktem Afterloader die Schrittweite des Drahtes entlang einer Geraden nicht ändert. Die relativ starre Konstruktion aus Quellenkapsel und „Fahrdrabt“ wird sich der gegebenen „Fahrbahn“- in diesem Fall dem Kreiskanal- adäquat anpassen.

Daraus ergab sich die Aufgabe die Quellenpfade der *Nucletron Vienna CT/MR- Ring-* Applikatoren unterschiedlicher nomineller Durchmesser (34, 30 und 26mm) zu rekonstruieren¹. Neben Autoradiographien stellten Videoaufnahmen ein sehr gutes Hilfsmittel für diese Evaluierung dar: Bei drei aufgeschnittenen und mit Plexiglas versiegelten Ring- Applikatoren mit den nominellen Durchmessern von 34, 30 und 26mm kann die Strahlerbewegung während der Bestrahlung digital aufgezeichnet werden. In der Abbildung (3.1) kann man bereits erkennen, dass die Quellenkapsel je nach Position unterschiedliche Neigungen im Kanal einnimmt. Daraus lässt sich folgern, dass die Quellenzentren nicht genau in der Mitte der Fahrbahn, wie im Bestrahlungsplanungssystem *Oncentra*[®] *GYN* angenommen, zu liegen kommen.

¹Im Folgenden werden diese als *R34*, *R30* und *R26*, entsprechend der nominellen Durchmesser, bezeichnet.



Abbildung 3.1.: speziell für die Videoaufnahmen präparierte Ring- Applikatoren (links: $R34$; mitte: $R30$; rechts: $R26$) (Die farbigen Markierungen dienen als Orientierungshilfe.)

3.1. Durchführung

3.1.1. Qualitative Überprüfung des definierten Quellenpfades

Für eine grobe Abschätzung der Abweichung des realen Quellenpfades zum definierten wurden zwei Autoradiographieaufnahmen für den $R34$ erstellt. Abbildung (3.2) zeigt den Ring- Applikator aus dem Planungssystem samt Quellenpfad und aktivierter Quellenpositionen. Die Nummerierung der Strahlerpositionen erfolgt entgegen des Uhrzeigersinns. Die Schrittweite der Quelle wurde auf 2.5mm eingestellt.

Für die Autoradiographie wurde der Ring direkt am Röntgenfilm *KODAKTM X- Omat VTM* befestigt. Dabei musste gewährleistet werden, dass sich die Position des Ringes zum Zeitpunkt der Röntgenaufnahme nicht von jener bei der Bestrahlung unterscheidet. In den Quellenkanal des Ring- Applikators wurde für die Röntgenaufnahme ein röntgendichter Marker eingeführt. Die Röhrenparameter sind in der Tabelle (3.1) zusammengefasst und wurden für alle weiteren Autoradiographien übernommen. Die Bestrahlungseinstellungen am Afterloader *microSeleton[®]* (Nucletron B.V, Veenendaal, The Netherlands) sind in der Tabelle (3.2) zusammengefasst. Die Kenndosisleistung lag bei allen Bestrahlungen zwischen 2300 und $2000 \text{cGy cm}^2 \text{h}^{-1}$. Anschließend wurden die beiden entwickelten Filme zur genaueren Betrachtung eingescannt (Abbildung (3.3)).

Die Haltepositionen der Quelle beider Aufnahmen wirken auf den ersten Blick ident.

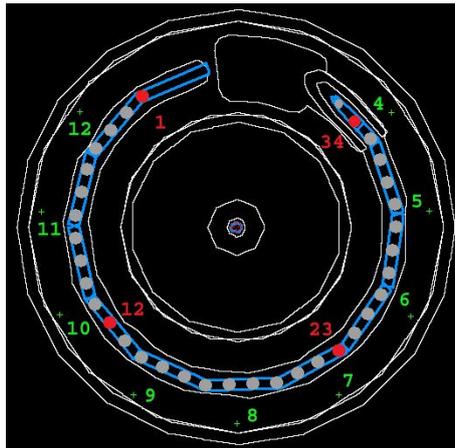


Abbildung 3.2.: Quellenpfad und Quellenpositionen des *R34* aus dem Planungssystem *Oncentra*[®] *GYN*. Die roten Punkte stellen aktivierte Quellenpositionen, die grünen Kreuze die Löcher für interstitielle Anwendungen dar. (Nummerierungen wurden nachträglich hinzugefügt.)

Spannung	90kV
Ladung	40mAs
Belichtungsdauer	110ms
Fokus	80%

Tabelle 3.1.: Röhrenparameter für die Aufnahmen

Parameter	1. Autoradiographie	2. Autoradiographie
aktivierte Quellenpositionen	1, 12, 23, 34	1, 12, 23, 34
Verweildauer pro aktivierter Position	0.6 s	2.1s

Tabelle 3.2.: Aufnahmeparameter für die 1. und 2. Autoradiographie

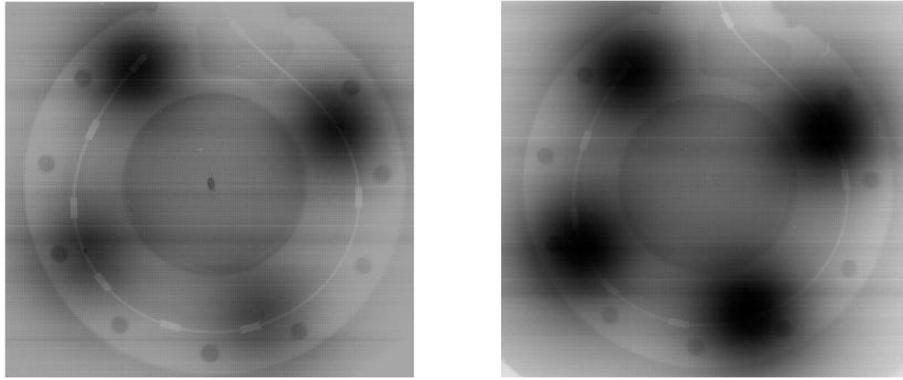


Abbildung 3.3.: 1. Autoradiographie (links) und 2. Autoradiographie (rechts)

Bei der ersten Autoradiographie ist die Schwärzung der mittleren zwei Positionen schwächer. Dies deutet darauf hin, dass der Ring nicht gut genug am Fotopapier befestigt worden ist. Die zweite Aufnahme zeigt auf Grund der höheren Dosis und längeren Verweildauer deutlich ausgeprägtere Schwärzungen.

Vergleicht man Abbildung (3.2) mit den Autoradiographien, so erkennt man Unterschiede zwischen den vordefinierten und realen Strahlerpositionen. So liegt zum Beispiel die Quellenposition Nummer 23 beidemal zwischen den Nadellöchern 7 und 8 und nicht, wie im Planungssystem, zwischen dem 6. und 7. Loch.

3.1.2. Optimierung der Autoradiographie

Um nicht nur qualitative sondern vor allem quantitativ reproduzierbare Ergebnisse erzielen zu können musste eine passende Möglichkeit für die Fixierung der Ring- Applikatoren bei der Autoradiographie gefunden werden. Aus diesem Grunde wurde eine Haltevorrichtung (Abbildung (3.4) und (3.5)) angefertigt. Die Ringe werden auf die Platte (Dicke $d = 3\text{mm}$) in die jeweilige Stützvorrichtung gesteckt. Zusätzlich sind auf der Steckplatte um jede Ringhalterung alle 15° Markierungen angebracht. Diese erlauben eine schnelle Sichtkontrolle der Strahlerpositionen.

Bevor dieses Phantom angefertigt werden konnte musste überprüft werden, inwiefern die zusätzliche Platte die Güte und Auswertbarkeit der Autoradiographien beeinflusst. Dazu wurden vier Messungen für den $R34$ (Autoradiographie Nr. 3b, 4b, 5b und 6b)

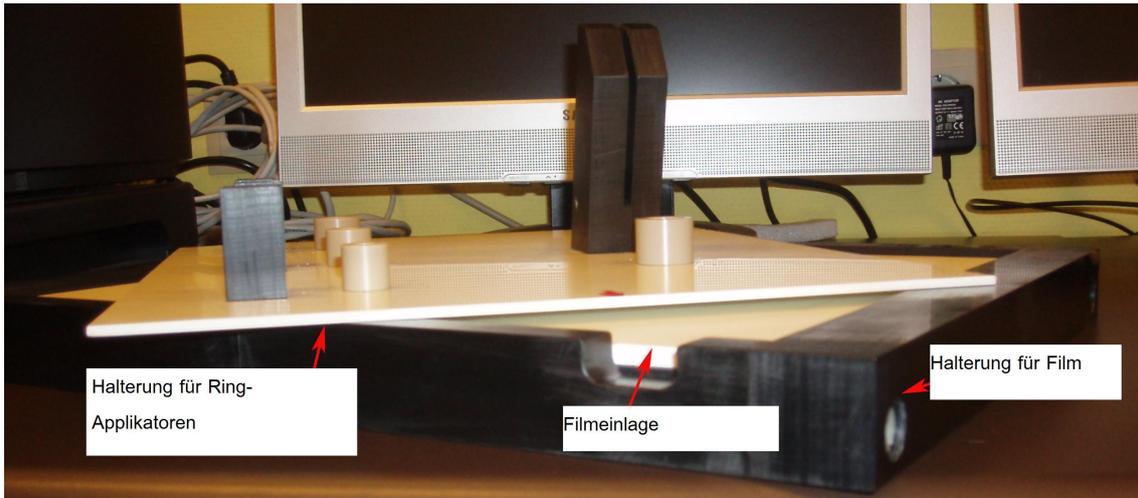


Abbildung 3.4.: Phantom für Autoradiographie (Seitenansicht)

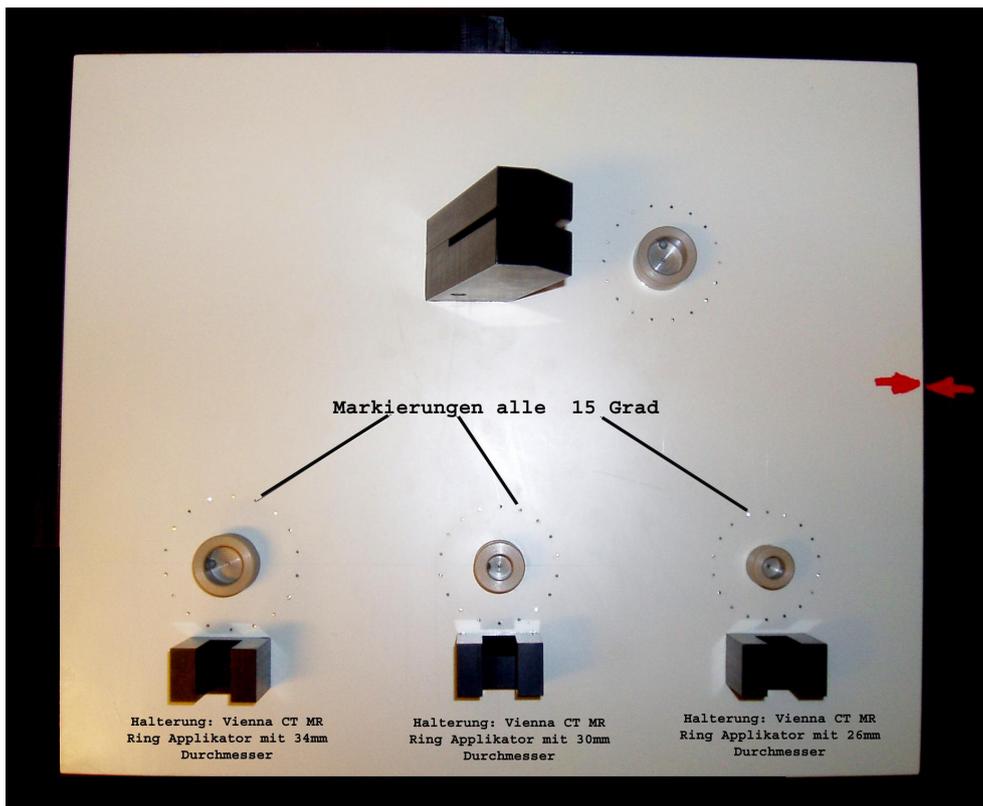


Abbildung 3.5.: Phantom für Autoradiographie (Ansicht von oben)

Parameter	Autoradiographieaufnahmen mit Platte			
Nr.	3b	4b	5b	6b
Quellenposition	1, 6, 11, 16, 21, 26, 31		3, 13, 23, 33	3, 8, 13, 18, 23, 28, 33
Haltezeit	1.5s			2s
Parameter	Autoradiographieaufnahmen ohne Platte			
Nr.	3a	4a	5a	6a
Quellenposition	1, 6, 11, 16, 21, 26, 31		3, 8, 13, 18, 23, 28, 33	
Haltezeit	1.5s		1.0s	0.8s

Tabelle 3.3.: Bestrahlungsparameter für die Aufnahmen mit und ohne Platte

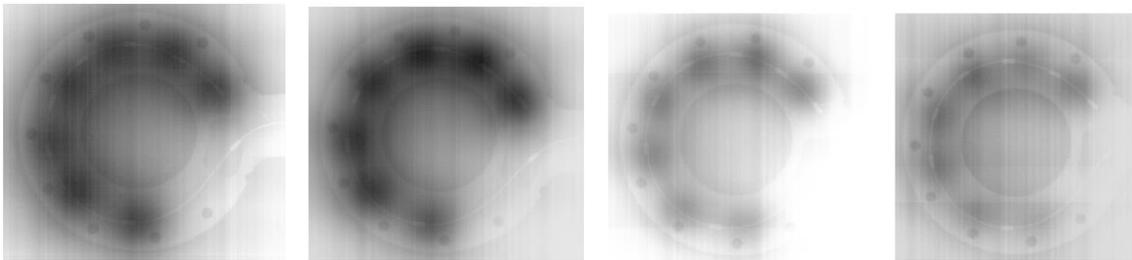


Abbildung 3.6.: Autoradiographien 3a, 4a, 5a und 6a (von links nach rechts)

mit Platte durchgeführt. Zusätzlich wurde pro Aufnahme auch eine Autoradiographie für den gleichen Applikator typ ohne Platte erstellt (Autoradiographie Nr. 3a, 4a, 5a und 6a). Die Bestrahlungsparameter der einzelnen Aufnahmen können der Tabelle (3.3) entnommen werden.

Es zeigt sich, dass sich selbst bei der Verwendung des Phantoms eine evaluierbare Bildqualität erzeugen lässt²(Abbildungen (3.6) und (3.7)). Es ist deutlich erkennbar, dass die Platte die Evaluierung der Haltepositionen erschwert. Dennoch ist eine Abgrenzung der Schwärzungen möglich, wenn die Haltezeiten dementsprechend erhöht und die Abstände zwischen den aktivierten Haltepositionen vergrößert werden.

²Die Scaneinstellungen wurden dabei stets so gewählt, dass die bestmögliche Aufnahmequalität erreicht wurde.

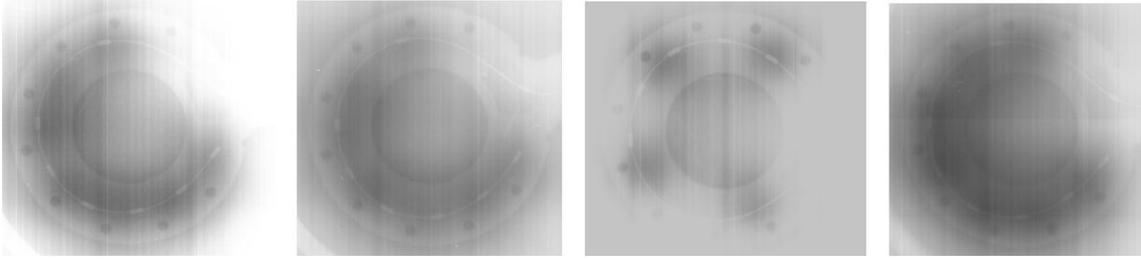


Abbildung 3.7.: Autoradiographien 3b, 4b, 5b und 6b (von links nach rechts)

3.1.3. Videoanalyse

Zur genaueren Rekonstruktion des Quellenpfades wurden neben den Autoradiographien auch Videoaufnahmen herangezogen. Die speziell angefertigten Ring- Applikatoren wurden fixiert und mit einer Digitalkamera fokussiert. Somit konnte die Bewegung des Strahlers während der Bestrahlung aufgezeichnet werden.

Die Bestrahlungsmuster für alle drei Ring- Applikatoren wurden jeweils 10mal durchlaufen um etwaige Unterschiede zwischen gleichartigen Bestrahlungen aufzudecken. Die Verweildauer pro aktivierter Quellenposition betrug 2s. Um Vergleiche zu den bereits erstellten Autoradiographien herstellen zu können, wurden die Positionen 1, 3, 13, 18, 23, 28, 33 ausgewählt. Abbildung (3.8) zeigt Bilder dieser Aufzeichnungen.

3.1.4. Methode zur Bestimmung der Abweichungen

Mit Hilfe des Computergraphikprogramms *Adobe Photoshop*[®] konnten die Bilder aus der Videoanalyse und der Autoradiographie mit dem Ringmodell aus dem Planungssystem fusioniert und somit verglichen werden. Dazu wurden die im Programm *Oncentra*[®] GYN integrierten Quellenpfade bzw. - positionen extrahiert. In weiterer Folge wurden in *Graphmatica*[®] die definierten Quellenkoordinaten eingegeben. Weitere Anhaltspunkte, wie der äußere- und innere Begrenzungskreis des Ringes, sowie der „Quellenpfad“ (Kreis mit nominellem Durchmesser) und die Position der Nadellöcher wurden ebenfalls eingezeichnet. Vorlagen dieser Art wurden für alle drei Ringe konstruiert (Abbildung (3.9)).

Besonders bei der Videoanalyse war zu beachten, dass es sich bei dem Strahler um eine

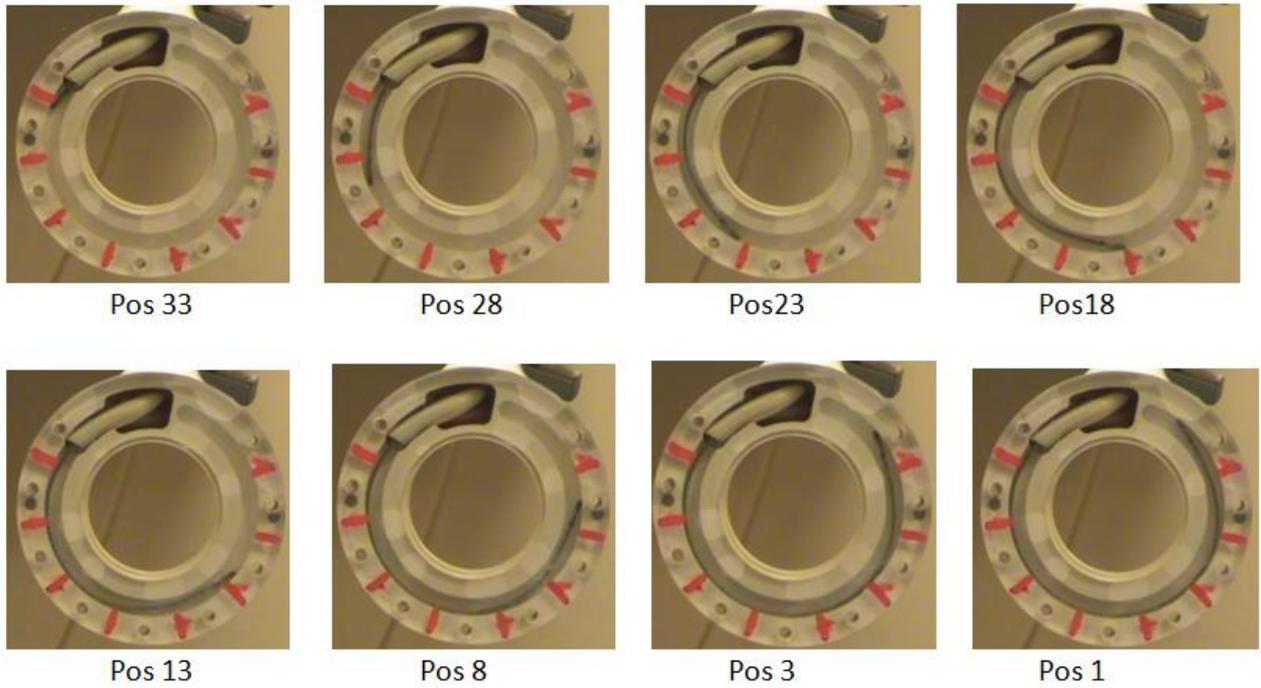


Abbildung 3.8.: Bilder vom $R34$ aus der Videoaufnahme bei der Bestrahlung

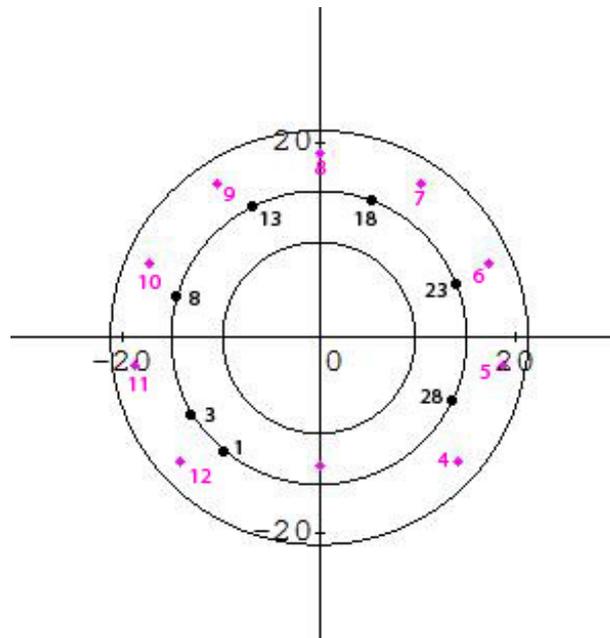


Abbildung 3.9.: Vorlage zur Auswertung der Abweichungen für den $R30$ (Nummerierungen wurden nachträglich hinzugefügt.)

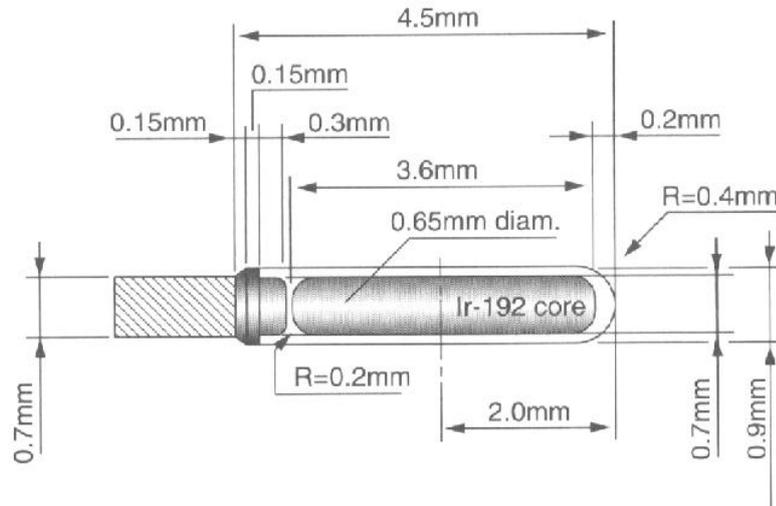


Abbildung 3.10.: Querschnitt durch die verwendete Quellenkapsel [7]

Linienquelle handelt. Das Planungssystem geht jedoch von einer punktförmigen Quelle aus. Die Koordinaten der Punktquelle entsprechen dem Schwerpunkt der Linienquelle. Abbildung (3.10) zeigt, dass dieser 2mm von der Kapselspitze entfernt liegt.

Probleme bei der Auswertung der Radiographien ergaben sich durch die teilweise sehr intensiven Schwärzungen, welche keine genauen Lokalisationen der Quellenursprünge zuließen. Nach einer Tonwertkorrektur³ wurde das „Quellenzentrum“ bestimmt.

3.2. Auswertung und Ergebnisse

3.2.1. Videoanalyse

Insgesamt wurden drei Videoanalysen durchgeführt. Bei der ersten Videoanalyse wurden die Quellenpositionen 1, 3, 8, 13, 18, 23, 28 und 33 angefahren. Für jeden Ring wurde diese Bestrahlung zehnmal durchgeführt. Bei der zweiten Videoanalyse wurden die Quellenpositionen 1 bis 30 jeweils dreimal aktiviert. Die letzte Videoaufnahme diente zur Ergänzung der bei der zweiten Videoaufnahme nicht erfassten Quellenpositionen.

³Der Tonwertumfang eines Bereiches kann eingeschränkt und somit der Bereich des Quellenursprungs ermittelt werden.

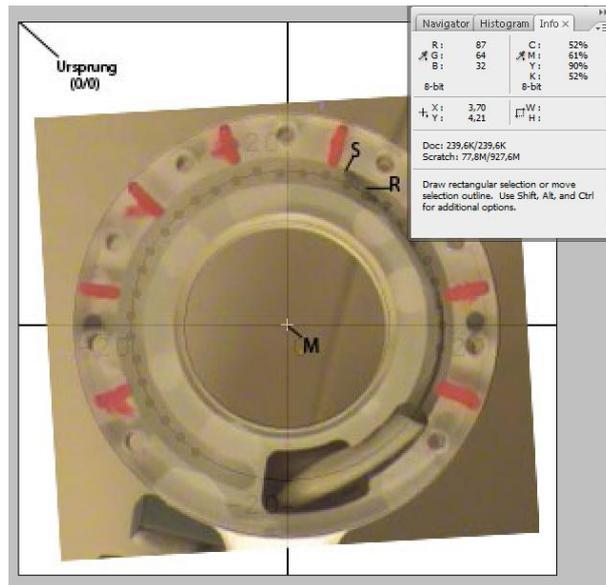


Abbildung 3.11.: Überlagerung der Vorlage für den $R34$ mit dem Bild aus der Videoaufnahme (2. Fraktion, 23. Position).

Videoanalyse Nr. 1

Aus der Videoanalyse wurden die einzelnen Quellenhaltepositionen aller Fraktionen extrahiert. Abbildung (3.1) zeigt Bilder vom $R34$ aus der zweiten Fraktion. Beim $R30$ und $R26$ konnte die Quellenposition Nr. 33 nicht mehr erfasst werden, da diese schon außerhalb der Ringes lag. Zwischen den einzelnen Fraktionen war wie erwartet kein Unterschied feststellbar. Demnach beschränkte sich die Auswertung auf jeweils eine Fraktion. Dazu wurden die Bilder aus der Videoaufnahme über die Vorlage gelegt und passend positioniert (Abbildung (3.11)).

Für die Auswertung wurden die Koordinatenangaben aus *Photoshop*[®] passend transformiert. Der Ursprung des Koordinatensystems musste vom oberen linken Eck in den Mittelpunkt $M = (m_x, m_y)$ verlegt werden. Da alle Koordinaten in *Photoshop*[®] mit positivem Vorzeichen angegeben werden, wurde aus einem Punkt $P_p = (x_p, y_p)$ durch die Transformation des Ursprungs der Punkt $P_t = (x_t, y_t) = ((x_p - x_m), (y_m - y_p))$. Leider konnte das Koordinatensystem nicht direkt in *Photoshop*[®] kalibriert werden. Die programmeigenen Koordinaten werden jedoch in einem Zusatzfenster angezeigt. Da die

Vorlage zur Auswertung bekannte Punktkoordinaten enthält, konnte mit Hilfe dieser eine Umrechnung in reale Koordinaten erfolgen. Der dabei entstehende Fehler hat zur Folge, dass die Koordinaten nur auf etwa 0.5mm genau angegeben werden können. Jede Quellenposition ist mit dieser Unsicherheit behaftet. Diese wird jedoch bei der Berechnung von Abständen zwischen einzelnen Positionen minimiert. Die Fehlerfortpflanzung ergibt, dass die dadurch entstandene Unsicherheit bei der Angabe der durchschnittlichen Abweichungen kaum mehr eine Rolle spielt:

Der Vergleich der Ergebnisse mit und ohne Umrechnungsfaktor zeigte, dass die Mittelwerte und Standardabweichungen für Abstandsberechnungen weniger als 0.15mm und 0.45mm voneinander differieren⁴. Der Umrechnungsfehler wurde daher bei den folgenden Auswertungen nicht mehr berücksichtigt. Die Ergebnisse werden bis zur ersten Kommastelle angegeben.

Die Quelle wird vom Planungssystem 2mm von der Spitze entfernt lokalisiert. Daher wurden die Koordinaten der Quellenspitze $S = (x_s, y_s)$ und eines Referenzpunktes $R = (x_r, y_r)$ dazu verwendet um die Quellenposition $Q = (x_q, y_q)$ zu berechnen:

$$Q = S + \frac{2}{|SR|_0} \vec{SR}$$

Abbildung (3.12) liefert eine graphische Darstellung der Ergebnisse aus dieser Videoanalyse.

Die durchschnittlichen Abstände zwischen den im Programm definierten Positionen und denen aus der Videoanalyse betragen (2.4 ± 1.0) , (3.4 ± 1.6) und (3.0 ± 2.0) mm für die Applikatoren mit den Durchmessern von 34, 30 und 26mm. Unter der Annahme, dass der Quellenpfad durch eine Kreisbahn beschrieben werden kann, beträgt der durchschnittliche Radius (17.4 ± 0.4) , (15.8 ± 0.4) und (13.5 ± 0.2) mm anstatt der nominellen Radien von 17, 15 und 13mm. Ein größerer Radius r führt bei gleicher Schrittweite $s = 2.5$ mm dazu, dass der Winkel α zwischen zwei aufeinanderfolgenden Positionen abnimmt. Da in unserem Fall $b \simeq s$ gilt, folgt dies aus:

$$b = \frac{r\pi\alpha}{180}$$

⁴Ergebnisse stammen aus der dritten Videoanalysen für den R34.

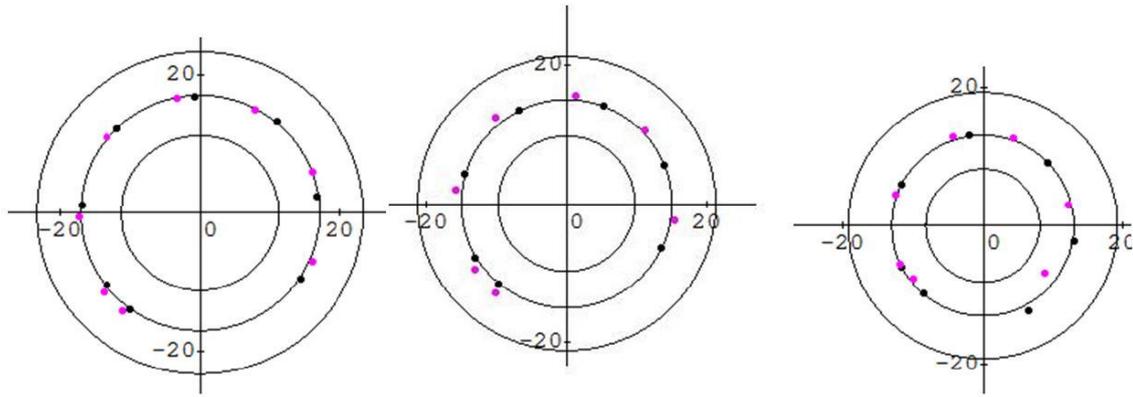


Abbildung 3.12.: 1. Videoanalyse: graphische Darstellung der Ergebnisse für die drei Ring- Applikatoren mit $d = 34, 30, 26\text{mm}$ (von links nach rechts) (lila Kreise: Videoanalysedaten, schwarze Kreise: Programmdatei)

Abbildung (3.12) zeigt, dass die Abstände bei höheren Quellenpositionen meist ansteigen. Dies lässt vermuten, dass eine Korrektur der Quellenpfade durch die Fixierung einer Quellenposition aus der Videoanalyse und anschließender Variation des Radius erreicht werden kann. Diese Idee wurde beim $R34$ getestet. Eine Fixierung der 13. Quellenposition und Vergrößerung des Radius auf 17.9mm führte dazu, dass der durchschnittliche Abstand der Quellenpositionen aus der Videoanalyse zu dieser Korrektur auf $0.9 \pm 0.4\text{mm}$ verringert wurde. Der maximale Abstand betrug nur mehr 1.5mm .

Videoanalyse Nr.2 und Nr. 3

Eine verbesserte Beschreibung des Quellenpfades kann durch Variation des Radius erzielt werden. Daher wurden bei einer erneuten Videoaufnahme alle sichtbaren Positionen abgefahren. Die Genauigkeit einer Korrektur wird somit erhöht. Bei der zweiten Videoanalyse wurden die Positionen 1 bis 30 dreimal abgefahren. Eine dritte Videoanalyse musste für den $R34$ und $R30$ durchgeführt werden um noch fehlenden Positionen erfassen zu können. Die weitere Vorgangsweise war die gleiche wie bei der ersten Videoanalyse und zwischen den Fraktionen war auch kein Unterschied zu erkennen.

Tabelle (3.4) listet die Abstände der Haltepositionen aus der Videoanalyse zu denen aus dem Programm auf. Abbildung (3.13) veranschaulicht, dass jeweils die erste

Applikator	$\bar{d}(V - P) \pm 1\sigma$	$d_{max}(V - P)$	$d_{min}(V - P)$
<i>R34</i>	$(3.6 \pm 1.3)\text{mm}$	5.7mm	1.2mm
<i>R30</i>	$(4.5 \pm 1.3)\text{mm}$	6.1mm	1.4mm
<i>R26</i>	$(3.6 \pm 1.3)\text{mm}$	5.7mm	1.2mm

Tabelle 3.4.: Abstände der Quellenpositionen aus dem Programm (P) zu denen aus der zweiten bzw. dritten Videoanalyse (V)

Quellenposition weiter „vorne“ liegt und der gesamte Quellenpfad weiter außen verläuft. Somit konnte davon ausgegangen werden, dass die Korrektur- so wie sie oben bereits beschrieben wurde- zu einer guten Anpassung des Pfades an die Messwerte führen wird.

Zunächst musste eine Position aus der Videoanalyse fixiert werden. Es wurden jeweils solche gewählt, die auch klinisch relevant sind⁵. Anschließend wurde der Radius r_k variiert, bis der maximale Abstand zwischen Korrektur und Videoaufnahme $d_{max}(K - V)$ sein Minimum erreichte. Für den *R34* betrug dieser 1.3mm, für den *R30* und *R26* 1.3 und 2.0mm. Die Ergebnisse der Korrektur waren sehr zufriedenstellend und konnten als ausreichend betrachtet werden. In Tabelle (3.5) sind alle relevanten Informationen hierzu zusammengefasst.

Betrachtet man die Entfernungen d_b der Quellenpositionen entlang der korrigierten Kreisbahn, so sind diese durchschnittlich kleiner oder gleich groß als die absoluten Abstände.

$$d_b = \frac{r_k \pi}{180 \Delta \phi}$$

Dabei entspricht $\Delta \phi$ der Winkeldifferenz zwischen der jeweiligen Position aus der Videoanalyse und der Korrektur.

3.2.2. Autoradiographie

Zusätzlich zur digitalen Aufnahme des Quellenpfades standen Autoradiographien zur Verfügung. Um einen Vergleich zur ersten Videoanalyse herstellen zu können wurden für

⁵laut Standardbelegung (siehe nächstes Kapitel)

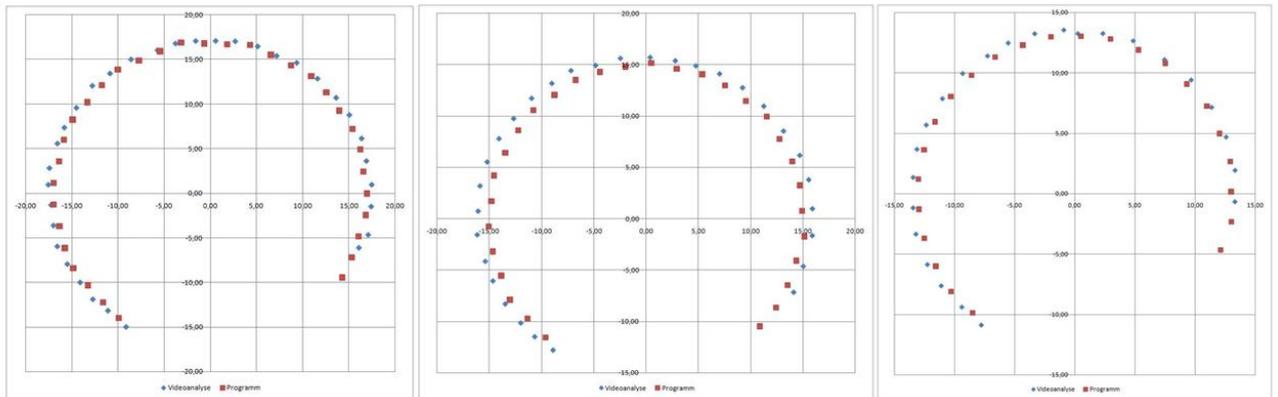


Abbildung 3.13.: Graphische Darstellung der Quellenkoordinaten aus der Videoanalyse (blau) und dem Programm (rot) für den $R34$, $R30$ und $R26$ (von links nach rechts)

Applikator	fixierte Position	r_k	$\bar{d}(K - V) \pm 1\sigma$	$d_{max}(K - V)$
$R34$	9.	17.50mm	$(0.6 \pm 0.3)\text{mm}$	1.3mm
$R30$	7.	15.85mm	$(0.7 \pm 0.4)\text{mm}$	1.3mm
$R26$	6.	13.95mm	$(0.8 \pm 0.5)\text{mm}$	2.0mm

Tabelle 3.5.: Fixierte Position, Korrekturradius und durchschnittliche Abstände der korrigierten Quellenpositionen zu denen aus der zweiten bzw. dritten Videoanalyse

Applikator	$\bar{d}(A1 - A2) \pm 1\sigma$
<i>R34</i>	$(1.8 \pm 0.6)\text{mm}$
<i>R30</i>	$(1.0 \pm 0.4)\text{mm}$
<i>R26</i>	$(1.2 \pm 0.3)\text{mm}$

Tabelle 3.6.: Durchschnittliche Abweichungen $\bar{d}(A1 - A2) \pm 1\sigma$ zweier Autoradiographien $A1$ und $A2$ mit gleicher Bestrahlungsbelegung

jeden Ring- Applikator jeweils zwei Autoradiographieaufnahmen mit denselben aktivierten Quellenpositionen (1, 3, 8, 13, 18, 23, 28, (33)) erstellt. Die 7. Autoradiographie zeigt zweimal den *R34*. Es wurde eine Verweildauer von 0.8s pro Halteposition eingestellt. Zwei weitere Aufnahmen zeigen jeweils den *R30* (Autoradiographie Nr. 8a und 9a) und den *R26* (Autoradiographie Nr. 8b und 9b). In diesem Fall erfolgte die Bestrahlung mit einer Verweildauer von 0.5s pro aktivierter Quellenposition.

Eine Lokalisierung der Quellenpositionen Nr. 1 und Nr. 3 war aufgrund der geringen Distanz zueinander mit einer erhöhten Messunsicherheit behaftet. Die durch die Strahlung hervorgerufenen Schwärzungen des Röntgenfilms konnten nicht voneinander getrennt werden. Weiters ergaben sich Unterschiede zwischen den Autoradiographien gleicher Ring- Applikatoren und Bestrahlungsmuster (Tabelle (3.6)). Die Ursache hierfür konnte im Zuge dieser Diplomarbeit gefunden werden und wird gegen Ende dieses Kapitels eingehend erläutert.

Für den *R34* sind die Ergebnisse aus der ersten Videoanalyse und einer Autoradiographieaufnahme in Abbildung (3.14) graphisch dargestellt. Der Abstand zwischen Autoradiographie und Videoanalyse ist relativ klein. Diese Aussage trifft auch für die anderen beiden Ring- Applikatoren zu. Es kann also davon ausgegangen werden, dass die Videoaufnahmen und Röntgenfilme ein und denselben Quellenpfad zeigen.

Aufgrund der besseren Reproduzierbarkeit der Videoanalyse und der zu dieser Zeit noch ungeklärten Abweichungen der Autoradiographien untereinander wurde jedoch für die Korrektur der Quellenpfade die Videoanalyse herangezogen.

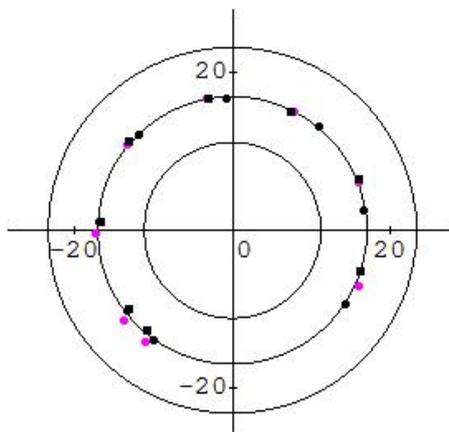


Abbildung 3.14.: *R34*: graphische Darstellung der Quellenpositionen aus der ersten Videoanalyse (lila Kreise), der Autoradiographie Nr. 7a (schwarze Quadrate) und dem Programm (schwarze Kreise)

Applikator	$\bar{d}(N - V) \pm 1\sigma$	$d_{max}(N - V)$	$d_{min}(N - V)$
<i>R34</i>	$(0.6 \pm 0.3)\text{mm}$	1.3mm	0.1mm
<i>R30</i>	$(0.7 \pm 0.4)\text{mm}$	1.4mm	0.2mm
<i>R26</i>	$(0.8 \pm 0.5)\text{mm}$	2.0mm	0.3mm

Tabelle 3.7.: Abweichungen der neuen Quellenpositionen zu denen aus der Videoanalyse

3.3. Überprüfung

Nach der Integration der korrigierten Quellenpfade in das Planungssystem wurde mit der Überprüfung begonnen. Der neue Quellenpfad unterscheidet sich geringfügig von den optimierten Berechnungen. Die Korrektur beinhaltet genaue Ortsangaben der einzelnen Quellenpositionen entlang eines Kreises. Der eingegebene Pfad beschreibt jedoch in Polygonzügen eine Kreisbahn. Die durchschnittlichen sowie maximalen und minimalen Abweichungen $\bar{d}(N - V) \pm 1\sigma$, $d_{max}(N - V)$ und $d_{min}(N - V)$ der neuen Quellenpositionen zu denen aus der Videoanalyse sind in Tabelle (3.7) zusammengefasst.

Zum Zeitpunkt der Integration des neuen Pfades stand bereits das Phantom für die Autoradiographieaufnahmen zur Verfügung. So konnten pro Autoradiographie alle drei

Applikator	Aut. Nr.	Quellenpositionen	$\bar{d} \pm 1\sigma$	d_{max}
<i>R34</i>	1	1, 12, 23, 34	$(1.7 \pm 1.3)\text{mm}$	3.2mm
<i>R34</i>	2	1, 12, 23, 34	$(2.2 \pm 1.0)\text{mm}$	3.6mm
<i>R34</i>	3a	1, 6, 11, 16, 21, 26, 31	$(2.2 \pm 0.7)\text{mm}$	3.5mm
<i>R34</i>	4a	1, 6, 11, 16, 21, 26, 31	$(2.0 \pm 0.7)\text{mm}$	3.4mm
<i>R34</i>	5a	3, 8, 13, 18, 23, 28, 33	$(2.3 \pm 1.0)\text{mm}$	3.5mm
<i>R34</i>	6a	3, 8, 13, 18, 23, 28, 33	$(1.7 \pm 1.3)\text{mm}$	3.2mm
<i>R34</i>	7a	1, 3, 8, 13, 18, 23, 28, 33	$(1.8 \pm 1.1)\text{mm}$	4.5mm
<i>R34</i>	7b	1, 3, 8, 13, 18, 23, 28, 33	$(2.0 \pm 1.2)\text{mm}$	4.0mm
<i>R30</i>	8a	1, 3, 8, 13, 18, 23, 28	$(1.5 \pm 0.7)\text{mm}$	2.8mm
<i>R26</i>	8b	1, 3, 8, 13, 18, 23, 28	$(2.2 \pm 1.3)\text{mm}$	4.5mm
<i>R30</i>	9a	1, 3, 8, 13, 18, 23, 28	$(1.7 \pm 1.2)\text{mm}$	3.7mm
<i>R26</i>	9b	1, 3, 8, 13, 18, 23, 28	$(2.0 \pm 0.8)\text{mm}$	3.2mm

Tabelle 3.8.: Überprüfung des neuen Quellenpfades mit Hilfe von Autoradiographien

Ring- Applikatoren gleichzeitig abgebildet werden. Bevor jedoch neue Autoradiographien erstellt wurden, wurden alle bereits entwickelten Autoradiographien evaluiert. Tabelle (3.8) beinhaltet wichtige Abstände d der neuen Quellenpositionen zu den experimentell ermittelten.

Die Abstände variieren von Aufnahme zu Aufnahme selbst dann, wenn derselbe Ring und die gleichen Positionen aktiviert wurden. Zudem sind die Abstände viel größer als erwartet. Um zu ermitteln, ob dieser Fehler von der mangelnden Positionierbarkeit der Ringe herrührt wurden weitere Autoradiographien mit Hilfe des Phantoms erstellt. Die Aktivierung der Quellenpositionen erfolgte so, dass durch eine einfache Sichtprobe bereits die Abweichungen zum neuen Quellenpfad abgeschätzt werden konnten. In diesem Sinne wurden die Positionen 8, 16, 24 und 31 beim *R34*, 7, 14, 21 und 28 beim *R30* und 8, 18 und 23 beim *R26* aktiviert. Diese lagen immer in unmittelbarer Nähe der Nadelöcher. Insgesamt wurden drei Autoradiographien erstellt. Abbildung (3.15) zeigt die Ergebnisse für den *R34*. Auch für die anderen beiden Applikatoren waren die Ergebnisse

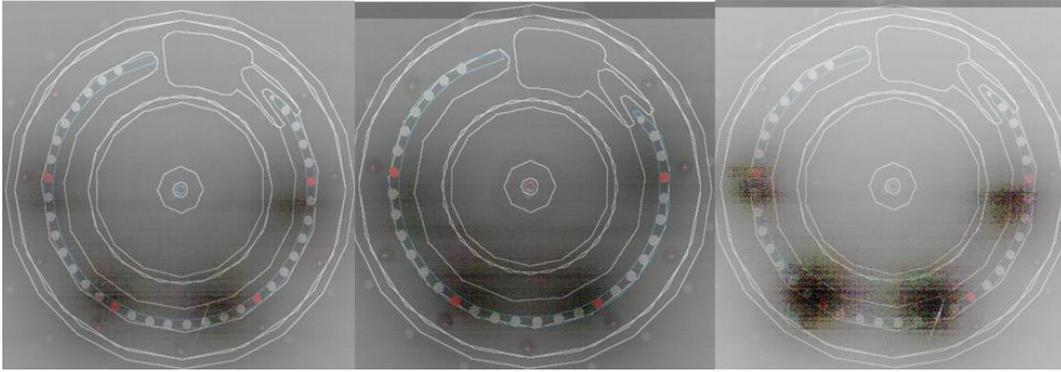


Abbildung 3.15.: Überprüfung des neuen Quellenpfades mittels Autoradiographie für den *R34*

ähnlich: Identische Applikatoren mit gleichem Bestrahlungsmuster lieferten unterschiedliche Aufnahmen.

Fehlersuche

Da die Ergebnisse zum Einen so unterschiedlich und zum Anderen mit der Videoanalyse nicht identisch waren, mussten folgende Fragen geklärt werden:

- War die durchgeführte Korrektur ausreichend? Hätte man besser die erste Position als fix erachten sollen? Beschreibt die Kreisbahn den Quellenpfad nicht gut genug?
- War der Messaufbau bei sämtlichen Versuchen identisch?
- Kann der Fehler darauf zurückgeführt werden, dass für die Autoradiographie nicht die gleichen Ring- Applikatoren wie bei der Videoanalyse verwendet wurden? Ist die Videoanalyse in diesem Fall überhaupt brauchbar?

Unter der Annahme, dass die Videoanalyse brauchbar ist, wurde nach einer mathematischen Lösung gesucht, demzufolge ein anderer Quellenpfad berechnet. Die Vorgangsweise war dieselbe wie bei der ersten Korrektur. Nur wurde die jeweils erste Position als fix betrachtet. Diese Änderung führte zu keiner Verbesserung.

Weiters wurde untersucht, ob eine Kreisbahn den Quellenpfad gut genug beschreibt.

Messserie	Applikator	Quellenpositionen
A	<i>R34</i>	8, 16, 24, 32
B	<i>R34</i>	2, 10, 18, 26
C	<i>R34</i>	4, 12, 20, 28
A	<i>R30</i>	7, 14, 21, 28
B	<i>R30</i>	2, 9, 16, 23, 30
C	<i>R30</i>	4, 11, 18, 25
A	<i>R26</i>	8, 16, 24
B	<i>R26</i>	2, 10, 18, 24
C	<i>R26</i>	4, 12, 20

Tabelle 3.9.: Bestrahlungsmuster

Zu diesem Zwecke wurden die Winkeldifferenzen von einer Quellenposition zur darauffolgenden betrachtet. Es ergab sich eine gewisse Unregelmäßigkeit, besonders für jene Positionen gegenüber der Eintrittsstelle des Strahlers in den Applikator. Auf Grund der geringen klinischen Relevanz dieser Areale wurde aber auf eine exaktere Anpassung des Pfades verzichtet.

Im nächsten Schritt wurde speziell darauf geachtet, die Messungen stets unter gleichen Bedingungen durchzuführen. Dazu musste die Röntgenröhre immer in gleicher Position relativ zum Phantom bzw. Applikator ausgerichtet werden. Der zentrale Röntgenstrahl lag immer im Mittelpunkt des *R26*. Es wurden pro Ring drei Bestrahlungsmuster (Tabelle (3.9)) geladen. Insgesamt wurden für jede Messserie fünf gleichartige Autoradiographien erstellt. Die Aufenthaltsdauer betrug 2s pro aktivierter Quellenposition.

Nun waren keine Unterschiede mehr zwischen den einzelnen Autoradiographien bei gleichem Bestrahlungsmuster zu erkennen. Es muss also bei jeder Messung darauf geachtet werden, dass der Ring passend zur Röntgenquelle positioniert ist. Aufgrund der endlichen Fokusgröße kommt es zu einer geometrischen Unschärfe U_{geo} .

$$U_{geo} = f \frac{OFA}{FOA}$$

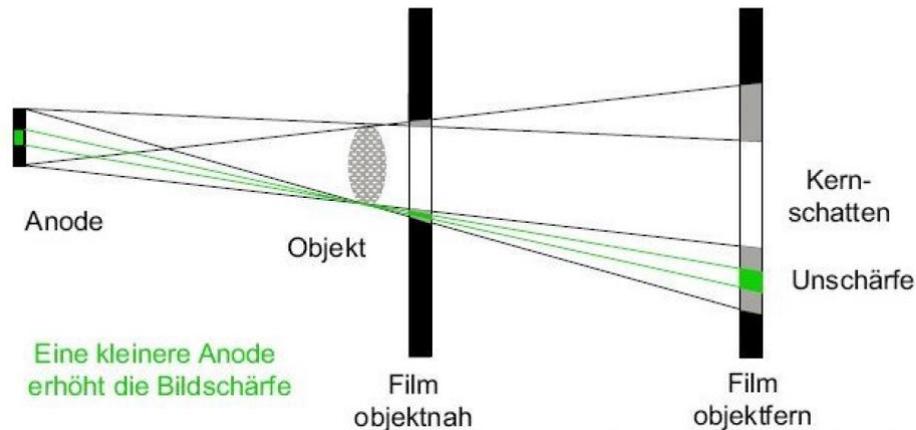


Abbildung 3.16.: Abhängigkeit der geometrischen Unschärfe vom Objekt- Film- Abstand und der Fokusgröße [15]

Diese Fokusunschärfe ist proportional zur Brennfleckgröße f und zum Verhältnis des Objekt- Film- Abstand OFA zum Fokus- Objekt- Abstand FOA (Abbildung (3.16)). Da beim Phantom der Objekt- Film- Abstand vergrößert wurde, wirkt sich die Fokusunschärfe auch stärker aus. Desweiteren kommt es zu einer geometrischen Verzerrung bzw. Verzeichnung. Filmferne Objekte werden stärker vergrößert als filmnahe [14].

Da wir die Quellenpositionen millimetergenau bestimmen wollen, müssen diese Abbildungsfehler so klein wie möglich gehalten werden. Daher wurden nur die Aufnahmen des *R30* mit *Photoshop*[®] ausgewertet⁶. Es ergab sich eine durchschnittliche Abweichung der Quellenpositionen aus der Autoradiographie zu den neuen Programmdateien von $\bar{d}(N - A) = (2.2 \pm 0.7)\text{mm}$. Betrachtet man nur die Abstände entlang der neuen Kreisbahn, so reduziert sich dieser auf $\bar{d}_b(N - A) = (1.2 \pm 1.0)\text{mm}$.

Da nur der *R30* ordnungsgemäß positioniert war, mussten für die anderen beiden Applikatoren weitere Autoradiographien aquiriert werden⁷. Die Einstellungen für die Röntgenaufnahme und Bestrahlung blieben unverändert. Alle Ergebnisse sind in Tabelle (3.10) zusammengefasst.

⁶Pro Messserie wurde nur eine Röntgenaufnahme ausgewertet.

⁷Es wurde pro Messserie nur mehr eine Autoradiographie gemacht.

Applikator	$\bar{d} \pm 1\sigma$	d_{max}	d_{min}	$\bar{d}_b \pm 1\sigma$	d_{max_b}	d_{min_b}
<i>R34</i>	$(2.1 \pm 1.1)\text{mm}$	4.0mm	0.4mm	$(1.8 \pm 1.3)\text{mm}$	4.0mm	0.1mm
<i>R30</i>	$(2.2 \pm 0.7)\text{mm}$	3.3mm	1.1mm	$(1.2 \pm 1.0)\text{mm}$	3.0mm	0.0mm
<i>R26</i>	$(2.6 \pm 0.9)\text{mm}$	3.9mm	1.3mm	$(1.1 \pm 1.0)\text{mm}$	3.8mm	0.3mm

Tabelle 3.10.: Ergebnisse der Überprüfung des neuen Quellenpfades mittels Autoradiographie

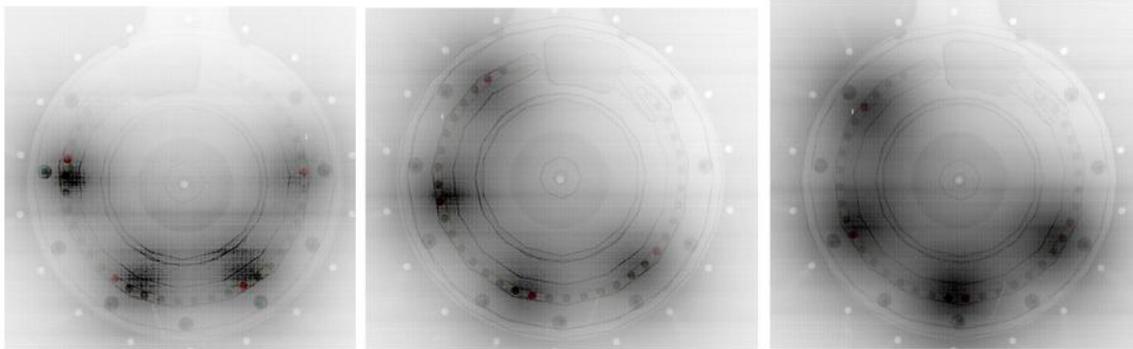


Abbildung 3.17.: *R34*: Überlappung der Autoradiographie mit der jeweiligen Vorlage für die Messserie A, B und C (von links nach rechts)

Abbildungen (3.17), (3.18) und (3.19) zeigen die Überlappung aller drei Messserien mit der Vorlage für alle drei Ring- Applikatoren. Die einzelnen Überlappungen erscheinen unterschiedlich, da die Tonwertkorrektur für jede Autoradiographie gesondert durchgeführt wurde. Für die genaue Auswertung wurde eine weitere Tonwertkorrektur durchgeführt, so dass die Quellenposition genauer lokalisiert werden konnte.

Eine anschaulichere Darstellung erlangt man, indem die extrahierten Koordinaten aus den Autoradiographien und jene aus dem Programm graphisch dargestellt werden (Abbildung (3.20)). Dabei ist anzumerken, dass bei der Auswertung der Autoradiographien die Quellenpositionen nicht so genau angegeben werden können als bei der Videoanalyse. Da sich die Abweichungen in Grenzen halten, wurden keine weiteren Änderungen der Quellenpfade vorgenommen.

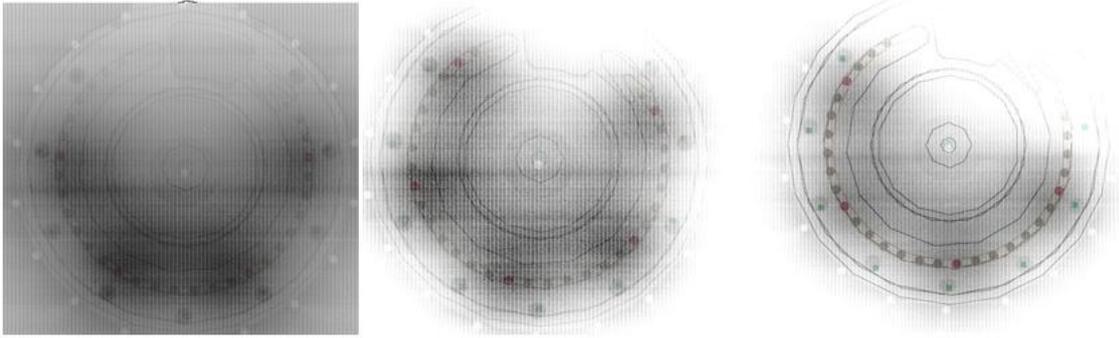


Abbildung 3.18.: *R30*: Überlappung der Autoradiographie mit der jeweiligen Vorlage für die Messserie A, B und C (von links nach rechts)

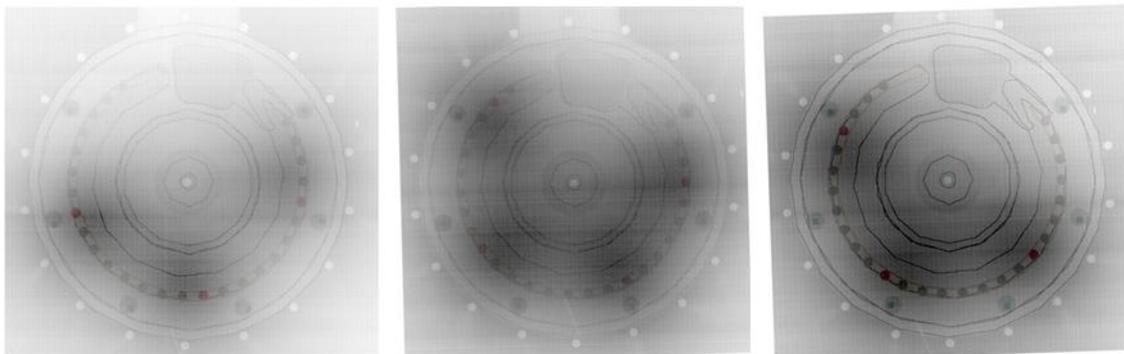


Abbildung 3.19.: *R26*: Überlappung der Autoradiographie mit der jeweiligen Vorlage für die Messserie A, B und C (von links nach rechts)

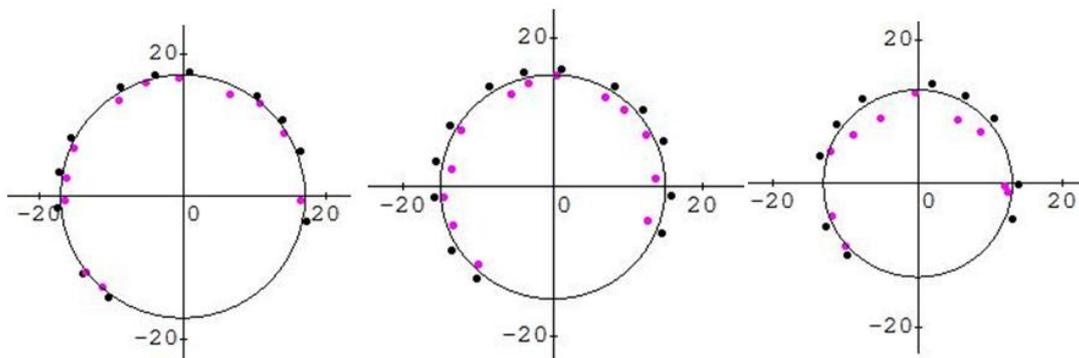


Abbildung 3.20.: Darstellung der Ergebnisse der Überprüfung für den *R26*, *R30* und *R34* (von links nach rechts); schwarze Kreise: Programmdaten, violette Kreise: Autoradiographieergebnisse

Applikator	Winkel aus <i>Oncentra</i> [®] GYN	Winkel aus der Videoanalyse	erlaubte Winkelinter- valle
<i>R34</i>	28°	31°	[28°; 34°]
<i>R30</i>	31°	34°	[31°; 37°]
<i>R26</i>	35°	37°	[33°; 41°]

Tabelle 3.11.: Winkelangaben zwischen der 1. Position und Quellen

Empfehlungen zur Kontrolle der Quellenpfade

Jede Brachytherapieabteilung sollte eine Kontrolle der Quellenpositionen durchführen. Da hierzu in den meisten Fällen nur Autoradiographien herangezogen werden können, beziehen sich folgende Empfehlungen nur auf diese. Grundsätzlich ist darauf zu achten, dass die Messung genau durchgeführt wird. Das heißt, die Position des Applikators sollte bei der Röntgenaufnahme und der Bestrahlung ident sein und die Röntgenröhre muss adäquat zum Applikator positioniert werden. Die Autoradiographie erlaubt im Grunde keine millimetergenaue Angabe der Quellenpositionen. Aus diesem Grunde muss man sich mit Sichtproben bzw. Messungen mit relativ großen Toleranzbereichen zufrieden geben.

Winkelmethode

Bei der *Winkelmethode* wird bei allen Ringen jeweils die erste Position bestrahlt und der Winkel zwischen der Eintrittsstelle des Strahlers in den Ring und dieser ersten Position gemessen. Laut Videoanalyse müsste der Winkel 31° für den *R34* betragen, der korrigierte Pfad führt auf nur 28°. Diese Werte und jene für die andern beiden Ringe sind in Tabelle (3.11) aufgelistet. Optimal wäre es den Wert aus der Videoanalyse zu messen. Angenommen wir erlauben eine radiale Abweichung um $\pm 1\text{mm}$, so dürfte dieser Winkel beim *R34* um etwas mehr als 3° schwanken. Auf diese Weise wurden die erlaubten Winkelintervalle in Tabelle (3.11) berechnet.

Orientierungsmethode

Unter der *Orientierungsmethode* versteht man die Aktivierung jener Quellenpositionen, die sich in unmittelbarer Nähe eines Nadellochs befinden. Eine einfache Sichtprobe erlaubt eine Abschätzung, ob die Lage des Quellenpfades im Programm adäquat beschrieben wird.

3.4. Schlussfolgerungen

Mit Hilfe der Aufzeichnung der Strahlerbewegung ist es gelungen den Quellenpfad so zu korrigieren, dass die maximale Abweichung der einzelnen Haltepositionen aus dem Video zu den korrigierten höchstens 2mm beträgt. Eine genauere Anpassung des Quellenpfades an die experimentellen Daten kann dann erreicht werden, wenn man nicht mehr von einer kreisförmigen Strahlerbewegung ausgeht. Die Überprüfung mittels Autoradiographiaufnahmen führte zu etwas größeren Abweichungen. Da aber die Messunsicherheiten bei diesen Aufnahmen relativ groß sind, kann davon ausgegangen werden, dass der Quellenpfad durch die Korrektur gut genug beschrieben wird.

Regelmäßige Kontrollen der Strahlerbewegung sind im Hinblick auf die Gewährleistung der Qualität einer Bestrahlungsplanung unverzichtbar. Autoradiographien stellen nur eine mindergute Überprüfungsmöglichkeit dar. Sollten bereits qualitative Unterschiede zwischen realem und definiertem Quellenpfad deutlich erkennbar sein (größer als 5mm) muss eine sukzessive Fehlersuche erfolgen. Dazu gehört etwa die Überprüfung der Schrittweite der Quellenkapsel. Es besteht auch die Möglichkeit den Abstand der ersten Position zum Ende des Quellenkanals benutzerdefiniert abzuändern. Für genauere Kontrollen sowie Analysen des Quellenpfades muss auf andere Verfahren- wie etwa die oben beschriebene Videoanalyse- zurückgegriffen werden. Es sei darauf hingewiesen, dass die Quellenbewegung nicht anhand bis zum Anschlag eingeführter Drähte erfasst werden kann. Auf Grund der Festigkeit der Quellenkapsel sowie Biegsamkeit des „Fahrdrachtes“ und der daraus resultierenden Bewegung in der „Fahrbahn“ kann kein unmittelbarer Vergleich hergestellt werden.

4. Auswirkungen auf die Dosisverteilung

Offensichtlich bedingt eine bessere Lokalisation des Quellenpfades eine genauere Planung. Somit steigt die Qualität der Bestrahlungsplanung sowie der Patientenbehandlung. Im vorigen Kapitel wurde die Implementierung eines neuen Quellenpfades beschrieben und auf die noch immer bestehenden Unsicherheiten eingegangen. Es stellt sich die Frage, wie genau die Position des Strahlers überhaupt bestimmt werden muss, um eine hinreichend genaue Planungsstudie durchführen zu können.

4.1. Rotation des Quellenpfades

4.1.1. Isodosenverteilung

Das Ladungsmuster der Ring- Applikatoren variiert je nach Behandlung von Patientin zu Patientin. Um ein Gefühl für den Einfluss einer ungenauen Lokalisierung auf die Dosisverteilung zu bekommen, wurde die Standardbelegung (Abbildung (4.1)) geladen und die Isodosen betrachtet. Die Standardbelegung ist ein historisches Relikt und stellt meist den Ausgangspunkt einer Bestrahlungsplanung dar. Durch die Aktivierung definierter Haltepositionen wird eine birnenförmige Dosisverteilung erreicht, die sich zur Behandlung des Zervixkarzinoms bewährt hat. Stehen zusätzliche bildgebende Verfahren zur Verfügung erfolgt eine zusätzliche Anpassung dieser Isodosenverteilung an die anatomische Topographie. Standardbelegungen können von Behandlungszentrum zu Behandlungszentrum variieren.

Abbildung (4.2) zeigt die Standardbelegung des *R34* samt Isodosenverteilung. Eine Verschiebung der Quellenpositionen um $\pm 5\text{mm}$ im (positives Vorzeichen) und gegen (ne-

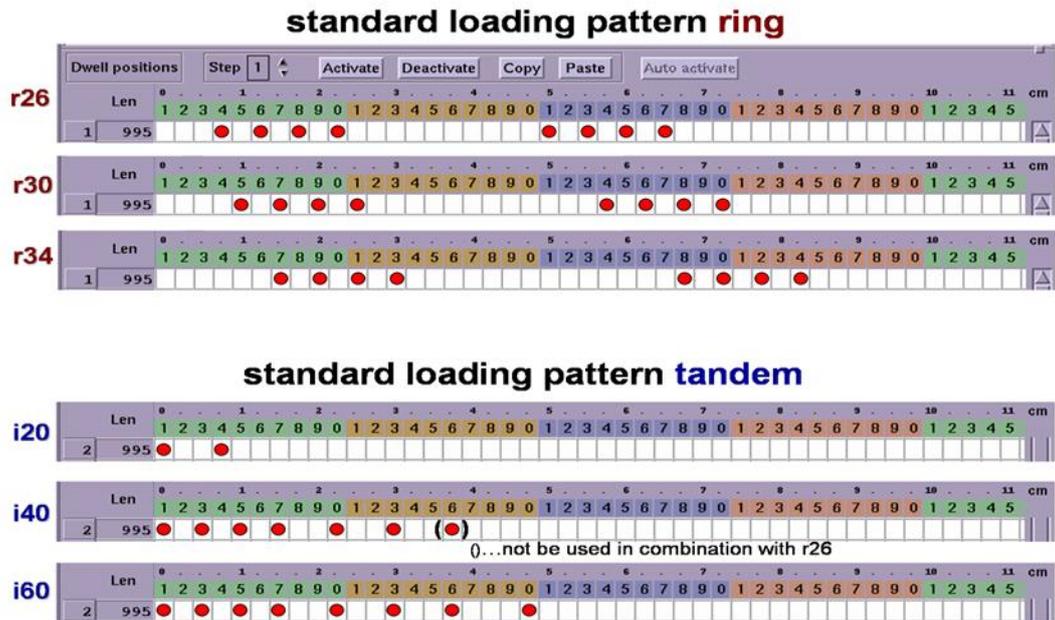


Abbildung 4.1.: Standardbelegung für Stift- Ring- Applikatoren

gatives Vorzeichen) den Uhrzeigersinn und die zugehörige Isodosenverteilung ist ebenfalls der Abbildung zu entnehmen. Die Verteilung kippt je nachdem in die eine oder andere Richtung.

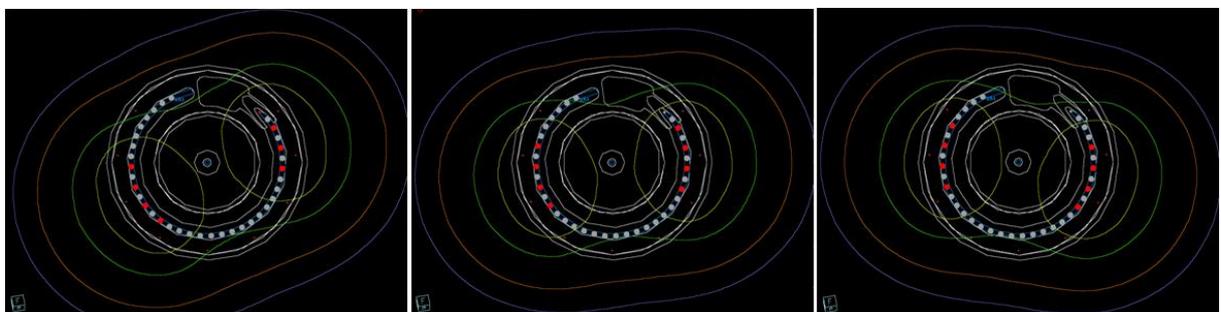


Abbildung 4.2.: $R34$: Verschiebung um 5mm gegen den Uhrzeigersinn (links) im Vergleich zur Standardbelegung (mitte) und der Verschiebung um 5mm im Uhrzeigersinn (rechts)

OAR	-5.0mm	-2.5mm	+2.5mm	+5.0mm
Blase	[-4.6%; +5.9%]	[-2.8%; +2.5%]	[-0.6%; +3.2%]	[-0.4%; +6.7%]
Rektum	[-7.8%; +4.2%]	[-4.6%; +1.3%]	[-0.1%; +5.2%]	[+1.6%; +11.7%]
Sigmoid	[-3.6%; +3.5%]	[-2.3%; +1.6%]	[-2.5%; +2.1%]	[-4.1%; +4.2%]

Tabelle 4.1.: Durchschnittliche Änderung ($\pm 1\sigma$) des D_{2cc} - Wertes für die Risikoorgane bei einer Rotation des Quellenpfades

4.1.2. Patientenstudien

Um die Auswirkungen dieser Rotationen auch quantitativ erfassen zu können wurden retrospektiv zehn Planungsstudien betrachtet. Der Einfluss auf Dosis- Volumen- Parameter wurde untersucht. Bei einer Patientin war die Rotation des Quellenpfades im Uhrzeigersinn nicht möglich, da bereits bei der ursprünglichen Bestrahlungsplanung die erste Quellenposition aktiviert war.

Auswirkungen auf die Risikoorgane OAR

Eine Rotation um 2.5mm im Uhrzeigersinn führte zu einer durchschnittlichen prozentuellen Zunahme des D_{2cc} - Wertes um 2.5% für das Rektum und um 1.3% für die Blase, sowie einer Abnahme um 0.2% für das Sigmoid. Bei einer weiteren Rotation um 2.5mm in gleicher Richtung beträgt die Zunahme 6.7% und 3.2% für das Rektum und die Blase. Der D_{2cc} - Wert des Sigmoids blieb in diesem Fall im Mittel unverändert. Auffällig ist, dass die ermittelten Durchschnittswerte eine sehr große Standardabweichung σ aufweisen. In Tabelle (4.1) sind die Streubereiche der D_{2cc} - Werte der Risikoorgane bei Rotationen im und gegen den Uhrzeigersinn zusammengestellt.

Da die Planung individuell durchgeführt wird und somit das Bestrahlungsmuster jedes mal ein anderes ist, kann keine Gesetzmäßigkeit angegeben werden. Dennoch lässt sich erkennen, dass es zu einer nicht unerheblichen Änderung der Dosis für die Risikoorgane- insbesondere des Rektums- kommen kann. Abbildungen (4.3), (4.4) und (4.5) zeigen die prozentuellen Schwankungsbreiten des D_{2cc} - Wertes der Risikoorgane.

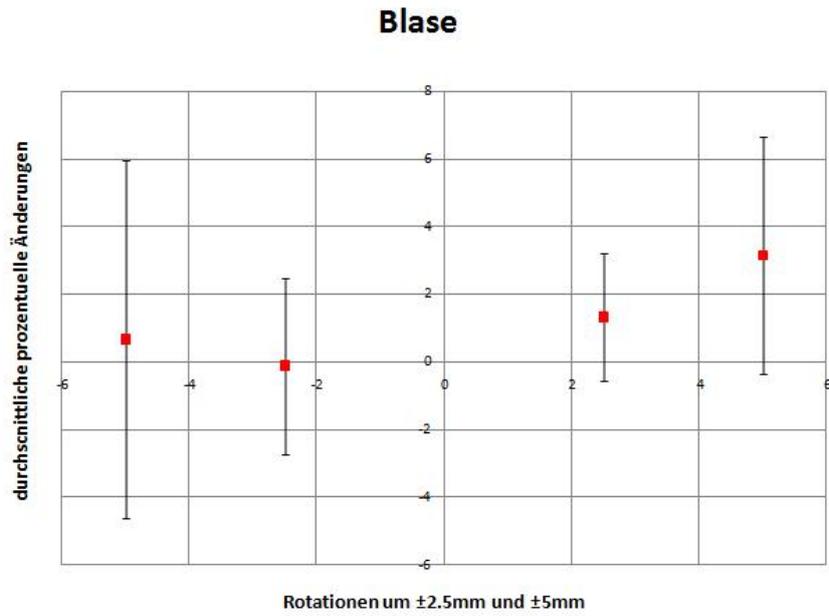


Abbildung 4.3.: Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des D_{2cc} - Wertes der Blase bei Rotationen

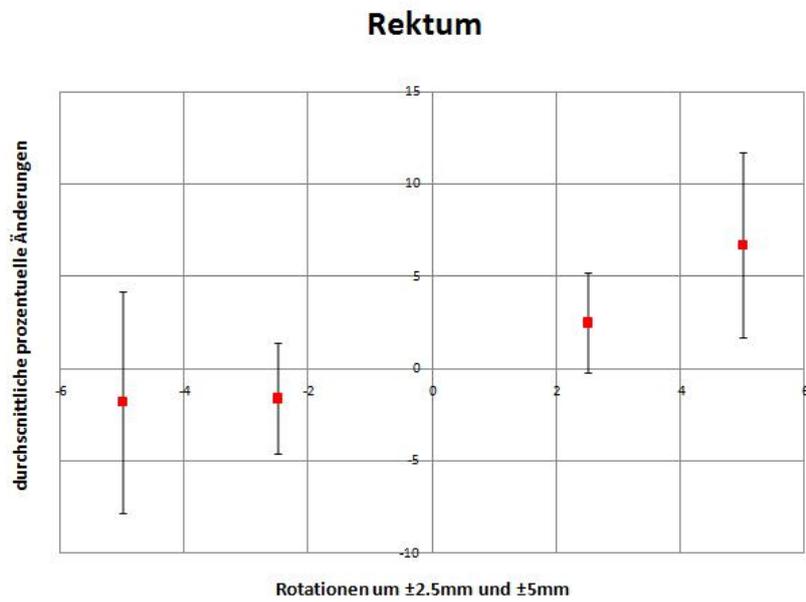


Abbildung 4.4.: Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des D_{2cc} - Wertes des Rektums bei Rotationen

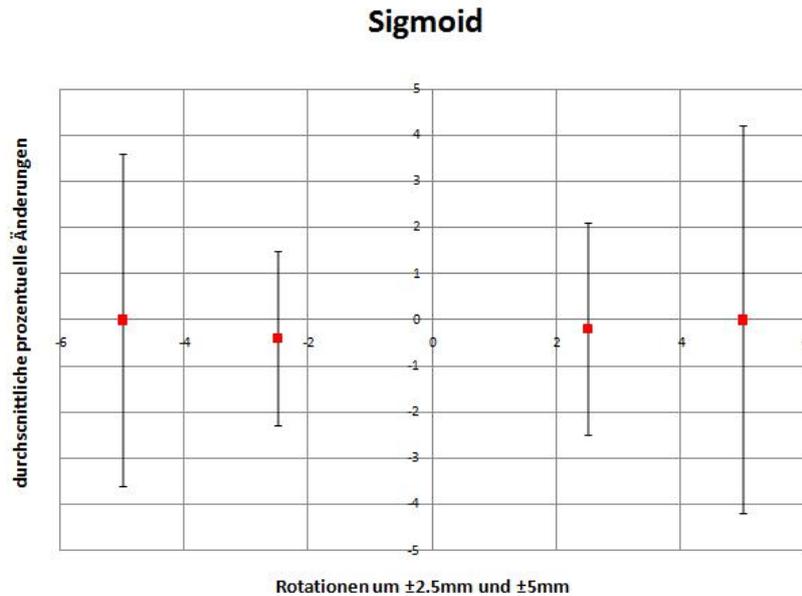


Abbildung 4.5.: Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des D_{2cc} - Wertes des Sigmoids bei Rotationen

Auswirkungen auf die Dosiswerte des Zielvolumens

Eine genaue Lokalisation des Quellenpfades ist nicht nur im Hinblick auf die Einhaltung der Grenzdosen für die Risikoorgane von Bedeutung. Ebenso wurden die Auswirkungen einer Rotation der Quellenpositionen auf die Zielvolumina CTV und GTV untersucht. In Tabelle (4.2) sind die durchschnittlichen Änderungen ($\pm 1\sigma$) des D_{90} - und D_{100} - Wertes für das CTV angegeben. Es zeigt sich, dass die Dosis, welche mindestens 90% des CTV's erfasst, bei Rotationen im Uhrzeigersinn tendenziell abnimmt. In Abbildung (4.6) und (4.7) sind die jeweiligen durchschnittlichen prozentuellen Änderungen samt Schwankungsbreiten graphisch dargestellt. Auch hier ist die Standardabweichung σ relativ groß. Die Ergebnisse für das GTV sind in Tabelle (4.3) zusammengefasst. Es zeigt sich ein ähnlicher Trend wie bei den Dosiswerten des CTV's.

CTV	-5.0mm	-2.5mm	+2.5mm	+5.0mm
<i>D90</i>	[-2.3%; +3.0%]	[-1.2%; +1.9%]	[-1.7%; +0.8%]	[-4.1%; +1.7%]
<i>D100</i>	[-7.1%; +3.1%]	[-3.2%; +1.9%]	[-2.3%; +0.6%]	[-3.1%; -0.3%]

Tabelle 4.2.: Durchschnittliche Änderungen ($\pm 1\sigma$) des *D90*- und *D100* Wertes für das CTV

GTV	-5.0mm	-2.5mm	+2.5mm	+5.0mm
<i>D90</i>	[-2.9%; +3.5%]	[-1.4%; +1.9%]	[-2.1%; +1.3%]	[-4.6%; +2.4%]
<i>D100</i>	[-6.6%; +5.5%]	[-4.1%; +3.9%]	[-4.3%; +2.3%]	[-8.0%; +2.4%]

Tabelle 4.3.: Durchschnittliche Änderungen ($\pm 1\sigma$) des *D90*- und *D100* Wertes für das GTV

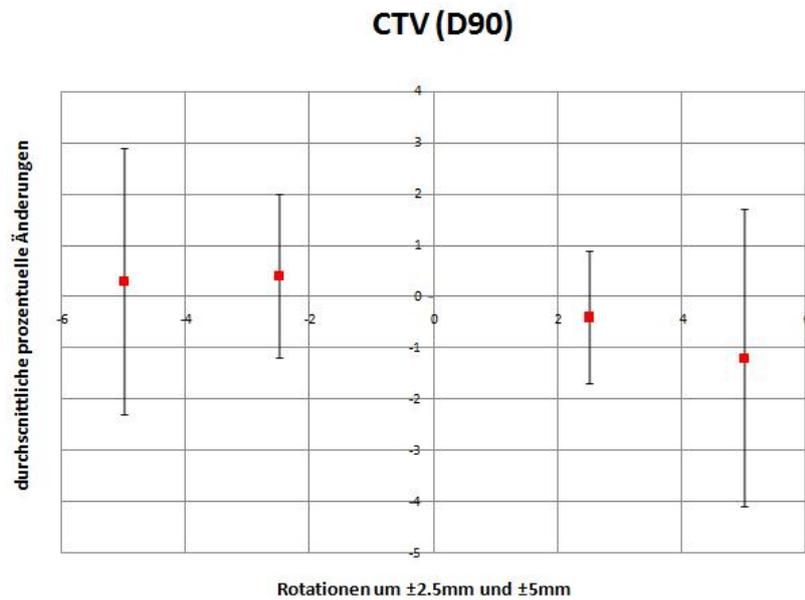


Abbildung 4.6.: Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des *D90*- Wertes des CTV's bei Rotationen

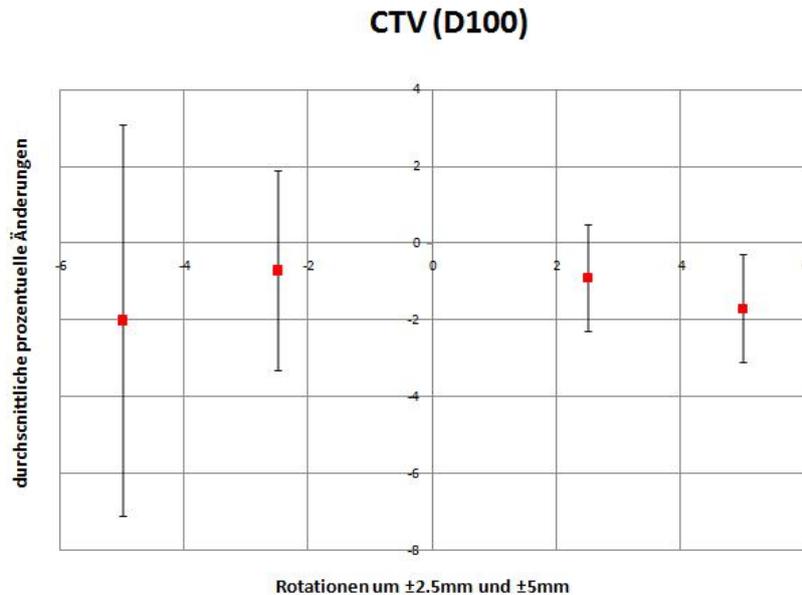


Abbildung 4.7.: Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des D_{100} - Wertes des CTV's bei Rotationen

4.2. Alter und neuer Quellenpfad im Vergleich

Eine Rotation aller Quellenpositionen um ± 2.5 bzw. $\pm 5.0\text{mm}$ kann sowohl zu einer Erhöhung als auch Verminderung der Dosis in den Risikoorganen und dem Zielgebiet führen. Nun stellt sich aber die Frage inwiefern sich die Dosisparameter durch den Übergang vom alten Quellenpfad auf den neuen verändert haben. Hierfür wurden wieder die Planungsstudien derselben zehn Patientinnen herangezogen. Abbildung (4.8) zeigt den alten und den neuen Quellenpfad des $R34$. Auffallend ist der größere Radius sowie eine Rotation des Quellenpfades in Richtung des Uhrzeigersinns. Bei den anderen beiden Ring-Applikatoren verhält es sich ähnlich.

In Tabelle (4.4) und Abbildung (4.9) sind die durchschnittlichen Änderungen ($\pm 1\sigma$) wichtiger Dosisparameter dargestellt. Mit Ausnahme des D_{2cc} -Wertes für die Blase und des D_{100} - Wertes für das CTV und GTV kam es meist zu einer durchschnittlichen Erhöhung der Dosiswerte, insbesondere für den D_{90} - Wert des CTV's.

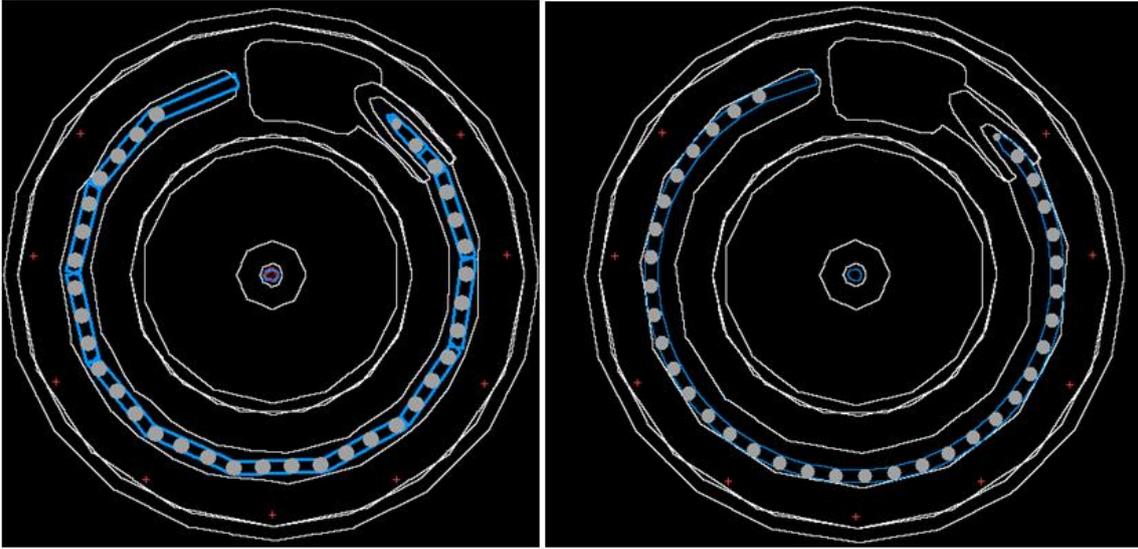


Abbildung 4.8.: $R34$: alter (links) und neuer (rechts) Quellenpfad aus *Oncentra*[®] *GYN*

	durchschnittliche Änderung	Streuintervalle ($\mu \pm 1\sigma$)
CTV D_{90}	+5.5%	[−0.4%; +11.4%]
CTV D_{100}	−0.4%	[−4.0%; +3.2%]
GTV D_{90}	+0.2%	[−2.9%; +3.4%]
GTV D_{100}	−0.4%	[−4.8%; +3.9%]
Blase D_{2cc}	−1.4%	[−5.0%; +2.3%]
Rektum D_{2cc}	+0.4%	[−3.6%; +4.5%]
Sigmoid D_{2cc}	+1.8%	[−1.4%; +5.1%]

Tabelle 4.4.: Änderung der Dosisparameter aufgrund der neuen Quellenpfaddefinition

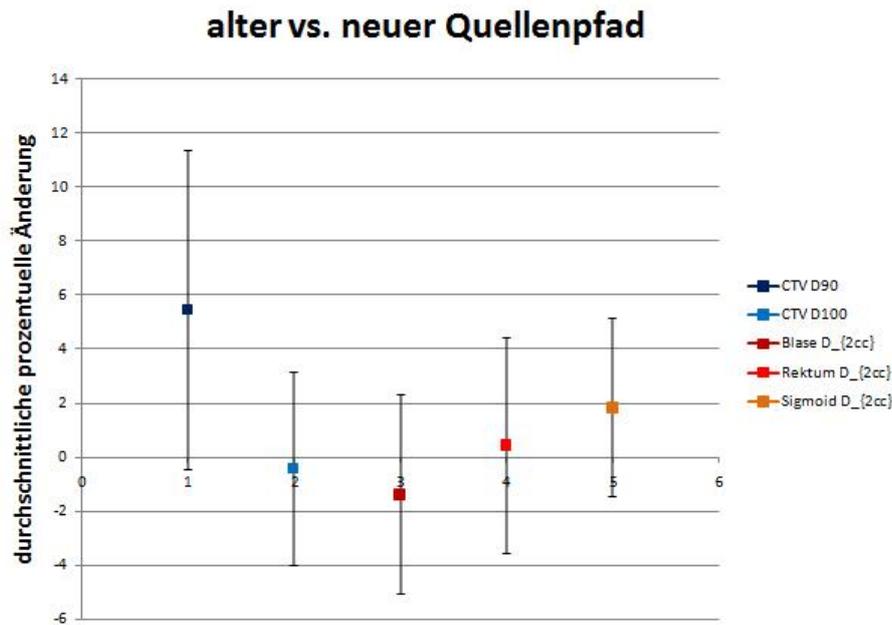


Abbildung 4.9.: Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) der Dosiswerte aufgrund der neuen Quellenpfaddefinition

4.3. Auswirkungen der noch bestehenden Unsicherheiten

Die durchschnittlichen Abweichungen des neu definierten Quellenpfades vom realen Quellenpfad wurden im vorigen Kapitel erläutert. Als Hilfsmittel lieferte die Videoanalyse die genaueren Ergebnisse. Die Abweichungen der Videoanalyse zum neuen Quellenpfad liegen durchschnittlich unter einem Millimeter und betragen maximal 2.0mm. Abbildung (4.10) zeigt, wie gut Videoanalyse und die neu definierten Programmdateien zusammenpassen.

Geht man von der Korrektheit der Videoanalyse aus, so dürfte der Einfluss auf die Dosisverteilung durch die reale Verteilung der Strahler vernachlässigbar gering sein. Die Autoradiographien weisen jedoch größere Abweichungen (Abbildung(3.20)) auf. Angenommen, diese sind nicht auf Messfehler zurückzuführen, dann lässt sich im Bezug auf die klinische Indikationen folgendes sagen: Zumeist werden nur die Quellenpositionen links

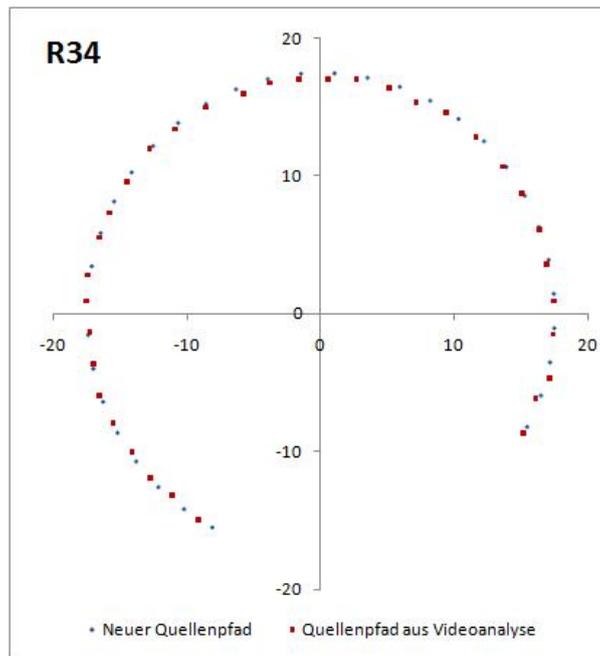


Abbildung 4.10.: *R34*: Darstellung der geänderten Quellenpositionen und jene aus der Videoanalyse

und rechts und nicht dorsal aktiviert. Dort halten sich die Abweichungen zum definierten Quellenpfad jedoch größtenteils in Grenzen und die Beeinflussung der Dosisverteilung kann als gering genug eingestuft werden.

4.4. Schlussfolgerungen

Die Untersuchung retrospektiver Planungsstudien hat gezeigt, dass die Veränderungen der Dosisparameter, welche sich durch eine ungenaue Quellenlokalisierung ergeben können, nicht unerheblich sind. Weist jede Quellenposition eine Unsicherheit von $\pm 5\text{mm}$ entlang der Kreisbahn auf, so liegt die durchschnittliche Änderung aller in dieser Studie betrachteten Dosis- Volumenparameter unter 7%. Die Schwankungsbreiten sind aber so groß, dass teilweise mit noch größeren Veränderungen zu rechnen ist.

Da aber der neue Quellenpfad des *R34*, *R30* und *R26* mit der Videoanalyse sehr gut übereinstimmt und die durchschnittlichen Abweichungen weniger als einen Millimeter betragen, kann eine wesentliche Beeinflussung der Dosisparameter durch diese

Ungenauigkeit ausgeschlossen werden. Darüber hinaus wurde der Quellenpfad dahingehend geändert, dass die Abweichungen klinisch relevanter Quellenpositionen unter dem Durchschnitt liegt.

Die Autoradiographieaufnahmen sind durch größere Messunsicherheiten als genaue Qualitätskontrolle wenig brauchbar. Sie lieferten größere Abweichungen der Strahlerpositionen zu den definierten Orten. Dennoch kann in diesen Fällen auch davon ausgegangen werden, dass aufgrund der klinischen Indikation so gut wie keine Veränderungen der Dosisparameter zu erwarten sind.

Zudem sei angemerkt, dass weitere Fehlerquellen, wie die individuelle Rekonstruktion des Applikators und Konturierung der Volumina zu größeren Abweichungen führen können. Weiters muss berücksichtigt werden, dass es im Zeitraum zwischen der Implantation der Stift- Ring- Applikatoren beziehungsweise der Aufnahme des zu bestrahlenden Gebietes durch MR, CT oder anderen bildgebenden Modalitäten und der eigentlichen Bestrahlung zu Organumlagerungen kommen kann. Darauf wird im nächsten Kapitel näher eingegangen.

5. In- vivo- Dosimetrie

Nach der erfolgreichen Integration des korrigierten Quellenpfades in das Bestrahlungsplanungssystem *Oncontra*[®] *GYN* und dessen Überprüfung wurde mit dem praktischen Einsatz begonnen. Zur punktweisen Überprüfung der Dosis während der therapeutischen Applikation dient die in- vivo- Dosimetrie. In unserem Fall wurde die Messung der Dosen im Rektum und der Blase vorgenommen. Der Vergleich der Messergebnisse mit den geplanten Punktdosen gibt etwa Aufschluss über die richtige Definition des Quellenpfades. Jedoch sind die Messergebnisse mit Unsicherheiten behaftet, welche unter anderem auf das Messgerät selbst zurückzuführen sind. Eine entscheidende Voraussetzung zur richtigen Interpretation der Ergebnisse von in-vivo- Messungen ist die exakte Lokalisation der Detektoren mit Hilfe bildgebender Verfahren [11]. Die Lagebeziehung der Messsonden zu den Quellenpositionen muss ermittelt werden und sollte sich zeitlich nicht ändern.

5.1. Messgeräte

5.1.1. Messsonden

Als Messsonden für die in- vivo- Dosimetrie wurden die Halbleitersonden der Physikalisch-Technischen Werkstätten (PTW- Freiburg GmbH, Germany) verwendet. Für die Messung stehen drei Rektum- (*T9112*) und Blasensonden (*T9113*) zur Verfügung (Sondenpaar A, B und C). Die Abmessungen sind in den Abbildungen (5.1) und (5.2) dargestellt. Weitere technische Daten sind im Anhang A.2 zu finden. Bei der Behandlung werden die Messsonden in die jeweils passenden Gummihüllen, welche sich im Rektum bzw. der Blase befinden, eingeführt.

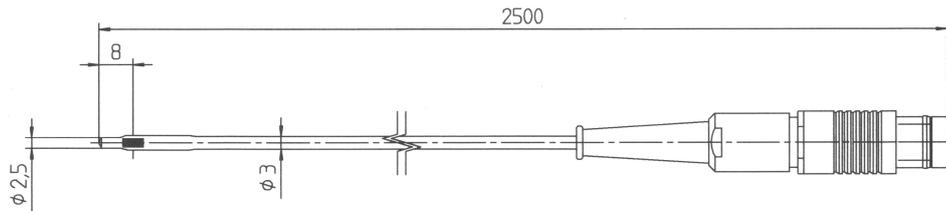


Abbildung 5.1.: Halbleitersonde *T9113* (Blasensonde) (Maße in mm) [16]

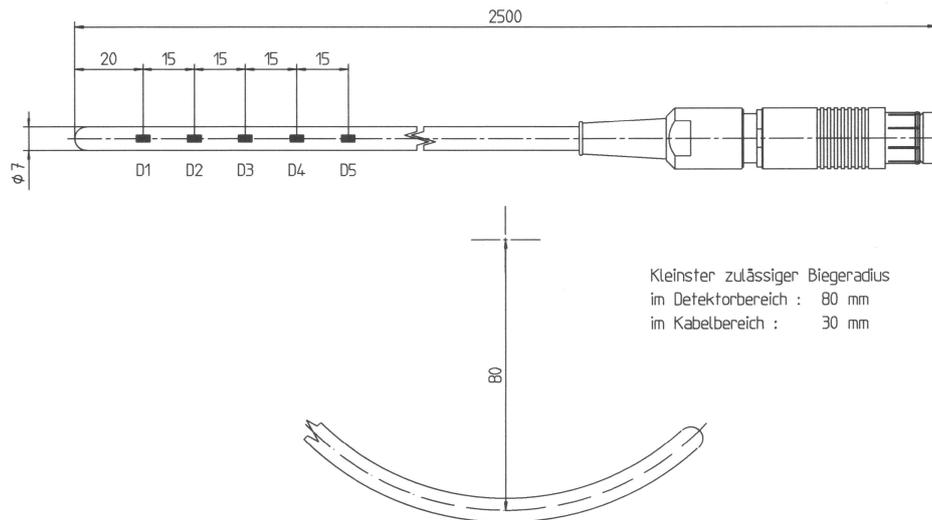


Abbildung 5.2.: Halbleitersonde *T9112* (Rektumsonde) (Maße in mm) [16]

5.1.2. Dosimeter

Für die Patientendosimetrie mit den Halbleitersonden *T9112*, *T9113* wird ein mikroprozessorgesteuertes Vielkanal- Dosimeter *VIVODOS*[®] (PTW- Freiburg GmbH, Germany) benutzt. Die technische Beschreibung befindet sich im Anhang A.1.

5.1.3. Computersoftware

Die Computersoftware *MultiSoft*[®] *Version 1.30* (PTW- Freiburg GmbH, Germany) wird in Verbindung mit dem Dosimeter *VIVODOS*[®] eingesetzt. Es werden die aktuellen Dosiswerte der einzelnen Kanäle und die Gesamtmessdauer am Bildschirm angezeigt. Diese Software verfügt weiters über die Möglichkeit Dosiswellen anzugeben. Werden Grenz-

werte überschritten, wird der Anwender durch ein akustisches Signal gewarnt. Momentan wurde diese Schwelle bei in- vivo- Messungen im Rektum und in der Blase auf $5Gy$ gesetzt. Kann verifiziert werden, dass die Dosiswerte im Bestrahlungsplan mit den Messergebnissen innerhalb gewisser Fehlergrenzen übereinstimmen, so können bessere Dosisgrenzwerte bei jeder Bestrahlung angegeben werden.

5.2. Messunsicherheiten

Die Überprüfung geplanter Punktdosen kann nur unter Berücksichtigung gewisser Fehlergrenzen erfolgen. Eine große Anzahl von Parametern spielt dabei eine Rolle:

- Messunsicherheiten der Halbleiterdetektoren
- Unsicherheiten bei der Berechnung der Dosis im Bestrahlungsplanungssystem *Oncontra*[®] *GYN*
- Eingeschränkte Rekonstruktionsgenauigkeit der Sondenpositionen relativ zu den Strahlerpositionen

5.2.1. Messunsicherheiten der Dosismessgeräte

Die wasserdichten Detektoren wurden vor ihrer Anwendung in der Patientendosimetrie erfolgreich auf ihre korrekte Funktion überprüft. Die Detektoren entsprechen somit den in der Gebrauchsanweisung angeführten technischen Daten (Tabelle A.2 im Anhang). Weiters müssen die Halbleitersonden regelmäßig kalibriert werden. Hierfür steht ein eigens konzipiertes *AL- Kalibrierphantom (Typ 9193)* (PTW- Freiburg GmbH, Germany) zur Verfügung. Als Referenzmessgerät wird eine Ionisationskammer verwendet. Die nominelle Lebenserwartung unter Annahme normaler Verwendung beträgt laut Hersteller 10 Jahre [16].

Mindestens jedes Monat werden die drei Messsätze neu kalibriert. Die prozentuellen Änderungen ($\pm 1\sigma$) des Kalibrierfaktors wurden untersucht und sind für den SONDENSATZ A in Abbildungen (5.3) graphisch dargestellt. Dabei gibt es große Unterschiede zwischen

den einzelnen Halbleitersonden. Die graphischen Darstellungen für den Sondensatz B und C befinden sich im Anhang (Abbildung (A.1) und (A.2)).

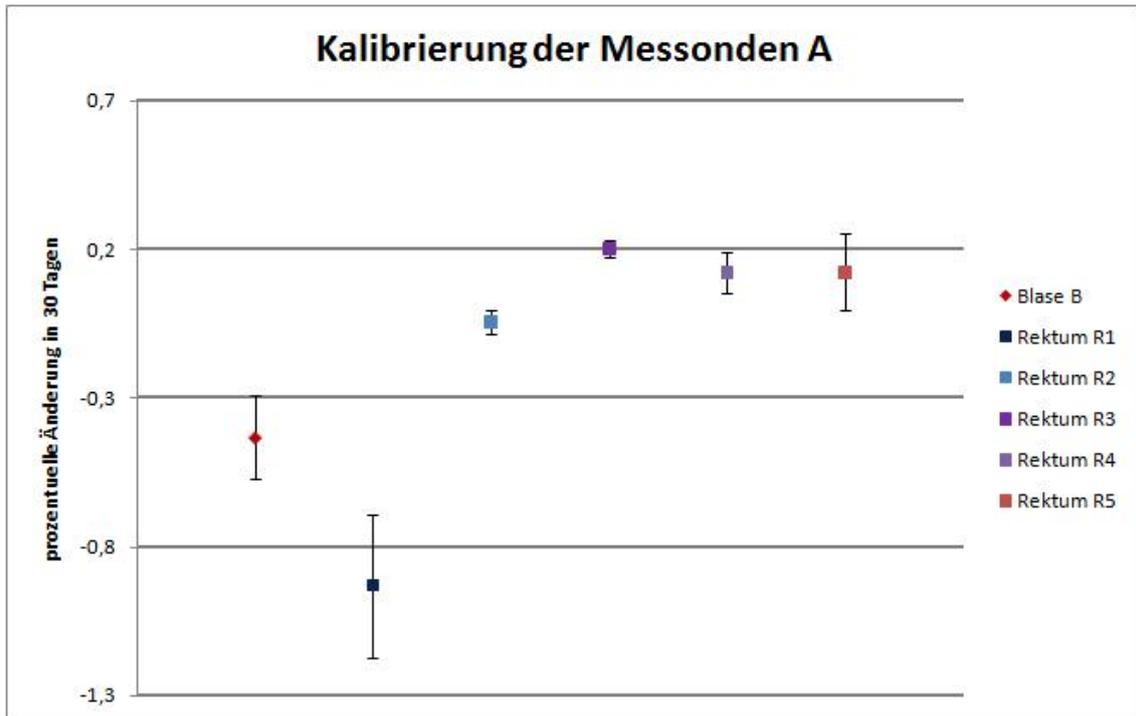


Abbildung 5.3.: Durchschnittliche prozentuale Änderung ($\pm 1\sigma$) des Kalibrierfaktors innerhalb 30 Tage für den Sondensatz A

Geht man nun davon aus, dass die Sonden alle 30 Tage neu kalibriert werden, dann können die in- vivo- Messergebnisse des Sondensatzes A, B und C im ungünstigsten Fall mit einer 1.2%, 1.4% und 1.2%- igen Genauigkeit ($n = 6$) angegeben werden. Die durchschnittliche Genauigkeit der Messwerte jedes Sondensatzes liegt unter einem Prozent. Da die Kalibrierung mit dem Dosimeter *VIVIDOS*[®] und der Software *MultiSoft*[®] durchgeführt wurde, fließen dabei auch Messunsicherheiten dieser in die Berechnung mit ein. Geht man von einer durchschnittlichen Unsicherheit bei der Dosisanzeige von einem Prozent aus, so kann bei den hier betrachteten Messergebnissen ($< 5\text{Gy}$) die Dosis in Gy auf 2 Stellen nach dem Komma angegeben werden (signifikante Stellen).

Weiters sei darauf hingewiesen, dass ein möglicher systematischer Fehler gegeben durch die Temperaturabhängigkeit der Sonden in der weiteren Auswertung nicht be-

rücksichtigt wurde. Laut Hersteller kommt es zu einer Schwankung um weniger als 1% der Kalibrierfaktoren pro Grad Celsius [16]. Da die Kalibrierung bei Raumtemperatur stattfindet, könnte diese Unsicherheit bei Dosismessungen im menschlichen Körper aufgrund höherer Temperaturen zu systematischen Fehlern führen. Laut [17] nehmen die Messwerte der Halbleiterdetektoren pro Grad Celsius im Bereich von 5° bis 40° durchschnittlich um 0.5% zu.

5.2.2. Unsicherheiten des Planungssystems

Auch die Dosisangaben des Bestrahlungsplanungssystems *Oncentra*[®] *GYN* sind mit Unsicherheiten behaftet. So ist beispielsweise die Genauigkeit des Dosisberechnungsalgorithmus TG 43 beschränkt. Laut der Publikation [18] sollte eine numerische Genauigkeit von $\pm 2\%$ bei rechnergestützten Dosisberechnungen erreicht werden. In Bereichen hoher Dosisgradienten, d.h. in Quellennähe, müssen die akzeptablen Fehlerbereiche vergrößert werden [8]. In unserem speziellen Fall kann diese Unsicherheit wie folgt abgeschätzt werden: Der mittels Monte Carlo Simulation berechnete Wert für die „dose rate constant“ Λ beträgt für die verwendete 192- Ir Quelle ($1.108 \pm 0.13\%$) $\text{cGy}/(\text{hU})$ [7]. Die Genauigkeit der „air kerma strength“ S_k liegt bei etwa $\pm 2\%$. Wird die radiale Dosisfunktion $g(r)$ durch ein Polynom approximiert, so sollten die berechneten Daten innerhalb von $\pm 2\%$ mit den tabellierten übereinstimmen [8]. Für die verbleibenden Faktoren im Berechnungsalgorithmus sind keine Fehler bzw. Unsicherheiten bekannt. Tabellierte Werte unterschiedlicher Autoren weisen auf keine großen Differenzen hin. Nimmt man eine Gesamtunsicherheit der verbleibenden Parameter von $\pm 2\%$ an, so würde sich in diesem speziellen Fall eine Unsicherheit der Dosisberechnung von $\pm 3\%$ ergeben.

Die bildgestützte Therapieplanung erfolgte mittels T2 gewichteten MRI. Ein grundsätzliches Problem dieser Aufnahmen stellen Abbildungsfehler dar. Bewegungsartefakte, Inhomogenitätsartefakte durch Fehlerhaftigkeit der Geräte sowie Suszeptibilitätseffekte innerhalb der Körpers können zu Intensitätsänderungen und Bildverzerrungen führen. Weiters können digitale Bildartefakte von Rekonstruktionen des Bildes mit Hilfe der Fouriertransformation verschiedene Bildfehler hervorrufen. Unsicherheitsangaben hier-

für konnten in der Literatur nicht gefunden werden. Es wird jedoch angenommen, dass diese auf Bestrahlungsplanungen im Bereich des Feldzentrums kaum Einfluss haben [19].

Die Planungsoptimierung erfolgt im Hinblick auf DVH- Parameter des Zielgebietes und der Risikoorgane. Dabei werden die einzelnen Strukturen im Programm konturiert. Dieser Prozess führt zu individuellen Unterschieden und folglich unterschiedlichen DVH-Parametern bei gleichen Bestrahlungsplänen.

Zufällige sowie systematische Unsicherheiten der Applikatorrekonstruktion für den *R30* wurden in [20] behandelt. Ap- Verschiebungen des Applikators haben den größten Einfluss auf DVH- Parameter des Rektums und der Blase. Systematische Fehler von wenigen Millimetern können zu signifikanten Abweichungen führen. Die Vermeidung systematischer Fehler führt dazu, dass zufällige Unsicherheiten der Applikatorrekonstruktion bei 90% der Patienten zu einem Anstieg von 2% bis 9% des D_{2cc} - Wertes führen. Dabei wurden für zufällige Unsicherheiten Verschiebungen von 0.5mm lateral, ant.- post. und 1.25mm longitudinal, sowie Rotationen um 7° betrachtet. Die Rotationen des Applikators entsprechen in diesem Fall einer mittleren Genauigkeit der Quellenpositionen von etwa 2mm.

All diese Unsicherheiten betreffend der rechnergestützten Bestrahlungsplanung führen dazu, dass die Punktdosisangaben im Bestrahlungsplanungssystem mit noch nicht genau quantifizierbaren Unsicherheiten behaftet sind. Angenommen die Unsicherheit der Punktdosisberechnung in *Oncentra*[®] *GYN* setzen sich aus dem Dosisberechnungsalgorithmus ($\pm 3\%$) und den zufälligen Unsicherheiten der Applikatorrekonstruktion ($\pm 4\%$) zusammen, dann beträgt die Gesamtunsicherheit $\pm 5\%$. Für die Messung der Punktdosiswerte im Rektum (meist kleiner als 5Gy) bedeutet dies eine maximale Standardabweichung von $\pm 0.25\text{Gy}$ zu den geplanten Dosiswerten.

5.2.3. Rekonstruktion der Sondenpositionen

Der bei weitem größte Fehler ist auf die mangelnde Rekonstruierbarkeit der Sondenpositionen zurückzuführen. Die Messung von Punktdosen im Rektum und der Blase während der Bestrahlung ist nur nach vorheriger sorgfältiger Rekonstruktion aller Quellen-,

Applikator- und Sondenpositionen sinnvoll. Die genaue Lokalisation der Quellenpositionen wurde im ersten Teil dieser Arbeit detailliert behandelt. isation der Quellenpositionen wurde im ersten Teil dieser Arbeit detailliert behandelt.

Aufgrund von Organumlagerungen als auch Verschiebungen der Gummihülle im Rektum, sowie der Sonde in der Gummihülle ergeben sich bei der Rekonstruktion der Sondenposition erhebliche Probleme. Einfache klinische Röntgenbilder zur Lokalisierung der Sondenpositionen sind nicht ausreichend [11]. Im Besonderen sind folgende Hindernisse aufgetreten:

- Es gibt Probleme bei der Einführung der Blasensonde in die dafür vorgesehene Gummihülle. Weist die Gummihülle im Blasenkanal der Patientin einen Knick auf, so kann die Sonde nicht mehr bis zum Anschlag eingeführt werden. Eine sinnvolle Messung ist dann in den meisten Fällen nicht mehr möglich.
- Nach der Implantation des jeweiligen Applikators, der Rektum- und Blasensonde werden zwei Röntgenaufnahmen (a.p. und lateral) und nach Entfernung der Halbleitersonden MR- Aufnahmen für die Bestrahlungsplanung erstellt. Die genaue Lokalisierung der Halbleitersonden kann somit nicht direkt über die bei der Planung verwendeten Bilder stattfinden. Es sind lediglich die Abgrenzungen der Gummihüllen sichtbar.
- Zur Bestrahlung werden die Sonden wieder eingeführt. Dabei kann leider nicht davon ausgegangen werden, dass sich die einzelnen Dioden wieder an denselben Plätzen wie bei der Röntgenaufnahme befinden. Eine zeitliche Konstanz ist nicht unbedingt gegeben. Zwischen dem operativen Eingriff und der tatsächlichen Bestrahlung vergehen meist mehrere Stunden. Nicht nur die Sondenpositionen relativ zum Rektum bzw. der Blase sondern auch die Lage der Risikoorgane kann sich in diesem Zeitraum ändern.

Diese auftretenden Probleme erschweren die genaue Überprüfung der Punktdosen in den Risikoorganen. Werden Röntgenbilder kurz vor der Bestrahlung und bei bereits eingeführten Halbleitersonden aquiriert, so wird die Genauigkeit der Diodenlokalisierung

erheblich erhöht. Veränderungen der Hüllen- sowie Sondenpositionen zu den Planungsbildern können dadurch sichtbar aufgenommen werden. Aus organisatorischen und auch klinischen Gründen können die Röntgenaufnahmen meist nicht direkt vor der Bestrahlung gemacht werden.

Auch das Problem der Punktdosismessung in der Blase konnte bisher nicht befriedigend gelöst werden. Die Röntgenbilder geben aber sofort Aufschluss darüber, ob die Sonden in der zugehörigen Hülle richtig positioniert werden konnten. Im Anhang befindet sich eine Musterröntgenaufnahme mit eingezeichneten Rektum- und Blasenmesspunkten (Abbildung (5.4)). Aufgrund der zusätzlich auftretenden Schwierigkeit der Dosismessungen in der Blase konzentriert sich diese Arbeit vorwiegend auf Messungen im Rektum.

Um eine Änderung der Position der Rektumsonden relativ zur Hülle ermitteln zu können, wurden im Abstand von 32cm von der Spitze der Sonden weiße Lackmarkierungen angebracht. Der Abstand zwischen dieser Markierung und dem Ende der Gummihülle wird zukünftig vor jeder Röntgenaufnahme sowie jeder Bestrahlung gemessen. Ändert sich diese Distanz nicht, so kann davon ausgegangen werden, dass sich die Position der Halbleitersonde relativ zur Hülle gleichgeblieben ist. Gibt es Änderungen, so können die Sondenpositionen relativ zur Hülle noch immer bestimmt werden, da die Abstandsänderung protokolliert wird. Dennoch sollte eine gleiche relative Position angestrebt werden.

Wird die Rektumsonde bis zum Anschlag in die Gummihülle eingeführt, so befindet sich die erste Halbleiterdiode etwa 25mm von der Spitze der Hülle entfernt. Die fünf Dioden haben zueinander einen Abstand von 15mm (Abbildung (5.5)). Zudem sei an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass die Halbleiterdetektoren eine endliche Ausdehnung aufweisen. Es wird davon ausgegangen, dass die Dosis im Schwerpunkt gemessen wird.

Werden die MR- Aufnahmen lange vor der eigentlichen Bestrahlung gemacht, so kann sich in der Zwischenzeit sowohl die Gummihülle im Rektum bzw. der Blase als auch das Organ selbst bewegt haben. Eine Lösung dieses Problems steht noch aus.

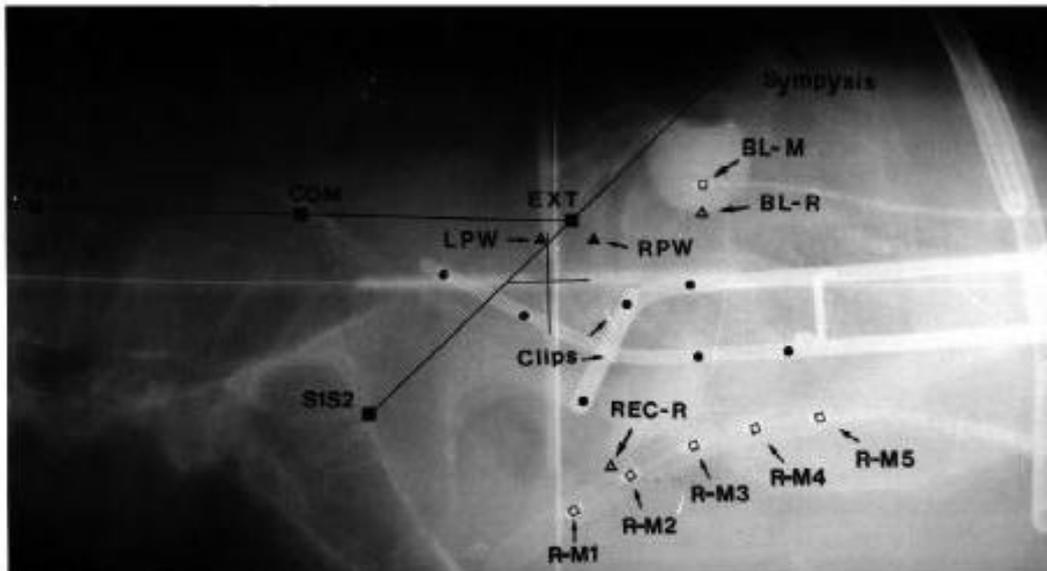
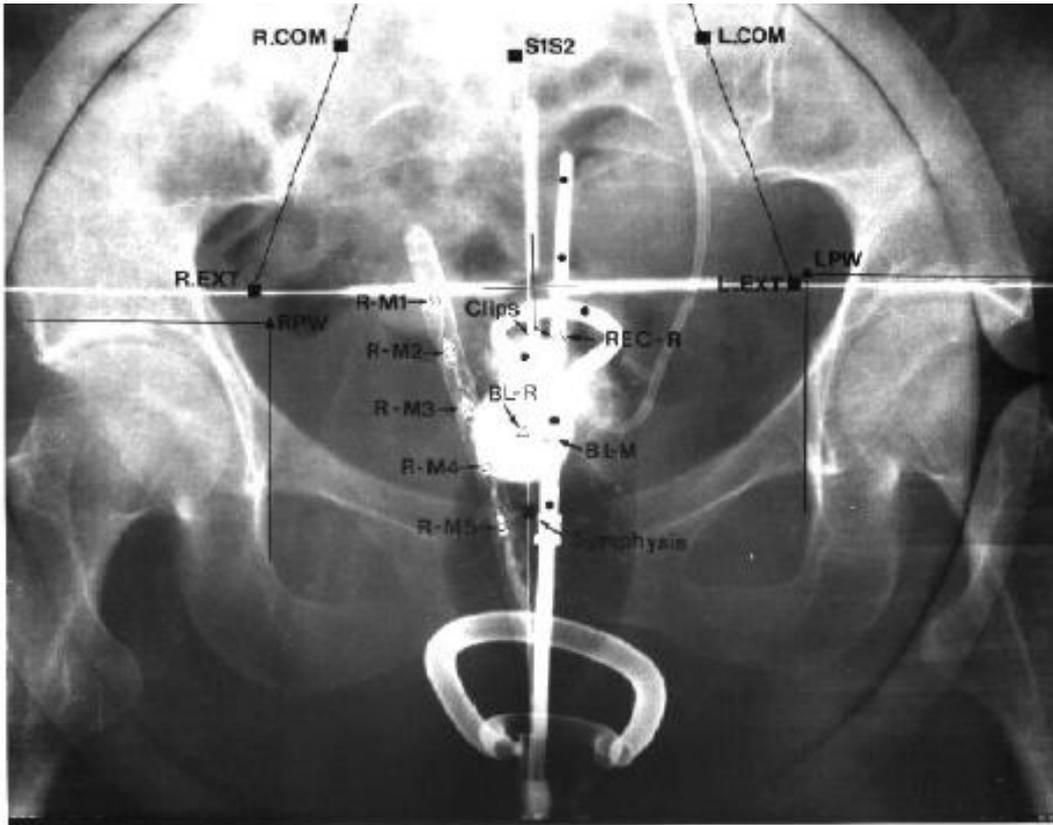


Abbildung 5.4.: Beispiel zweier Röntgenaufnahmen bei der intrakavitären Behandlung eines Zervix- Karzinoms mit Hilfe einer Stift- Ring- Kombination; wichtige Markierungen: R- M1 bis R- M5: Rektummesspunkte mit Detektoren 1-5, BL- M: Blasendetektor in Ballonmitte [11]

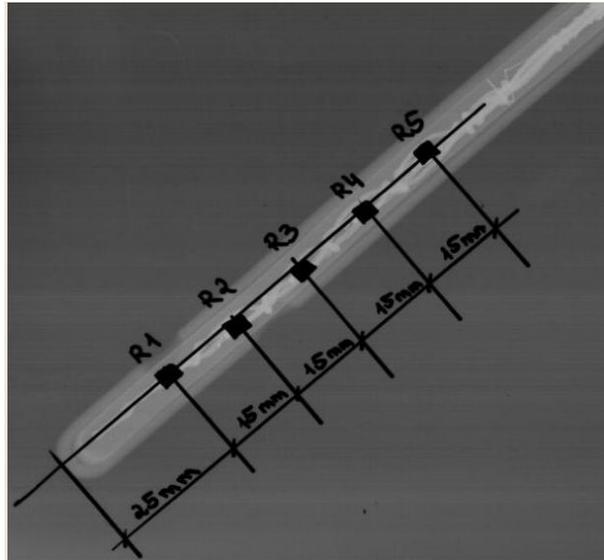


Abbildung 5.5.: Abmessungen der Rektumsonde C in der zugehöriger Hülle

5.3. Auswertung der in- vivo- Messergebnisse

Da es unter Anderem auch darum geht, die Güte des neuen Quellenpfades zu bestimmen, wurden zu Beginn nur Patientenbestrahlungen betrachtet, die bereits mit dem neuen System geplant wurden. Bei Patientin A, B und C wurde der *R30* verwendet.

Die HDR- Bestrahlung des Zervixkarzinoms läuft in der Brachytherapieabteilung des AKH Wiens meist nach folgendem Schema ab:

Die Patientinnen erhalten insgesamt vier Teilbestrahlungen. Nach der ersten Applikation werden Röntgen- und MR- Bilder erstellt und die Bestrahlungsplanung für die erste Fraktion ausgeführt. Die zweite Fraktion erhält die Patientin am darauffolgenden Tag. Es wird der Plan vom Vortag übernommen. Zusätzlich werden noch MR- oder CT- sowie Röntgenaufnahmen angefertigt. Die zweite Applikation beginnt ungefähr eine Woche später und verläuft in gleicher Weise als die erste.

Aufgrund von Organumlagerungen ist zu erwarten, dass die in- vivo- Messergebnisse bei der ersten und dritten Fraktion genauer mit den Planungsdaten als bei den anderen beiden Fraktionen übereinstimmen.

5.3.1. Dosisberechnungen in *Oncentra*[®] GYN

Patientin A

Die erste Planung am neuem System wurde am 24.02.2009 für Patientin A durchgeführt. Es handelte sich hierbei bereits um die zweite Applikation. Die Messung der Punktdosen im Rektum und der Blase erfolgte bei der dritten als auch bei der vierten Bestrahlung mit dem Sondensatz A. Die Messwerte für das Rektum schwanken unter der Annahme einer Messunsicherheit von 1.5% um weniger als 0.04Gy. Der D_{2cc} - Wert für die Blase und das Rektum wurde für beide Bestrahlungen ermittelt und ist zusammen mit den in- vivo- Messergebnissen in der Tabelle (5.1) angeführt. Der Bestrahlungsplan der dritten Fraktion wurde auf die vierte Bestrahlung ohne Änderung übertragen. Da MR- Aufnahmen vor der vierten Bestrahlung gemacht wurden, konnten die Volumina neu konturiert werden und Änderungen der Dosis- Volumen- Parameter aufgrund von Organbewegungen bestimmt werden.

Parameter	Dosis [Gy]	Paramter	Dosis [Gy]
3. Fraktion		4. Fraktion	
D_{2cc} Blase	5.27	D_{2cc} Blase	4.67
in- vivo: B	1.15	in- vivo: B	1.02
D_{2cc} Rektum	3.34	D_{2cc} Rektum	3.90
in- vivo: R1	1.03	in- vivo: R1	0.93
in- vivo: R2	1.43	in- vivo: R2	1.33
in- vivo: R3	1.97	in- vivo: R3	1.89
in- vivo: R4	2.59	in- vivo: R4	2.33
in- vivo: R5	2.59	in- vivo: R5	2.07

Tabelle 5.1.: Patientin A, 2. Applikation: in- vivo- Messwerte und DVH- Parameter für Blase und Rektum

Um einen groben Eindruck zu erhalten, inwiefern die Messergebnisse mit den Werten aus dem Planungssystem übereinstimmen, wurden Isodosen im Planungssystem einge-

zeichnet und die jeweiligen Risikoorgane betrachtet. Abbildung (5.6) zeigt ein koronales Schnittbild der Blase und dem Blasenkatheeter. Es sind drei Isodosen eingezeichnet. Der Messwert bei der ersten Bestrahlung betrug 1.15Gy, bei der zweiten etwas weniger. Es ist zu erkennen, dass die Isodosen im Bereich des Messwertes weit vom Blasenkatheeter entfernt liegen. Wahrscheinlich konnte die Sonde im Blasenkatheeter nicht gut positioniert werden. Das Röntgenbild bestätigte diese Vermutung.

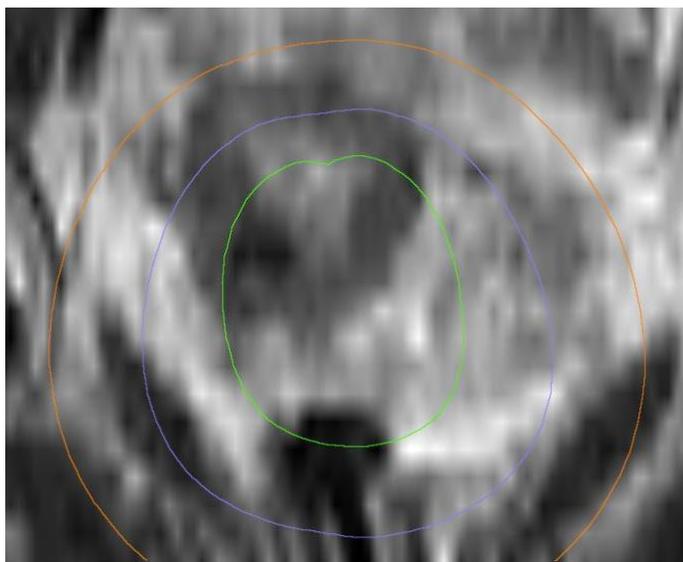


Abbildung 5.6.: Patientin A, 3. Fraktion: koronales Schnittbild der Blase samt Isodosen (grün: 3.50Gy; orange: 1.15Gy; lila: 2.00Gy)

Abbildung (5.7) zeigt ein ähnliches Bild für das Rektum. Die einzelnen Abstände zu den in- vivo- Messwertisodosen der dritten Fraktion stimmen in etwa mit den Abständen der Rektumsonden zueinander überein. Die Messwerte der Punktdosen im Rektum haben sich bei der zweiten Bestrahlung geändert. Verantwortlich hierfür könnten entweder Organbewegungen oder eine Verlagerung der Hülle bzw. der Sonden gewesen sein.

Desweiteren wurden ausgehend von der Spitze der Gummihülle im Rektum Punktdosiswerte notiert. Dabei wurde zum Einen der Wert im Zentrum der Hülle und zum Anderen die minimale und maximale Dosis innerhalb der Hülle D_{min_H} und D_{max_H} notiert und in Abhängigkeit des Abstandes von der Spitze in einem Diagramm eingetragen. Der Unterschied zwischen maximaler und minimaler Dosis im gleichen Abstand zur Spitze ist

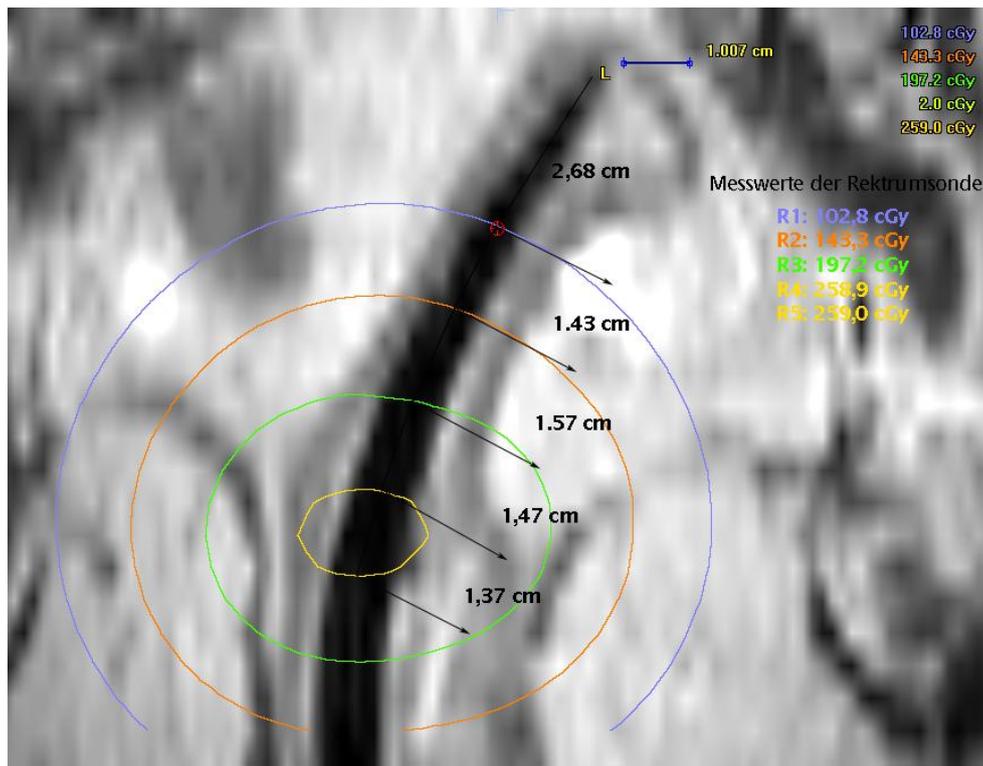


Abbildung 5.7.: Patientin A, 3. Fraktion: koronales Bild des Rektums samt Isodosen

im Bereich steiler Dosisgradienten am größten und bei kleinen Dosen sehr viel geringer.

Angenommen die Position der Hülle hat sich nach der MR- Aufnahme nicht mehr geändert und die Sonde konnte bis zum Anschlag eingeführt werden, dann liegen die gemessenen in- vivo- Dosiswerte im Bereich zwischen D_{min_H} und D_{max_H} . In Abbildung (5.8) sind alle ermittelten Dosiswerte samt Fehlerbalken dargestellt. Man erkennt, dass die Werte aus der in- vivo- Dosimetrie mit den geplanten Punktdosiswerten besser übereinstimmen würden, wenn die erste Sonde um mehr als 25mm von der Hüllenspitze entfernt gelegen wäre bzw. sich die Hülle dementsprechend verlagert hätte. Außerdem ist anzunehmen, dass sich die einzelnen Halbleiterdioden nicht unmittelbar im Zentrum der Hülle befinden.

Ein sehr ähnliches Diagramm (Abbildung (A.3)) ergab sich auch bei der vierten Bestrahlung. Leider wurde die Hüllenspitze bei den zugehörigen MR- Bildern nicht mehr erfasst. Wiederum passen die Messergebnisse mit den Punktdosen aus dem Bestrahlungsprogramm gut zusammen.

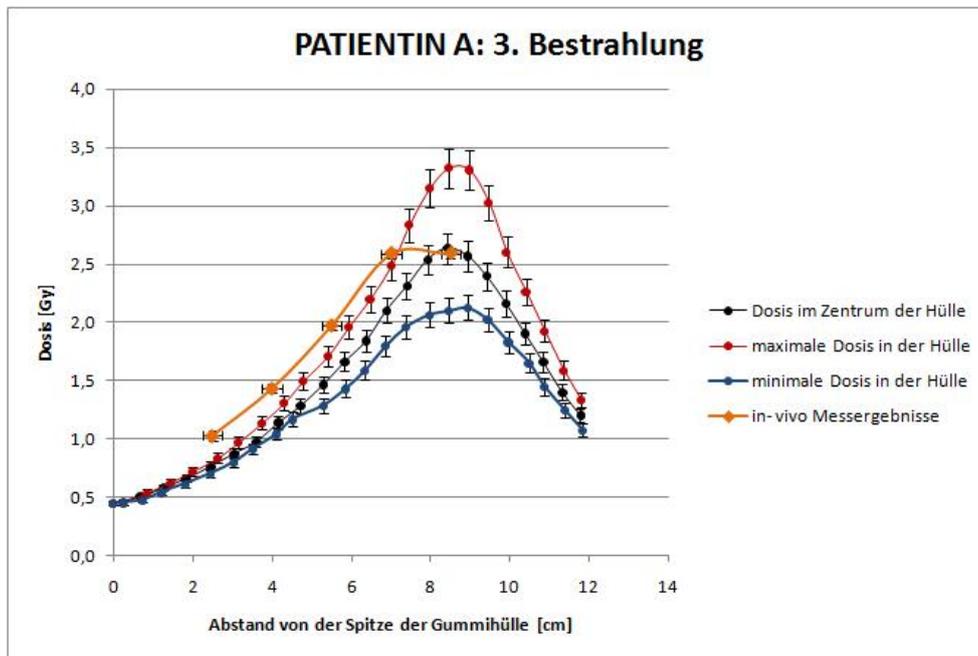


Abbildung 5.8.: Patientin A, 3. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus *Oncentra*[®] GYN und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (vertikale Fehlerindikatoren: endliche Diodenausdehnung; horizontale Fehlerindikatoren: Kalibrierung)

Patientin B

Im Unterschied zu den anderen hier betrachteten Patientenstudien wurden bei der Behandlung von Patientin B zusätzlich vier stumpfe Titannadeln verwendet. Die in- vivo Messungen wurden mit dem Sondensatz B durchgeführt. Geht man von einem maximalen Messfehler auf Grund der Kalibrierung von 1.7% aus, so können alle Messwerte maximal um 0.06Gy schwanken. Zur genaueren Auswertung konnten die Messergebnisse der ersten Bestrahlung auf Grund unsinniger Werte¹ (< 0.30Gy) nicht verwendet werden. In Tabelle (A.3) im Anhang sind die wichtigsten Werte zusammengefasst. Vor jeder Bestrahlung wurden MR- oder CT- sowie Röntgenaufnahmen erstellt. Geplant wurde jedoch nur vor der ersten und dritten Bestrahlung².

¹Die Rektumsonde wurde nicht weit genug in die Gummihülle eingeführt.

²Es wurde keine Planübertragung auf die Bilder der 4. Fraktion durchgeführt.

Unter denselben Annahmen und derselben Vorgehensweise wie bei Patientin A wurden wiederum Dosisgraphen in Abhängigkeit der Entfernung von der Hüllenspitze für das Rektum erstellt. Dabei war einerseits zu bemerken, dass das Dosismaximum weniger stark ausgeprägt war und andererseits war der maximale in- vivo- Messwert immer größer als die berechneten Dosiswerte aus *Oncentra*[®]*GYN* (Abbildung (5.9)). Dennoch stimmen die Messwerte in- vivo mit denen aus dem Planungssystem innerhalb der Fehlerbalken überein. Alle weiteren Diagramme befinden sich im Anhang.

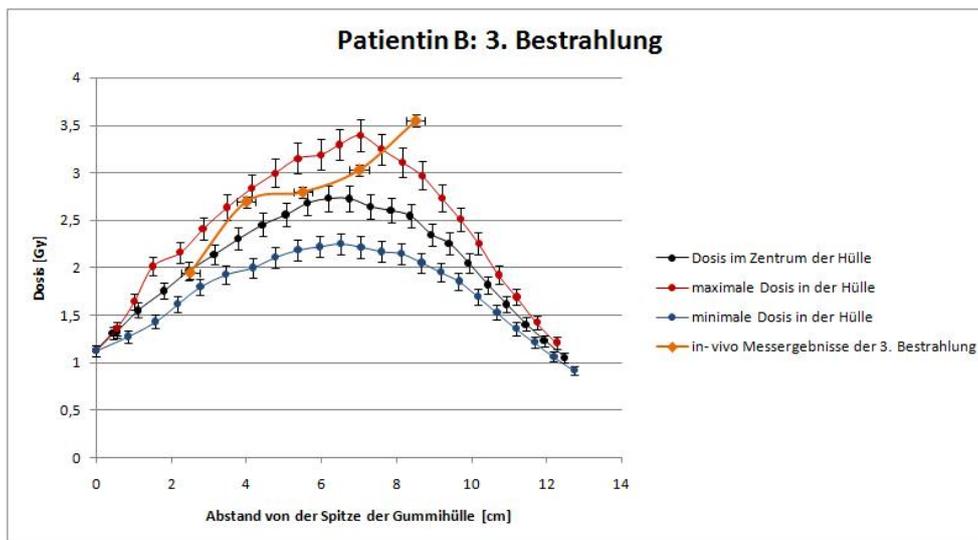


Abbildung 5.9.: Patientin B, 3. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus *Oncentra*[®]*GYN* und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (vertikale Fehlerindikatoren: endliche Diodenausdehnung; horizontale Fehlerindikatoren: Kalibrierung)

Patientin C

Für Patientin C wurden bei den insgesamt nur drei Bestrahlungen jeweils ein neuer Plan erstellt. Bei der ersten Bestrahlung wurde der Sondensatz A, bei der zweiten der Sondensatz B und bei der letzten der Sondensatz C, zum ersten Mal mit der eigens angebrachten Markierung, verwendet. Der Abstand zwischen der Markierung und der Hülle betrug sowohl vor der Röntgenaufnahme als auch vor der Bestrahlung 3cm. Die

Messergebnisse schwanken auf Grund der Kalibrierung um weniger als 0.04, 0.05 und 0.03Gy bei der ersten, zweiten und dritten Bestrahlung. Wichtige Messwerte dieser Applikationen sind in Tabelle (A.4) im Anhang zusammengefasst. Bei den letzten beiden in- vivo- Messungen durchlaufen die Werte ein Maximum. Diese und auch jene aus der ersten Bestrahlung liegen stets unter der vom Programm bestimmten maximalen Dosis (Abbildung (A.7), (A.8) und(A.9) im Anhang).

5.3.2. Dosisberechnungen in *Plato*[®] vs. *Oncentra*[®] *GYN*

Im Folgenden werden die Bestrahlungsplanungen zweier Patientinnen aus dem alten System *Plato*[®] (Nucletron B.V, Veenendaal, The Netherlands) im neuen System *Oncentra*[®] *GYN* untersucht. In diesen speziellen Fällen wird aufgrund der Bildgebung für die alte Anwendung eine höhere Unsicherheit erwartet. Es soll nun untersucht werden, inwiefern die in- vivo- Messergebnisse der Rektumsonde mit beiden Verfahren übereinstimmen. Dazu wurden die Bilder und Konturen der beiden Patientinnen auf *Oncentra*[®] *GYN* übertragen.

Patientin D

Bei Patientin D sind MR- Bilder vor der ersten, zweiten und dritten Bestrahlung vorhanden. Anders als bei den anderen untersuchten Studien wurde bei ihr der *R34* verwendet. Nachdem die Bilder und Konturen ins neue System übertragen waren, musste noch der Applikator rekonstruiert und die jeweiligen Quellenpositionen aktiviert und gewichtet werden. Es zeigten sich sofort Änderungen in den Dosisparametern des Rektums. In weiterer Folge wurden die Konturen des Rektums neu eingezeichnet. Im alten System betrug der D_{2cc} - Wert bei der ersten Applikation für das Rektum 3.6Gy, in *Oncentra*[®] *GYN* ungefähr 4.5Gy. Dieser Wert vergrößerte sich um etwa 0.1Gy durch die neue Konturierung. Bei der zweiten Applikation betrug dieser Wert laut altem Plan 4.4Gy, aber ungefähr 5.0Gy in *Oncentra*[®] *GYN*. Die neue Konturierung ließ diesen Wert auf etwa 4.8Gy sinken.

Für Patientin D liegen in-vivo- Messergebnisse vor. Zu diesem Zeitpunkt waren noch

andere Messsonden mit einem größeren Messfehler in Verwendung³. Die Ergebnisse sind in der Tabelle (A.5) im Anhang zusammengefasst. Leider gibt es bei der dritten Bestrahlung keine sinnvollen Messwerte der Rektumsonde.

Abbildung (5.10) zeigt das Dosisdiagramm, welches aus der Planung mit *Oncentra*[®] *GYN* hervorgegangen ist.

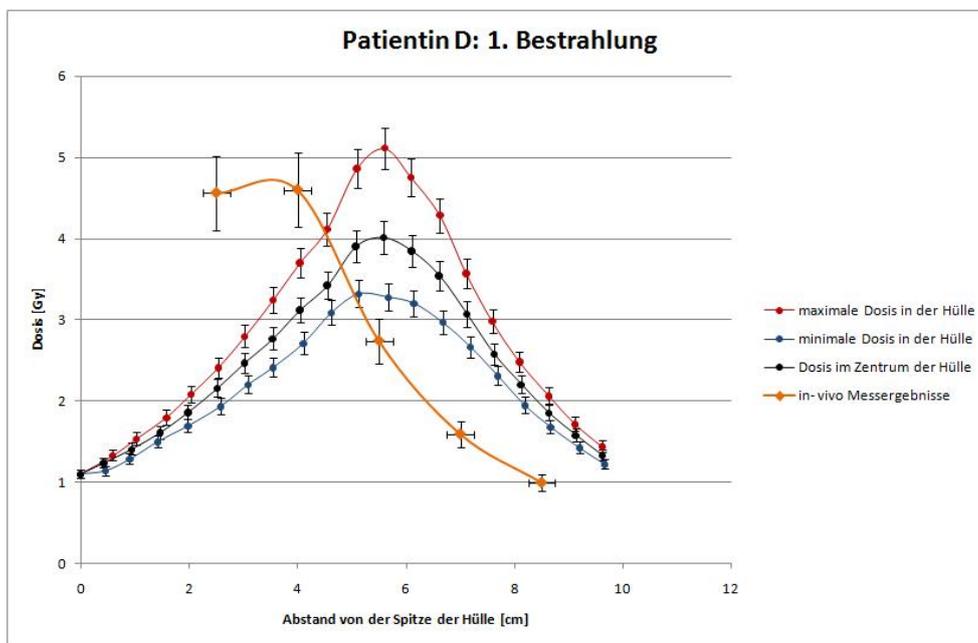


Abbildung 5.10.: Patientin D, 1. Bestrahlung: Vergleich von Dosiswerten aus *Oncentra*[®] *GYN* und der in- vivo Sonden im Rektum

Im Vergleich dazu liegen die Messergebnisse des in-vivo- Dosimeters nicht mehr im Bereich jener aus *Plato*[®] ermittelten Dosen (Abbildung (5.11)). Die in- vivo- Messergebnisse sind größer und hätten in diesem Fall eine Unsicherheit in der alten Planung aufgedeckt. Dies trifft auch für die zweite Applikation zu (Abbildungen (A.10) und (A.11) im Anhang).

Patientin E

Für Patientin E wurden nur jeweils zwei MR- Aufnahmen zur Planung der beiden Applikationen erstellt. Die Punktdosismessung erfolgt mit dem Sondenpaar A bei der ersten

³Messunsicherheit: $\pm 10\%$

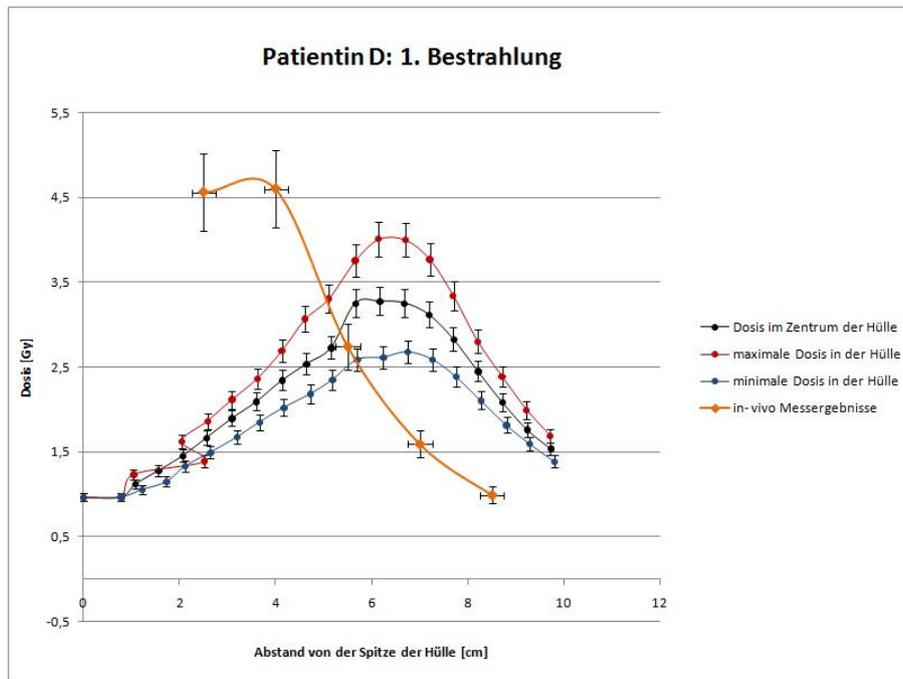


Abbildung 5.11.: Vergleich von Dosiswerten aus *Plato*[®] und der in- vivo Sonden im Rektum bei der ersten Bestrahlung von Patientin D.

und B bei der zweiten Applikation. Die Ergebnisse sind in Tabelle (A.6) im Anhang zusammengefasst. Für die zweite Bestrahlung waren keine Messdaten vorhanden. Die in-vivo- Messergebnisse passen sowohl in die Dosisdiagramme, welche mit *Oncentra*[®] GYN als auch mit *Plato*[®] erstellt wurden. Zwar unterscheiden sich die Dosis- Volumen- Parameter der beiden Systeme, die in- vivo- Messergebnisse weisen auf keine größeren Unsicherheiten bei der Planung hin (Abbildung (A.12), (A.13), (A.14) und (A.15) im Anhang).

5.4. Deutung der in- vivo Messergebnisse

Eine sinnvolle quantitative Auswertung der in- vivo- Messergebnisse ist zur Zeit auf Grund der mangelnden Rekonstruktion der Sondenpositionen noch nicht möglich. Zwar kann die relative Position der Sonden zur Hülle durch die Markierungen bestimmt werden, die Position der Hülle im Rektum jedoch nicht. Desweiteren können Organbewe-

gungen zu weiteren Unsicherheiten unbekanntem Ausmaßes führen. Eine Verifikation des neu definierten Quellenpfades ist somit nicht möglich. Hierfür müssen andere Methoden herangezogen werden.

Jedoch haben die obigen Studien gezeigt, dass eine qualitative Analyse der in- vivo-Messergebnisse durchaus sinnvoll ist. Es wurden nur solche Bewegungen der Hülle betrachtet, die nicht dazu führen, dass die Messsonden außerhalb der Begrenzungslinien dieser positioniert werden. Wie diese Bewegungen zu Stande kommen war bei dieser Untersuchung nicht von Bedeutung. Zum Einen ist nicht zu erwarten, dass die Dioden unmittelbar im Zentrum der Hülle die Dosis messen und zum Anderen werden damit relativ kleine Bewegungen der Hülle beziehungsweise des Rektums in die Analyse miteinbezogen.

Es hat sich gezeigt, dass bei allen untersuchten intrakavitären Bestrahlungen⁴, die bisher mit *Oncentra*[®] *GYN* geplant wurden, der maximale Messwert aus der in- vivo-Dosimetrie $D_{max_{IV}}$ immer kleiner als D_{max_H} war. Dies trifft sogar dann zu, wenn die Bestrahlung erst am nächsten Tag ohne Abänderung der Planung erfolgte (Abbildung (A.10) und (A.14) im Anhang). Um daraus folgern zu dürfen, dass die Organbewegungen innerhalb eines Tages relativ gering sind, müssten jedoch sehr viel mehr Patientenstudien untersucht werden. Dies war im Rahmen der Diplomarbeit jedoch nicht möglich, da die Anzahl der im neuen System geplanten Patientenbehandlungen noch zu klein für eine repräsentative Auswertung war.

Für eine statistische Analyse dürfen streng genommen nur jene Messwerte einer Dosismessung herangezogen werden, deren maximale Dosis nicht an der ersten oder letzten Rektumsonde gemessen wurde. Dabei fallen bis auf sechs Messserien alle anderen weg. Da bei der Planung vor allem auf die Einhaltung gewissen Dosis- Volumen- Grenzwerte geachtet wird, stellt sich die Frage, inwiefern die maximalen in- vivo- Messwerte $D_{max_{IV}}$ mit den D_{2cc} -, D_{1cc} bzw. $D_{0.1cc}$ - Werten und dem maximalen innerhalb der Begrenzungslinien der Sondenhülle ermittelten Punktdosiswert D_{max_H} korrelieren. In Tabelle

⁴Patientin B wurde aufgrund der zusätzlichen interstitiellen Behandlung nicht in die Auswertung miteinbezogen.

(5.2) sind die fünf Datensätze, welche für die statistische Analyse herangezogen wurden, aufgelistet.

Patientin/ Fraktion	D_{2cc} [Gy]	D_{1cc} [Gy]	$D_{0.1cc}$ [Gy]	$D_{max_{IV}}$ [Gy]	D_{max_H} [Gy]
A/ 4.	3.90	4.33	5.40	2.33	3.16
C/ 3.	1.93	2.16	2.72	1.72	1.99
D/ 1.	4.85	5.38	6.57	4.60	5.11
D/ 2.	5.60	6.19	7.60	4.44	4.58
E/ 1.	4.76	5.12	6.10	3.49	4.45
E/ 3.	4.52	4.94	5.84	3.63	4.04

Tabelle 5.2.: Datensätze zur statistischen Auswertung im Hinblick auf Korrelationen von $D_{max_{IV}}$ mit den Dosen aus *Oncentra*[®] GYN am gleichen Tag

Aufgrund der geringen Anzahl der Datensätze war mit einer geringen Signifikanz zu rechnen. Der *Pearson Korrelationskoeffizient*⁵ zwischen dem maximalen in- vivo- Messwert und dem D_{2cc} - Wert lag bei 0.90. Dies deutet auf eine hohe Korrelation hin. Das Signifikanzniveau beträgt 1.5%. Die gesamte Korrelationstabelle aller Variablen ist in Abbildung (5.12) dargestellt. Da bei bereits einem so kleinen Datensatz eine solch hohe Korrelation erzielt wird, kann davon ausgegangen werden, dass dieser ursächliche Zusammenhang der beiden Werte für eine größere Anzahl von Werten beibehalten wird. Zudem wird das Signifikanzniveau sinken. Dennoch sollten zur genaueren Absicherung weitere Studien betrachtet werden.

Desweiteren hat eine ähnliche statistische Analyse ergeben, dass die Dosisparameter aus dem Planungssystem mit den maximalen in- vivo- Messwerten $D_{max_{IV}}$ vom darauffolgenden Tag korrelieren. Die verwendeten Datensätze und Korrelationskoeffizienten können der Tabelle (5.3) und der Abbildung (5.13) entnommen werden.

⁵Die Berechnungen wurden mit *SPSS* durchgeführt. Die Voraussetzungen zur Berechnung des Korrelationskoeffizienten (Normalverteilung der Messwerte) waren gegeben.

Correlations

		D2cc	D1cc	D0.1cc	Dmax_IV	Dmax_H
D2cc	Pearson Correlation	1	,999(**)	,994(**)	,899(*)	,959(**)
	Sig. (2-tailed)		,000	,000	,015	,002
	N	6	6	6	6	6
D1cc	Pearson Correlation	,999(**)	1	,997(**)	,903(*)	,962(**)
	Sig. (2-tailed)	,000		,000	,014	,002
	N	6	6	6	6	6
D0.1cc	Pearson Correlation	,994(**)	,997(**)	1	,895(*)	,960(**)
	Sig. (2-tailed)	,000	,000		,016	,002
	N	6	6	6	6	6
Dmax_IV	Pearson Correlation	,899(*)	,903(*)	,895(*)	1	,972(**)
	Sig. (2-tailed)	,015	,014	,016		,001
	N	6	6	6	6	6
Dmax_H	Pearson Correlation	,959(**)	,962(**)	,960(**)	,972(**)	1
	Sig. (2-tailed)	,002	,002	,002	,001	
	N	6	6	6	6	6

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Abbildung 5.12.: Tabelle der *Pearson Korrelationskoeffizienten* und zugehöriger Signifikanzen im Hinblick auf Korrelationen von $D_{max_{IV}}$ mit den Dosen aus *Oncentra[®]GYN*

5.5. Schlussfolgerungen und Ausblick

Eine Verifikation des neuen Quellenpfades mit Hilfe von in- vivo- Messungen war nicht möglich. Auf Grund der großen Unsicherheiten, vor allem im Hinblick auf die Rekonstruktion der Dioden- relativ zu den Strahlerpositionen, kann ein genauer Vergleich geplanter und gemessener Punktdosiswerte nicht erfolgen.

Dennoch wird die in- vivo- Dosimetrie zur Messung von Rektum- und Blasendosen bei Bestrahlungen gynäkologischer Tumore als sinnvoll und nützlich erachtet, um auf größere Fehler bzw. Unsicherheiten bei der Planung während der therapeutischen Applikation hinzuweisen. Die im Rahmen dieser Arbeit ausgewerteten Patientenprotokolle zeigen, dass bei der Verwendung intrakavitärer *Vienna Ring Applikatoren* die in- vivo- Messergebnisse des Rektums gut mit den geplanten Dosen übereinstimmen. Für eine generelle Aussage ist die Anzahl der betrachteten Patientinnen zu gering. Wünschenswert

Patientin/ ge- plante Fraktion / Bestrahlung	D_{2cc} [Gy]	D_{1cc} [Gy]	$D_{0.1cc}$ [Gy]	$D_{max_{IV}}$ [Gy]	D_{max_H} [Gy]
A/ 3./ 4.	3.34	3.75	4.46	2.33	3.32
D/ 1./ 2.	4.85	5.38	6.57	4.44	5.11
D/ 3./ 4.	4.97	5.62	7.20	4.89	5.16
E/ 3./ 4.	4.52	4.94	5.84	3.57	4.04

Tabelle 5.3.: Datensätze zur statistischen Auswertung im Hinblick auf Korrelationen von $D_{max_{IV}}$ mit den Dosen aus *Oncentra*[®] GYN vom Vortag

wäre die Angabe einer gewissen Toleranzbreite für in- vivo- Messergebnisse bei individuellen Bestrahlungen. Die Auswertung weiterer Patientenstudien könnte diesbezüglich verwertbare Daten liefern.

Für die Bestimmung von Toleranzdosen von Risikoorganen bzw. für die Einschätzung biologischer Wirkungen ist die Kenntnis von Punktdosen innerhalb der Blasen- bzw. Rektumkatheter von geringerem Interesse. Stattdessen ist die Dosis, welche z.B. die Rektum- bzw. Blasenwand erhält, ausschlaggebend. Daher bezieht sich die Güte eines Bestrahlungsplans nach heutigem Kenntnisstand etwa auf die minimale Dosis der meist belasteten 2cm^3 des jeweiligen Risikoorgans. Diese Dosis wird in der Nähe der Rektum- bzw. Blasenwand appliziert und ist somit ein Maß für die Strahlenbelastung des jeweiligen Risikoorgans. Daher richtet sich das Interesse auch danach, ob ein statistischer Zusammenhang zwischen den DVH- Werten der Risikoorgane und den in- vivo- Messergebnissen besteht. Die Vermutung einer Korrelation der D_{2cc} - Werte und der maximalen in- vivo- Messergebnisse konnte bestätigt werden. Aber auch hier gilt, dass die Anzahl der untersuchten Patientenstudien für allgemeine Aussagen zu gering ist.

Zusammenfassend lässt sich folgern, dass Messungen in- vivo eine Qualitätssicherungsmethode darstellen, deren Potential bislang noch nicht vollständig genutzt wurde. Diese Arbeit liefert lediglich einen kleinen Einblick und soll Denkanstöße zur Handhabung von in- vivo- Messung liefern.

Correlations

		D2cc	D1cc	DO.1cc	Dmax_IV	Dmax_H
D2cc	Pearson Correlation	1	,996(**)	,970(*)	,969(*)	,933
	Sig. (2-tailed)		,004	,030	,031	,067
	N	4	4	4	4	4
D1cc	Pearson Correlation	,996(**)	1	,988(*)	,987(*)	,953(*)
	Sig. (2-tailed)	,004		,012	,013	,047
	N	4	4	4	4	4
DO.1cc	Pearson Correlation	,970(*)	,988(*)	1	,998(**)	,965(*)
	Sig. (2-tailed)	,030	,012		,002	,035
	N	4	4	4	4	4
Dmax_IV	Pearson Correlation	,969(*)	,987(*)	,998(**)	1	,981(*)
	Sig. (2-tailed)	,031	,013	,002		,019
	N	4	4	4	4	4
Dmax_H	Pearson Correlation	,933	,953(*)	,965(*)	,981(*)	1
	Sig. (2-tailed)	,067	,047	,035	,019	
	N	4	4	4	4	4

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Abbildung 5.13.: Tabelle der *Pearson Korrelationskoeffizienten* und zugehöriger Signifikanzen im Hinblick auf Korrelationen von $D_{max_{IV}}$ mit den Dosen aus *Oncentra® GYN* vom Vortag

A. Anhang

Geräteart	Patientendosimeter
Hersteller	PTW- Freiburg
Betriebsart	Dauerbetrieb
Anwendung	Patientendosimetrie, Ladungs- und Strommessung
Anlaufzeit	< 15min
Einstellzeit	< 1.5s
Fehler in der Strom- und Ladungsmessung	< $\pm 0.5\%$
Langzeitstabilität	< $\pm 0.5\%$ pro Jahr
Linearität	< $\pm 0.5\%$ nach IEC 60731
Messbereich für Dosisleistungsmessungen mit 0.5% Auflösung (mit Halbleiterdetektor Typ 9111)	Low:(0.0004...0.4)Gy/min; High:(0.04...40)Gy/min
Messbereich für Strommessungen mit 0.5% Auflösung	Low:(10^{-11} ... 10^{-8})A; High:(10^{-9} ... 10^{-6})A
Nenngebrauchsbereich für Temperatur	(10...40)°C
Nenngebrauchsbereich für Luftfeuchte	(10...80)% rel. Feuchte
Nenngebrauchsbereich für Luftdruck	(700...1060)hPa
Nullabgleich	automatisch in zirka 30s

Tabelle A.1.: Technische Daten des Dosimeters *VIVIDOS*[®] [21]

Bezeichnung	Halbleiter- Einfachsonde Typ 9113, Halbleiter- Fünffachsonde Typ 9112
Hersteller	PTW- Freiburg
Anwendung	Intrakavitäre Afterloadingdosimetrie. T9113: in der Blase bei Verwendung eines Messkatheters, T9112: im Rektum
Abmessungen der Halbleiterdetektoren	2 x 4.4 x 0.5mm (B x L x H)
Ansprechvermögen (^{137}Cs)	$2\mu\text{C}/\text{Gy}$
Energiegang	$\pm 8\%$
Leckstrom	typ.: $< 50\text{fA}$, max.: $< 500\text{fA}$ (20°C)
Kabelbestrahlung	$\leq 1\text{pC}/(\text{Gy cm})$
Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens (^{137}Cs)	$< \pm 2\%$ in 1m Abstand
Temperaturabhängigkeit der Kalibrierfaktoren	$< 1\%$ pro K
Strahlenresistenz	$< 10\%$ bei 5.5kGy
Max. Verweilzeit in Flüssigkeiten	30 Minuten
Nenngebrauchsbereich: Energie	Photonen 280kV ... ^{137}Cs)
Nenngebrauchsbereich: Dosisleistung (0.5% Auflösung)	Low:(0.0004 ... 0.4)Gy/min; High:(0.04 ... 40)Gy/min
Nenngebrauchsbereich: Temperatur	(10 ... 40) $^\circ\text{C}$
Nenngebrauchsbereich: Relative Luftfeuchte	(10 ... 80)%, ohne Kondensation (max. 20g/m ³ absolute Feuchte)
Nenngebrauchsbereich: Luftdruck	(700 ... 1060)hPa

Tabelle A.2.: Technische Daten der Halbleitersonden *T9112* und *T9113* [21, 16]

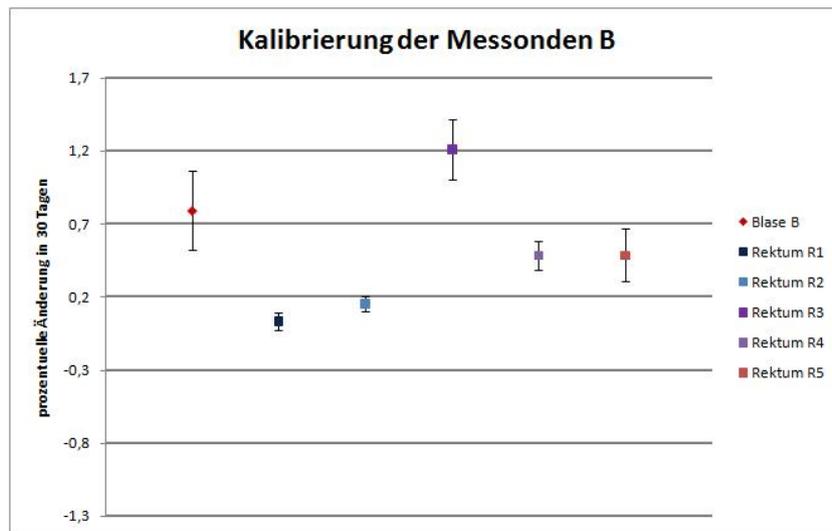


Abbildung A.1.: Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des Kalibrierfaktors innerhalb 30 Tage für den Sondensatz B

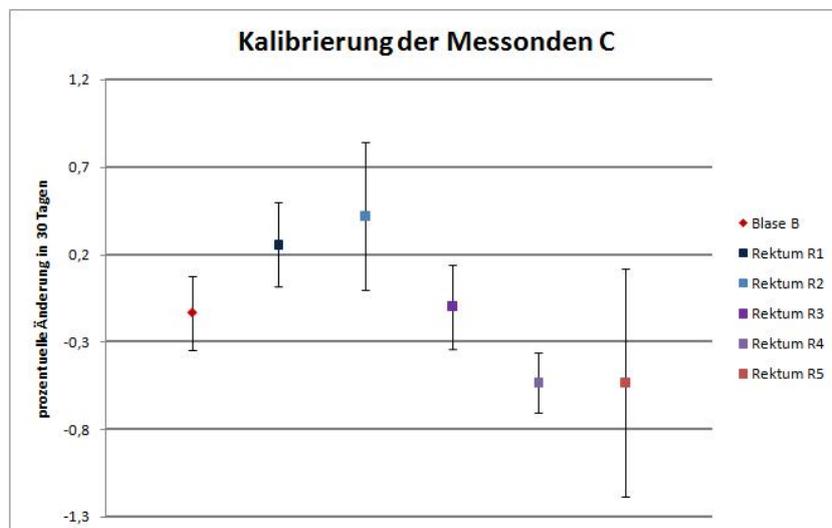


Abbildung A.2.: Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des Kalibrierfaktors innerhalb 30 Tage für den Sondensatz C

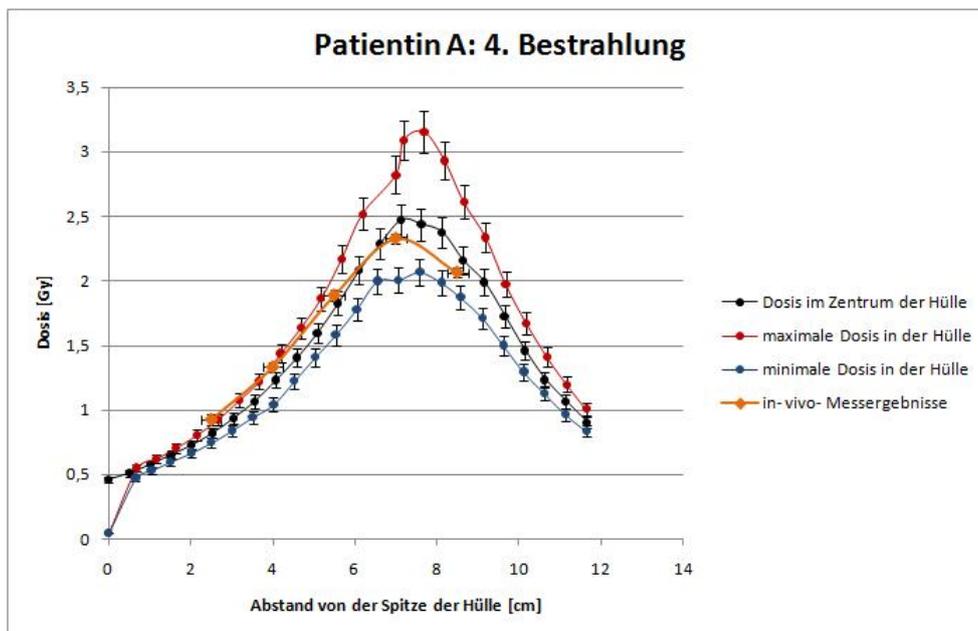


Abbildung A.3.: Patientin A, 4. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus *Oncentra*[®] GYN und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum

Parameter	Dosis [Gy]	Parameter	Dosis [Gy]	Parameter	Dosis [Gy]
2. Fraktion		3. Fraktion		4. Fraktion	
D_{2cc} Blase	6.01	D_{2cc} Blase	5.45	D_{2cc} Blase	?
in- vivo: B	1.37	in- vivo: B	2.67	in- vivo: B	2.46
D_{2cc} Rektum	3.35	D_{2cc} Rektum	3.90	D_{2cc} Rektum	?
in- vivo: R1	1.87	in- vivo: R1	1.94	in- vivo: R1	2.90
in- vivo: R2	2.44	in- vivo: R2	2.69	in- vivo: R2	3.35
in- vivo: R3	2.56	in- vivo: R3	2.79	in- vivo: R3	3.36
in- vivo: R4	2.80	in- vivo: R4	3.03	in- vivo: R4	3.50
in- vivo: R5	3.08	in- vivo: R5	3.55	in- vivo: R5	3.46

Tabelle A.3.: Patientin B: in- vivo- Messergebnisse und DVH- Parameter für Blase und Rektum

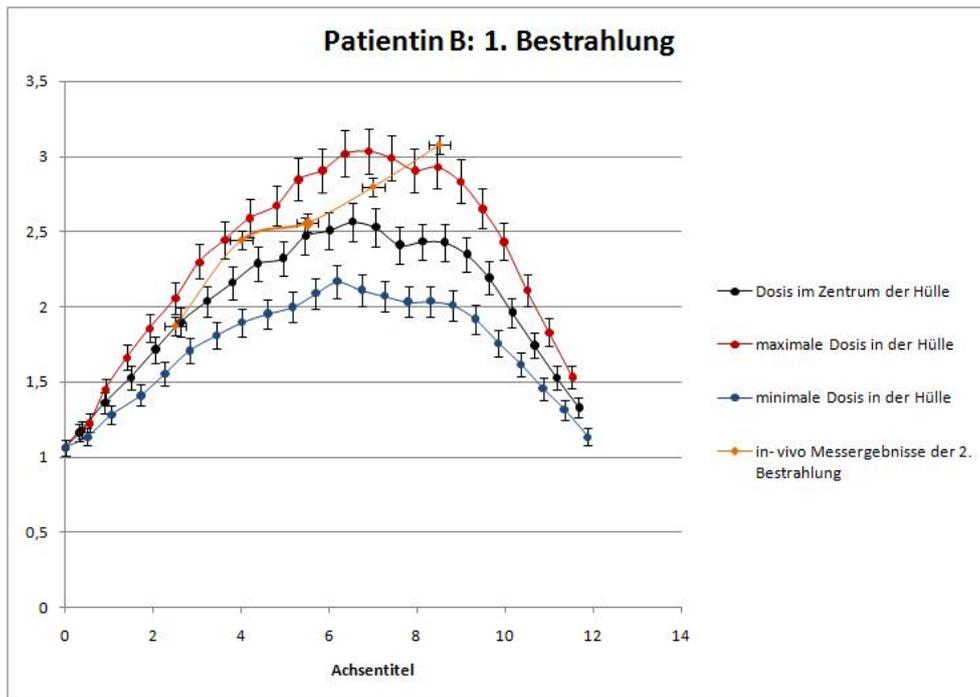


Abbildung A.4.: Patientin B: Vergleich von Dosiswerte aus *Oncentra*[®] GYN (1.Fraktion) und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (2.Fraktion)

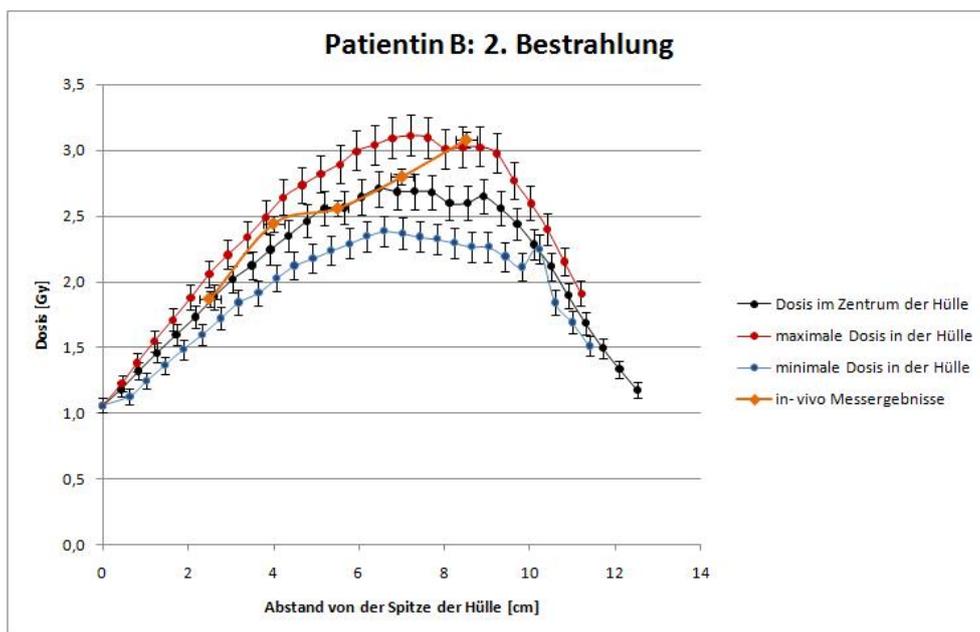


Abbildung A.5.: Patientin B, 2. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus *Oncentra*[®] GYN und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum

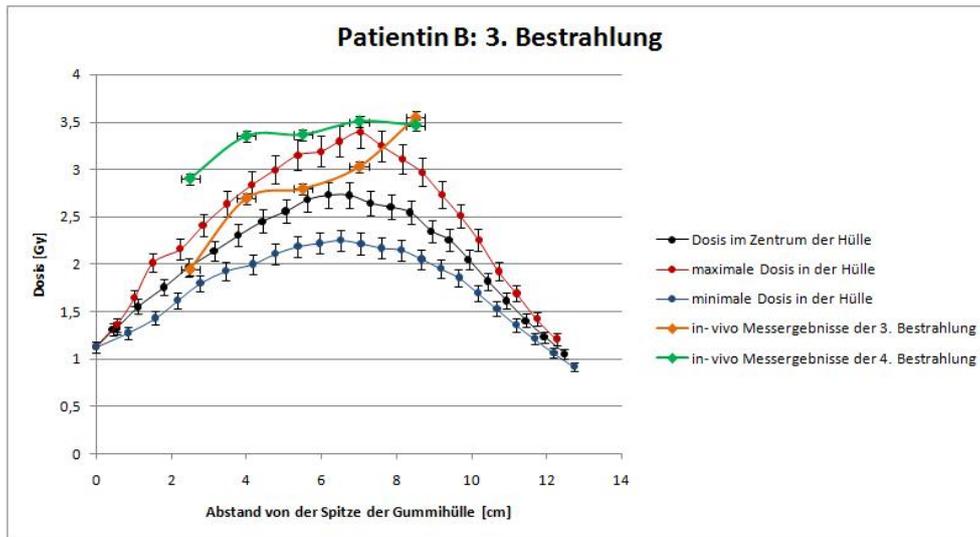


Abbildung A.6.: Patientin B: Vergleich von Dosiswerte aus *Oncentra*[®]*GYN* (3. Fraktion) und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (3. und 4. Fraktion)

Parameter	Dosis [Gy]	Parameter	Dosis [Gy]	Parameter	Dosis [Gy]
1. Fraktion		2. Fraktion		3. Fraktion	
D_{2cc} Blase	3.80	D_{2cc} Blase	3.73	D_{2cc} Blase	3.28
in- vivo: B	2.06	in- vivo: B	1.57	in- vivo: B	1.13
D_{2cc} Rektum	3.18	D_{2cc} Rektum	2.50	D_{2cc} Rektum	1.93
in- vivo: R1	1.21	in- vivo: R1	3.15	in- vivo: R1	1.51
in- vivo: R2	1.74	in- vivo: R2	3.28	in- vivo: R2	1.72
in- vivo: R3	2.30	in- vivo: R3	2.39	in- vivo: R3	1.69
in- vivo: R4	2.39	in- vivo: R4	1.44	in- vivo: R4	1.27
in- vivo: R5	0.17	in- vivo: R5	0.93	in- vivo: R5	0.86

Tabelle A.4.: Patientin C: in- vivo- Messergebnisse und DVH- Parameter für Blase und Rektum

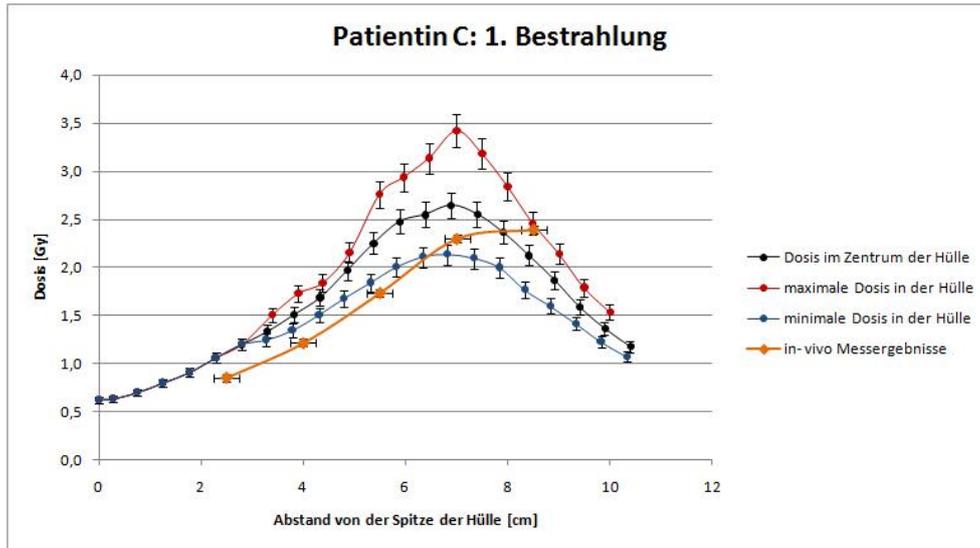


Abbildung A.7.: Patientin C, 1. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus *Oncentra*[®] GYN und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum

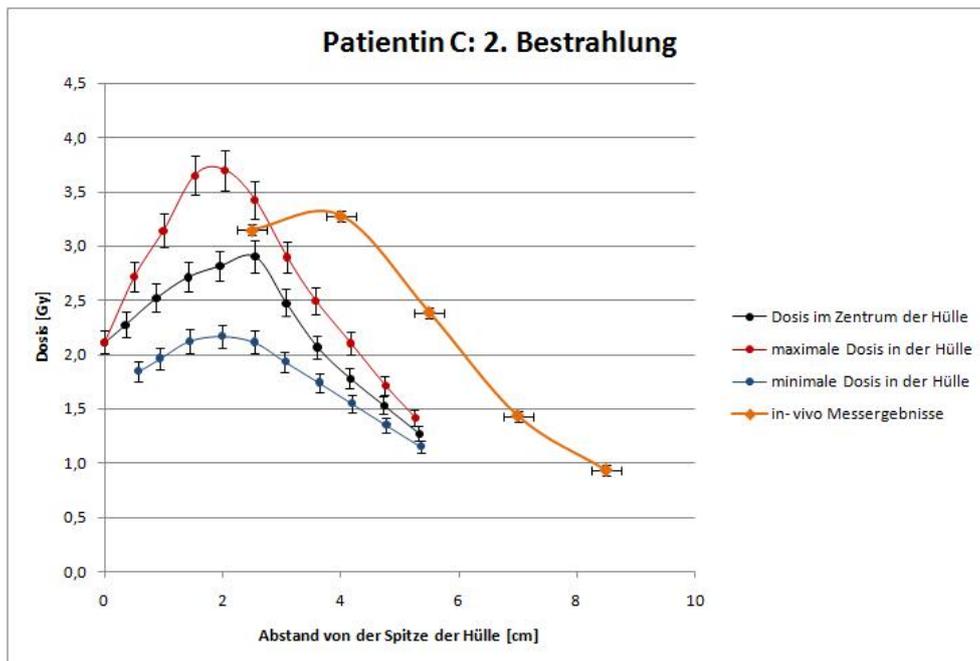


Abbildung A.8.: Patientin C, 2. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus *Oncentra*[®] GYN und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum

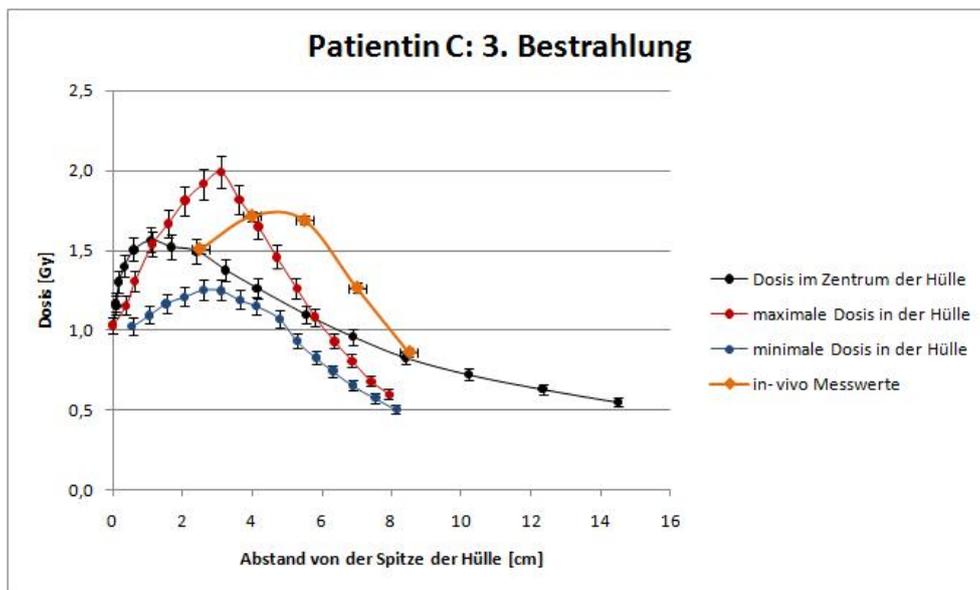


Abbildung A.9.: Patientin C, 3. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus *Oncentra*[®]GYN und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum

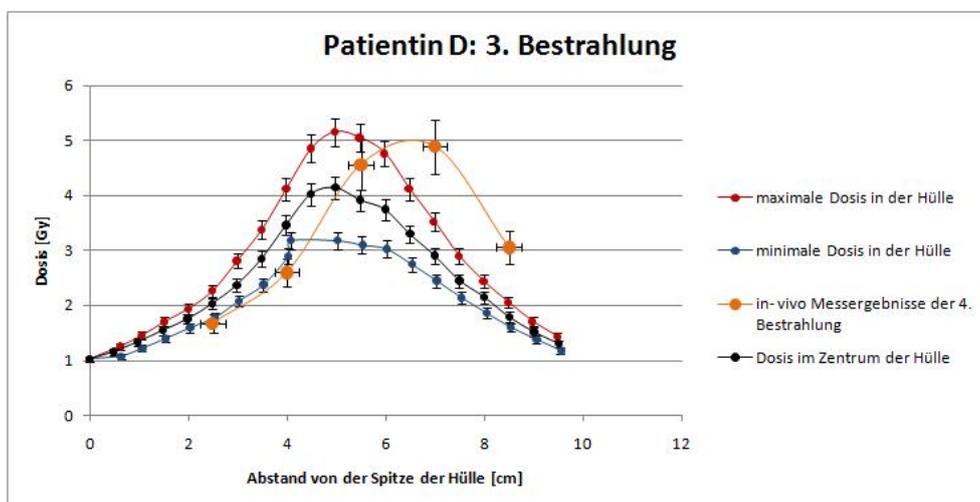


Abbildung A.10.: Patientin D: Vergleich von Dosiswerte aus *Oncentra*[®]GYN (3. Fraktion) und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (4. Bestrahlung)

Parameter	Dosis [Gy]	Parameter	Dosis [Gy]
1. Fraktion		2. Fraktion	
in- vivo: B	3.12	in- vivo: B	3.55
in- vivo: R1	4.56	in- vivo: R1	1.72
in- vivo: R2	4.60	in- vivo: R2	2.79
in- vivo: R3	2.74	in- vivo: R3	4.44
in- vivo: R4	1.59	in- vivo: R4	4.41
in- vivo: R5	0.99	in- vivo: R5	2.75
3. Fraktion		4. Fraktion	
in- vivo: B	2.20	in- vivo: B	2.56
in- vivo: R1	0.19	in- vivo: R1	1.68
in- vivo: R2	0.15	in- vivo: R2	2.60
in- vivo: R3	0.13	in- vivo: R3	4.56
in- vivo: R4	0.11	in- vivo: R4	4.89
in- vivo: R5	0.10	in- vivo: R5	3.06

Tabelle A.5.: Patientin D: in- vivo- Messergebnisse

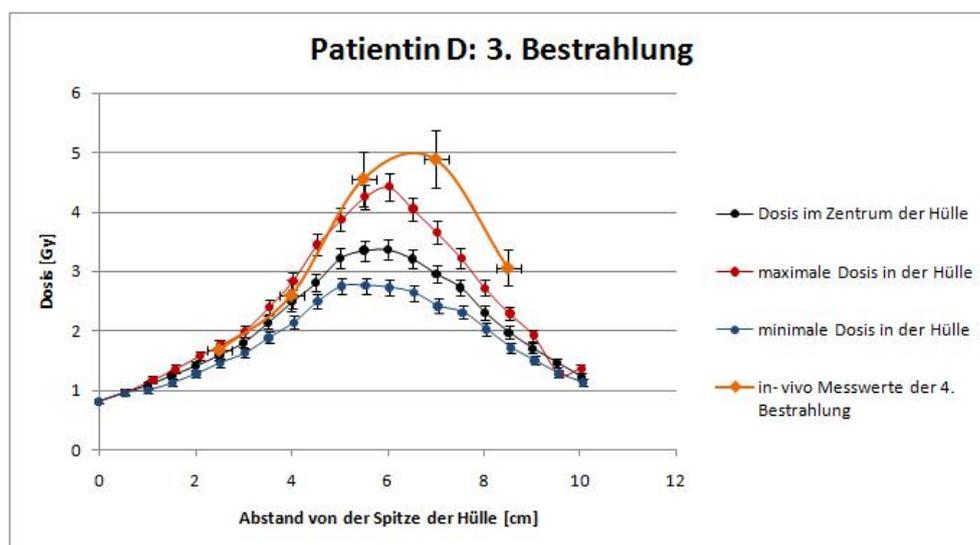


Abbildung A.11.: Patientin D: Vergleich von Dosiswerte aus *Plato*[®] (3. Fraktion) und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (4. Bestrahlung)

Parameter	Dosis [Gy]	Parameter	Dosis [Gy]	Parameter	Dosis [Gy]
1. Fraktion		3. Fraktion		4. Fraktion	
in- vivo: B	3.72	in- vivo: B	4.13	in- vivo: B	4.01
in- vivo: R1	1.96	in- vivo: R1	1.74	in- vivo: R1	1.77
in- vivo: R2	2.92	in- vivo: R2	2.22	in- vivo: R2	2.23
in- vivo: R3	3.50	in- vivo: R3	2.95	in- vivo: R3	2.76
in- vivo: R4	3.43	in- vivo: R4	3.63	in- vivo: R4	3.57
in- vivo: R5	2.52	in- vivo: R5	3.27	in- vivo: R5	3.50

Tabelle A.6.: Patientin E: in- vivo- Messergebnisse

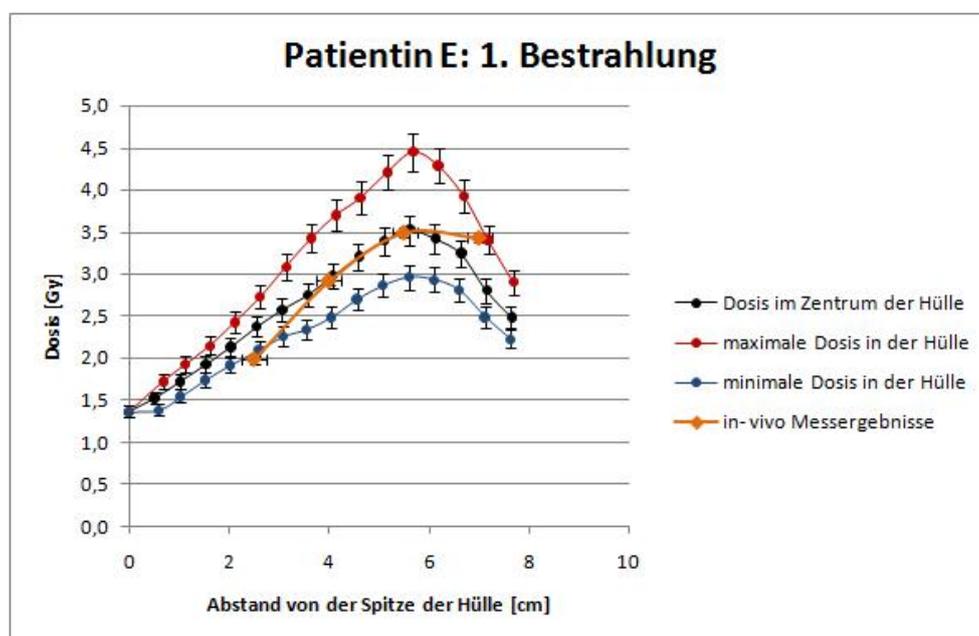


Abbildung A.12.: Patientin E, 1. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus *Oncentra*[®] GYN und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum

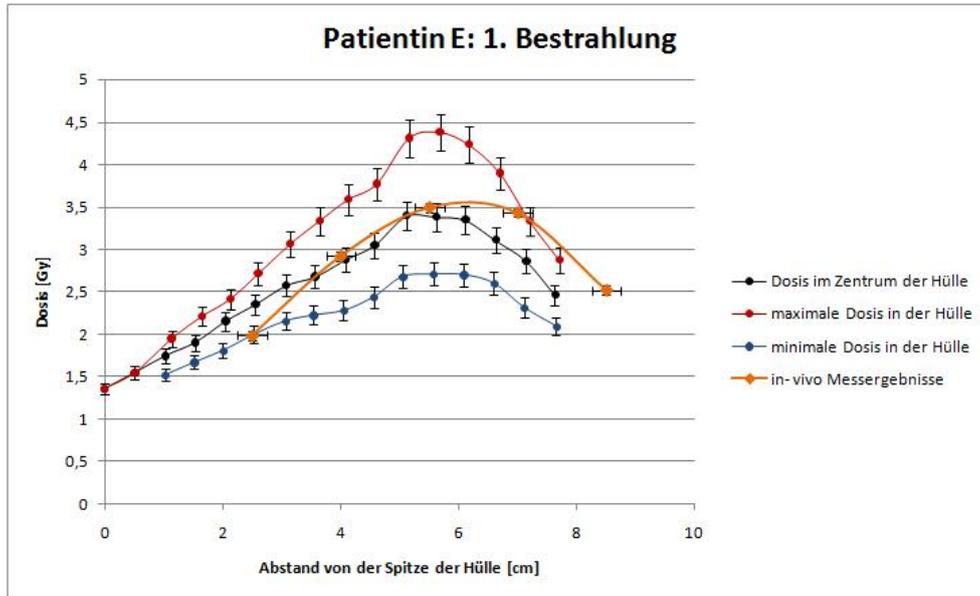


Abbildung A.13.: Patientin E, 1. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus *Plato*[®] und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum

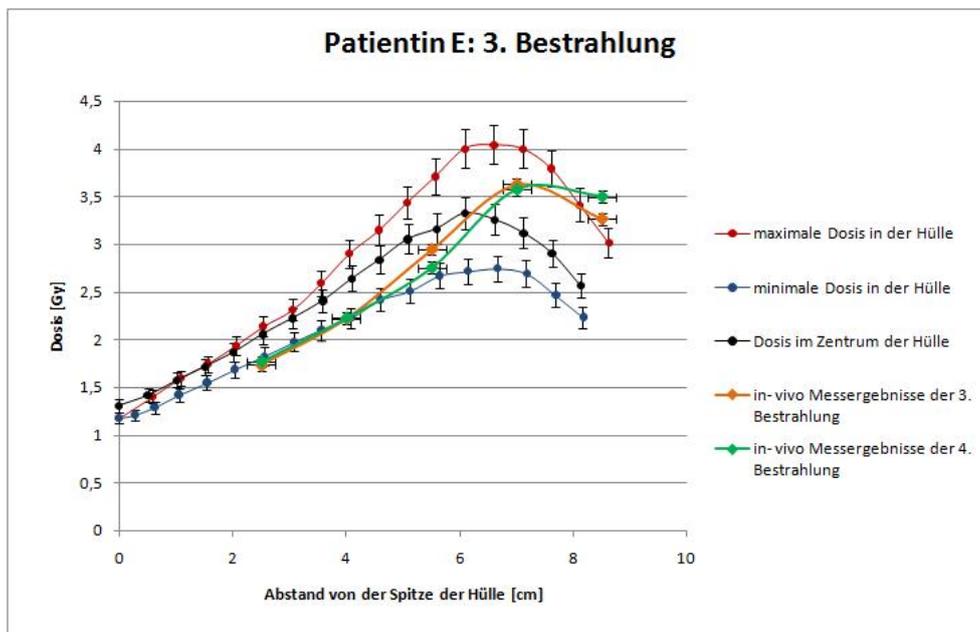


Abbildung A.14.: Patientin E: Vergleich von Dosiswerte aus *Oncentra*[®] GYN (3. Fraktion) und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (3. und 4. Bestrahlung)

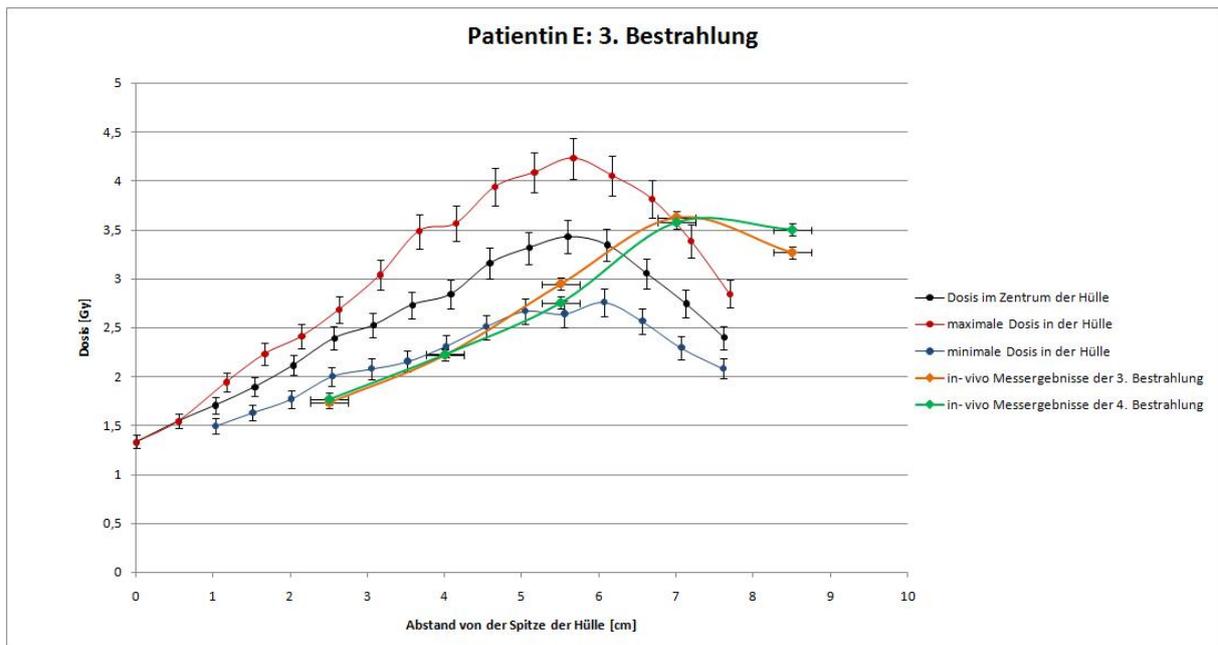


Abbildung A.15.: Patientin E: Vergleich von Dosiswerte aus *Plato*[®] (3. Fraktion) und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (3. und 4. Bestrahlung)

Abbildungsverzeichnis

1.1. Koordinatensystem für Dosisberechnungen [8]	5
1.2. Dosispezifikation für intrakavitäre Behandlung des Zervixkarzinoms mit einer Stift- Ovid- Kombination (Definition der Punkte nach ICRU 38) [11]	9
1.3. Darstellung der prozentuellen Überlebensrate von Säugetierzellen nach einer Bestrahlung [3]	10
1.4. Dosiseffektcurven für Tumor- und Normalgewebe (TCD_{50} Dosis für 50% Tumorheilung, DC_{50} Dosis für 50% Komplikationen) [3]	12
2.1. Nucletron Vienna CT/MR- Applikator Set [13]	14
3.1. speziell für die Videoaufnahmen präparierte Ring- Applikatoren (links: $R34$; mitte: $R30$; rechts: $R26$) (Die farbigen Markierungen dienen als Orientierungshilfe.)	16
3.2. Quellenpfad und Quellenpositionen des $R34$ aus dem Planungssystem <i>Oncentra</i> [®] GYN. Die roten Punkte stellen aktivierte Quellenpositionen, die grünen Kreuze die Löcher für interstitielle Anwendungen dar. (Numerierungen wurden nachträglich hinzugefügt.)	17
3.3. 1.Autoradiographie (links) und 2. Autoradiographie (rechts)	18
3.4. Phantom für Autoradiographie (Seitenansicht)	19
3.5. Phantom für Autoradiographie (Ansicht von oben)	19
3.6. Autoradiographien 3a, 4a, 5a und 6a (von links nach rechts)	20
3.7. Autoradiographien 3b, 4b, 5b und 6b (von links nach rechts)	21
3.8. Bilder vom $R34$ aus der Videoaufnahme bei der Bestrahlung	22

3.9. Vorlage zur Auswertung der Abweichungen für den <i>R30</i> (Nummerierungen wurden nachträglich hinzugefügt.)	22
3.10. Querschnitt durch die verwendete Quellenkapsel [7]	23
3.11. Überlagerung der Vorlage für den <i>R34</i> mit dem Bild aus der Videoaufnahme (2. Fraktion, 23. Position).	24
3.12. 1. Videoanalyse: graphische Darstellung der Ergebnisse für die drei Ring-Applikatoren mit $d = 34, 30, 26\text{mm}$ (von links nach rechts) (lila Kreise: Videoanalysedaten, schwarze Kreise: Programmdatei)	26
3.13. Graphische Darstellung der Quellenkoordinaten aus der Videoanalyse (blau) und dem Programm (rot) für den <i>R34</i> , <i>R30</i> und <i>R26</i> (von links nach rechts)	28
3.14. <i>R34</i> : graphische Darstellung der Quellenpositionen aus der ersten Videoanalyse (lila Kreise), der Autoradiographie Nr. 7a (schwarze Quadrate) und dem Programm (schwarze Kreise)	30
3.15. Überprüfung des neuen Quellenpfades mittels Autoradiographie für den <i>R34</i>	32
3.16. Abhängigkeit der geometrischen Unschärfe vom Objekt- Film- Abstand und der Fokusgröße [15]	34
3.17. <i>R34</i> : Überlappung der Autoradiographie mit der jeweiligen Vorlage für die Messserie A, B und C (von links nach rechts)	35
3.18. <i>R30</i> : Überlappung der Autoradiographie mit der jeweiligen Vorlage für die Messserie A, B und C (von links nach rechts)	36
3.19. <i>R26</i> : Überlappung der Autoradiographie mit der jeweiligen Vorlage für die Messserie A, B und C (von links nach rechts)	36
3.20. Darstellung der Ergebnisse der Überprüfung für den <i>R26</i> , <i>R30</i> und <i>R34</i> (von links nach rechts); schwarze Kreise: Programmdatei, violette Kreise: Autoradiographieergebnisse	36
4.1. Standardbelegung für Stift- Ring- Applikatoren	40

4.2.	<i>R34</i> : Verschiebung um 5mm gegen den Uhrzeigersinn (links) im Vergleich zur Standardbelegung (mitte) und der Verschiebung um 5mm im Uhrzeigersinn (rechts)	40
4.3.	Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des D_{2cc} - Wertes der Blase bei Rotationen	42
4.4.	Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des D_{2cc} - Wertes des Rektums bei Rotationen	42
4.5.	Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des D_{2cc} - Wertes des Sigmoids bei Rotationen	43
4.6.	Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des D_{90} - Wertes des CTV's bei Rotationen	44
4.7.	Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des D_{100} - Wertes des CTV's bei Rotationen	45
4.8.	<i>R34</i> : alter (links) und neuer (rechts) Quellenpfad aus <i>Oncontra</i> [®] GYN .	46
4.9.	Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) der Dosiswerte aufgrund der neuen Quellenpfaddefinition	47
4.10.	<i>R34</i> : Darstellung der geänderten Quellenpositionen und jene aus der Videoanalyse	48
5.1.	Halbleitersonde <i>T9113</i> (Blasensonde) (Maße in mm) [16]	51
5.2.	Halbleitersonde <i>T9112</i> (Rektumsonde) (Maße in mm) [16]	51
5.3.	Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des Kalibrierfaktors innerhalb 30 Tage für den Sondensatz A	53
5.4.	Beispiel zweier Röntgenaufnahmen bei der intrakavitären Behandlung eines Zervix- Karzinoms mit Hilfe einer Stift- Ring- Kombination; wichtige Markierungen: R- M1 bis R- M5: Rektummesspunkte mit Detektoren 1-5, BL- M: Blasendetektor in Ballonmitte [11]	58
5.5.	Abmessungen der Rektumsonde C in der zugehöriger Hülle	59
5.6.	Patientin A, 3. Fraktion: koronales Schnittbild der Blase samt Isodosen (grün: 3.50Gy; orange: 1.15Gy; lila: 2.00Gy)	61

5.7. Patientin A, 3. Fraktion: koronales Bild des Rektums samt Isodosen . . .	62
5.8. Patientin A, 3. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (vertikale Fehlerindikatoren: endliche Diodenausdehnung; horizontale Fehlerindikatoren: Kalibrierung) . .	63
5.9. Patientin B, 3. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (vertikale Fehlerindikatoren: endliche Diodenausdehnung; horizontale Fehlerindikatoren: Kalibrierung) . .	64
5.10. Patientin D, 1. Bestrahlung: Vergleich von Dosiswerten aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> und der in- vivo Sonden im Rektum	66
5.11. Vergleich von Dosiswerten aus <i>Plato</i> [®] und der in- vivo Sonden im Rektum bei der ersten Bestrahlung von Patientin D.	67
5.12. Tabelle der <i>Pearson Korrelationskoeffizienten</i> und zugehöriger Signifikanzen im Hinblick auf Korrelationen von D_{maxIV} mit den Dosen aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i>	70
5.13. Tabelle der <i>Pearson Korrelationskoeffizienten</i> und zugehöriger Signifikanzen im Hinblick auf Korrelationen von D_{maxIV} mit den Dosen aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> vom Vortag	72
A.1. Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des Kalibrierfaktors innerhalb 30 Tage für den Sondensatz B	76
A.2. Durchschnittliche prozentuelle Änderung ($\pm 1\sigma$) des Kalibrierfaktors innerhalb 30 Tage für den Sondensatz C	76
A.3. Patientin A, 4. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum	77
A.4. Patientin B: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> (1.Fraktion) und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (2.Fraktion)	78
A.5. Patientin B, 2. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum	78
A.6. Patientin B: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> (3. Fraktion) und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (3. und 4. Fraktion)	79

A.7. Patientin C, 1. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum	80
A.8. Patientin C, 2. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum	80
A.9. Patientin C, 3. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum	81
A.10. Patientin D: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> (3. Fraktion) und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (4. Bestrahlung)	81
A.11. Patientin D: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Plato</i> [®] (3. Fraktion) und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (4. Bestrahlung)	82
A.12. Patientin E, 1. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum	83
A.13. Patientin E, 1. Fraktion: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Plato</i> [®] und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum	84
A.14. Patientin E: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> (3. Fraktion) und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (3. und 4. Bestrahlung)	84
A.15. Patientin E: Vergleich von Dosiswerte aus <i>Plato</i> [®] (3. Fraktion) und der in- vivo- Dosimetrie im Rektum (3. und 4. Bestrahlung)	85

Tabellenverzeichnis

1.1. Tabelle der in der Brachytherapie am häufigsten verwendeten Nuklide (Radium ist nur aus historischen Gründen angeführt) [6]	3
1.2. Definition der Volumina [11]	7
1.3. Dosisspezifikationen [4]	8
3.1. Röhrenparameter für die Aufnahmen	17
3.2. Aufnahmeparameter für die 1. und 2. Autoradiographie	17
3.3. Bestrahlungsparameter für die Aufnahmen mit und ohne Platte	20
3.4. Abstände der Quellenpositionen aus dem Programm (P) zu denen aus der zweiten bzw. dritten Videoanalyse (V)	27
3.5. Fixierte Position, Korrekturradius und durchschnittliche Abstände der korrigierten Quellenpositionen zu denen aus der zweiten bzw. dritten Vi- deoanalyse	28
3.6. Durchschnittliche Abweichungen $\bar{d}(A1 - A2) \pm 1\sigma$ zweier Autoradiogra- phien A1 und A2 mit gleicher Bestrahlungsbelegung	29
3.7. Abweichungen der neuen Quellenpositionen zu denen aus der Videoanalyse	30
3.8. Überprüfung des neuen Quellenpfades mit Hilfe von Autoradiographien .	31
3.9. Bestrahlungsmuster	33
3.10. Ergebnisse der Überprüfung des neuen Quellenpfades mittels Autoradio- graphie	35
3.11. Winkelangaben zwischen der 1. Position und Quellen	37

4.1. Durchschnittliche Änderung ($\pm 1\sigma$) des D_{2cc} - Wertes für die Risikoorgane bei einer Rotation des Quellenpfades	41
4.2. Durchschnittliche Änderungen ($\pm 1\sigma$) des D_{90} - und D_{100} Wertes für das CTV	44
4.3. Durchschnittliche Änderungen ($\pm 1\sigma$) des D_{90} - und D_{100} Wertes für das GTV	44
4.4. Änderung der Dosisparameter aufgrund der neuen Quellenpfaddefinition	46
5.1. Patientin A, 2. Applikation: in- vivo- Messwerte und DVH- Parameter für Blase und Rektum	60
5.2. Datensätze zur statistischen Auswertung im Hinblick auf Korrelationen von $D_{max_{IV}}$ mit den Dosen aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> am gleichen Tag	69
5.3. Datensätze zur statistischen Auswertung im Hinblick auf Korrelationen von $D_{max_{IV}}$ mit den Dosen aus <i>Oncentra</i> [®] <i>GYN</i> vom Vortag	71
A.1. Technische Daten des Dosimeters <i>VIVIDOS</i> [®] [21]	74
A.2. Technische Daten der Halbleitersonden <i>T9112</i> und <i>T9113</i> [21, 16]	75
A.3. Patientin B: in- vivo- Messergebnisse und DVH- Parameter für Blase und Rektum	77
A.4. Patientin C: in- vivo- Messergebnisse und DVH- Parameter für Blase und Rektum	79
A.5. Patientin D: in- vivo- Messergebnisse	82
A.6. Patientin E: in- vivo- Messergebnisse	83

Literaturverzeichnis

- [1] M. Hackl. Technical report, STATISTIK AUSTRIA, Wien, 2004.
- [2] B. Leitner. Technical report, STATISTIK AUSTRIA, Wien, 2008.
- [3] E. Richter and T. Feyerabend. *Grundlagen der Strahlentherapie*. Springer- Verlag Berlin Heidelberg, 2 edition, 2002.
- [4] V. Strnad, R. Pötter, and G. Kovacs. *Stand und Perspektiven der klinischen Brachytherapie*. UNI- MED Verlag AG, Bremen, 1 edition, 2005.
- [5] A. Gerbaulet, R. Pötter, and J. J. Mazeron, editors. *GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy*. ESTRO, 2002.
- [6] International Atomic Energy Agency. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy. Guidelines on standardized procedures at Secondary Standard Dosimetry Laboratories (SSDLs) and hospitals. Technical Report IAEA-TECDOC-1274, 2002.
- [7] D. Baltas, L. Sakelliou, and N. Zamboglou. *The Physics Of Modern Brachytherapy For Oncology*. Medical Physics and Biomedical Engineering. Taylor and Francis Group, LLC, 2007.
- [8] M. J. Rivard. The TG43 Brachytherapy Dose Calculation Formalism. In *Brachytherapy Physics*.
- [9] ICRU. ICRU Report 38: Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynaecology. Technical report, ICRU, Bethesda, 1985.

- [10] ICRU. ICRU Report 58: Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy, 1997.
- [11] D. Baltas, P. Knescharek, and H. Krieger. Dosisspezifikation in der HDR- Brachytherapie. *Bericht Nr. 13*, 1999.
- [12] R. Pötter, C. Heide-Meder, E. Van Limbergen, I. Barillot, M. De Brabandere, J. Dimopoulos, I. Dumas, B. Erickson, S. Lang, A. Nulens, P. Petrow, J. Rownd, and C. Kirisits. Recommendations from gynaecological (GYN) GEC ESTRO working group (II): Concepts and terms in 3D image- based treatment planning in cervix cancer brachytherapy- 3D dose volume parameters and aspects of 3D image- based anatomy, radiation physics, radiobiology. *Radiotherapy and Oncology 78*.
- [13] <http://www.nucletron.com/ProductsAndSolutions/Pages/ViennaRingCTMRApplicatorSet.aspx>. Internet, Mai 2009.
- [14] E. A. Hoxter and A. Schenz. *Röntgenaufnahmetechnik: Grundlagen und Anwendungen*. München: Siemens- Aktienges., 14 edition, 1991.
- [15] http://www.gris.informatik.tu-darmstadt.de/lehre/courses/MedizinischeBildverarbeitung/ws0708/slides/071024-Roentgen_Teil2.pdf. Internet, Mai 2009.
- [16] PTW- Freiburg. *Gebrauchsanweisung Halbleitersonden T9111, T9112, T9113*.
- [17] C. Waldhäusl, A. Wambersie, R. Pötter, and D. Georg. In- vivo dosimetry for gynaecological brachytherapy: Physical and clinical considerations. *Radiotherapy and Oncology 77*.
- [18] R. Nath, L. L. Anderson, J. A. Meli, A. J. Olch, J. A. Stitt, K. E. Luxton, and J.F. Williamson. Code of practise for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. *Med. Phys. 24*, pages 1557–1598, 1997.

- [19] B. Petersch, J. Bogner, A. Fransson, T. Lorang, and R. Pötter. Effects of geometric distortion in 0.2T MRI on radiotherapy treatment planning of prostate cancer. *Radiotherapy and Oncology* 71.
- [20] K. Tanderup, T. P. Hellebust, S. Lang, J. Granfeldt, R. Pötter, J. C. Lindegaard, and C. Kirisits. Consequences of random and systematic reconstruction uncertainties in 3D image based brachtherapy in cervical cancer. *Radiotherapy and Oncology* 89.
- [21] PTW- Freiburg. *Gebrauchsanweisung VIVIDOS Firmware- Version 2.30*.

Curriculum Vitae

19.07.1985	Geboren in Grieskirchen als Tochter von Hedwig und Erwin Humer
1991 - 1995	Besuch der Volksschule in Kallham, Hausruckviertel, Oberösterreich
1995 - 1999	Besuch der Hauptschule in Neumarkt i. H.
1999 - 2003	Besuch des naturwissenschaftlichen Zweiges des Bundesoberstufenrealgymnasiums Grieskirchen
ab 2003	Lehramtsstudium der Unterrichtsfächer Mathematik und Physik an der Universität Wien
ab 2004	Diplomstudium Physik an der Universität Wien
2008	Beginn der Diplomarbeit bei Ao. Univ. Prof. Dr. Christian Kirisits, Institut für Strahlentherapie, Medizinische Universität Wien über „Präzisionserhöhung der Bestrahlungsplanung für intrakavitäre Brachytherapie“