

Diplomarbeit zum Thema:
Implementierung eines Güteparameters zur
Beurteilung von Bestrahlungsplänen in der IMRT

Ausgeführt an der Abteilung für Medizinische Strahlenphysik der
Univ. Klinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie im AKH Wien
und
am Atominstitut der österreichischen Universitäten
Technische Universität Wien

Betreut durch:
Ao.Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. Dietmar Georg
O.Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Johannes Aiginger

Verfasst von:
Markus Stock¹
Matrikelnummer: 9718196
Gentzgasse 14/8/2
1180 Wien

Wien, am 01.09.2003

¹E-Mail: stock-markus@gmx.net; Tel.: +43-664-4834255

Danksagung:

Diese Arbeit bietet mir nicht nur die Möglichkeit, meine interessante interdisziplinäre Arbeit des letzten Jahres zu dokumentieren, sondern eröffnet mir vielmehr die Gelegenheit, den Menschen zu danken, die zum Erfolg dieser Arbeit beigetragen haben. Ich möchte diese Diplomarbeit meinen Eltern Theresia und Robert Stock widmen, die - davon abgesehen - dass sie mir das Studium ermöglichten, auch immer großes Interesse für meine Arbeit zeigten, und mich soweit wie möglich während des ganzen Studiums unterstützten. Weiters möchte ich mich bei meiner Freundin Erika Pletzenauer für die permanente Unterstützung und seelische Betreuung in jeder Phase meines Studiums und Diplomarbeit ganz besonders bedanken.

Infolge der interdisziplinären Tätigkeiten an diesem Projekt war eine intensive Teamarbeit von Nöten. In diesem Sinne möchte ich Herrn Ao.Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. Dietmar Georg von der Univ. Klinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie des AKH Wien und Herrn O.Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Johannes Aiginger vom Atominstitut der österreichischen Universitäten der Technischen Universität Wien für die Zusammenarbeit danken.

Schließlich gilt mein Dank noch meinem Bruder Robert Stock, meinen Kollegen DI Bernhard Kroupa, DI Bernhard Petersch, DI Pavel Dvorak und Peter Winkler für die anregenden Diskussionen während der Entstehung dieser Arbeit, und allen Freunden, Studienkollegen, Arbeitskollegen und Bekannten für ihre moralische Unterstützung.

Erklärung:

Hiermit erkläre ich, Markus Stock, dass ich diese Arbeit selbständig verfasst habe und ausschließlich die angegebenen Hilfsmittel und Quellen benutzt habe.

Wien, den 01.09.2003

Inhaltsverzeichnis

1	Gegenstand und Motivation der Diplomarbeit	10
2	Grundlagen der Dosimetrie	12
2.1	Dosimetrie	12
2.1.1	Strahlenfeldgrößen	12
2.1.2	Wechselwirkungskoeffizienten	13
2.1.3	Dosisbegriffe	14
2.1.4	Strahlenfeldbedingungen	15
2.1.5	Dosisverteilung	16
2.2	Messmethoden der Dosimetrie	19
2.2.1	Ionisationskammer	20
2.2.2	Filme	20
3	Bestrahlungsplanungssysteme	23
3.1	Zielvolumen und Risikoorgane	24
3.2	Definition der Bestrahlungsparameter	24
3.3	Dosisberechnung	24
3.3.1	Algorithmen	25
3.4	Beurteilung der Dosisverteilung	30
3.5	Planungssysteme des AKH Wien	32
3.5.1	BrainSCAN 5.1	32
3.5.2	HELAX-TMS 6.1	33
4	Moderne Techniken in der Teletherapie	34
4.1	Einführung	34
4.1.1	Strahlenenergie	35
4.1.2	Feldgeometrie	36
4.1.3	Filter	36
4.2	Konformale Therapie	37
4.2.1	Multileaf Kollimator	38
4.3	Intensitätsmodulierte Strahlentherapie	39
4.3.1	Inverse Planung	40
4.3.2	Behandlung	44
4.4	Stereotaktische Bestrahlung	45

5	Dosisverifikation	47
5.1	Aspekte zur Qualitätssicherung in der Strahlentherapie	47
5.1.1	Qualitätssicherung von Planungssystemen	48
5.1.2	Spezielle Maßnahmen in der IMRT	50
5.2	Dosisvergleichsmethoden	51
5.2.1	Standardvergleich	52
5.2.2	Manueller Vergleich	54
5.2.3	Das γ -Index-Konzept	54
6	Beschreibung der Software “DosVer“	59
6.1	Allgemeines	59
6.1.1	Fileformate	59
6.1.2	Zusätzlich notwendige Software	63
6.2	Bedienung der Software	63
6.2.1	Beispiel	63
6.3	Softwareelemente	69
6.3.1	Dateien	69
6.3.2	Klassen	70
6.3.3	Wichtige Funktionen	74
7	Beispiele und Ergebnisse	79
7.1	IMRT-Lungenphantom	79
7.1.1	Aufbau	79
7.1.2	Auswertung	80
7.2	Stereotaktisches Augenphantom	87
7.2.1	Aufbau	87
7.2.2	Auswertung	88
7.3	IMRT-Prostataphantom	90
7.3.1	Aufbau	90
7.3.2	Auswertung	91
8	Zusammenfassung	95
8.1	Diskussion	95
8.2	Ausblick	96
9	ANHANG: Arbeitsanweisung und Protokoll	100

Abbildungsverzeichnis

2.1	Übersicht über Dosisverteilungen	17
2.2	Tiefendosiskurve	18
2.3	Dosisprofil	19
2.4	Isodose normal zur Strahleinfallsrichtung	19
2.5	Querschnitt des radiographischen Films	21
2.6	Sensitometrische Kurve	22
3.1	Ablaufdiagramm Bestrahlungsplanung	23
3.2	Segmentierung irregulärer Felder	26
3.3	Faltungskerne (Punktkern, Pencil beam Kern, planarer Kern)	27
3.4	Dosisberechnung mit TERMA	29
3.5	Beispiel von verschiedenen Punktkernen	29
3.6	Isodosendarstellung	31
3.7	Differentielles Histogramm für PTV	32
3.8	Kumulatives Histogramm für PTV	32
3.9	Physikalisch korrekte Isodosen (links) im Vergleich zu Isodosen mit HELAX berechnet (rechts) unterhalb und innerhalb einer simulierten Lunge im Wasserphantom	33
4.1	Setupmöglichkeiten: a) SAD, b) SSD	35
4.2	Tiefendosiskurven bei verschiedenen Energien	35
4.3	Modifikation der Isodosen durch Keilfilter	37
4.4	Unterschied von a)konventioneller und b)konformaler Strahlentherapie . .	38
4.5	Varian Millenium MLC	38
4.6	Unterschied a) CRT und b) IMRT, die unterschiedlichen Graustufen ent- sprechen unterschiedlichen Intensitäten	39
4.7	Bessere Konformität der IMRT	40
4.8	Zugrunde liegende Prinzip für die inverse Planung	41
4.9	Skizzierte Darstellung der Zielfunktion mit a) einem Minimum, b) meh- reren Minima	42
4.10	Vergleich zwischen inverser und konventioneller Planung	43
4.11	Unterschied von DMLC und SMLC	44
4.12	Darstellung der Bestrahlungstechniken in der IMRT	45
5.1	DTA-Konzept	52

5.2	Unterteilung der Messorte bei einem einzelnen Feld	53
5.3	Akzeptanzkriterien	54
5.4	Zweidimensionale und eindimensionale Darstellung des Standardverfahrens	55
5.5	Zweidimensionale und eindimensionale Darstellung des Indexverfahrens .	56
5.6	(a) Darstellung Dosisdifferenz- und DTA-Profil bei Verschiebung um 0.25 cm. (b) Dazugehörige Gammaindexprofil	57
5.7	(a) Darstellung Dosisdifferenz- und DTA-Profil bei Verschiebung um 0.25 cm und 2.5 % Differenz bei Normalisierung (b) Dazugehörige γ -Indexprofil .	58
5.8	Winkel des γ -Index	58
6.1	Datenfluss	60
6.2	.dat File	61
6.3	Prinzipielle Aufbau des DICOM-Files	61
6.4	DICOM Tags	62
6.5	Schritt 1: Startdialogfeld - Importieren der Dateien	64
6.6	Schritt 2: Startdialogfeld - Importierte Verteilungen skalieren	64
6.7	Schritt 2: Dateneingabe im Einstellungen-Dialog	65
6.8	Schritt 3: Dosisprofile betrachten	65
6.9	Schritt 3: Zeilenprofil betrachten	66
6.10	Schritt 3: Spaltenprofil betrachten	66
6.11	Schritt 4: ROI, Berechnungskriterien und Darstellung festlegen	67
6.12	Schritt 5 und 6: Dosisdifferenz und γ -Index berechnen	67
6.13	Schritt 7: Auswertedialogfeld - Auswertung betrachten und Daten speichern	68
6.14	Schritt 8: Daten mit z.B. Excel weiterverarbeiten	68
6.15	Ablauf der Funktion OnFileImport	74
6.16	Geometrische Korrelation von zwei Verteilungen	75
6.17	γ -Berechnung für ersten Dosiswert	76
6.18	Berechnung der γ -Verteilung mit Einschränkung auf quadr. Bereich . . .	77
6.19	Optimierter Algorithmus mit Ablaufdiagramm	78
7.1	Heterogenes Lungenphantom	79
7.2	Kumulatives Histogramm des γ -Index für BrainSCAN bei 1-Feld-Geometrie und homogenem Phantom	81
7.3	Kumulatives Histogramm des γ -Index für HELAX bei 1-Feld-Geometrie und homogenem Phantom	82
7.4	γ -Index- und Winkelverteilung für BrainSCAN bei 1-Feld-Geometrie und homogenem Phantom mit Kriterien 3 %, 3 mm	82
7.5	γ -Index- und Winkelverteilung für HELAX bei 1-Feld-Geometrie und ho- mogenem Phantom mit Kriterien 3 %, 3 mm	83
7.6	Kumulatives Histogramm des γ -Index für HELAX bei 1-Feld-Geometrie und heterogenem Phantom	84
7.7	Kumulatives Histogramm des γ -Index für BrainSCAN bei 1-Feld-Geometrie und heterogenem Phantom	84
7.8	Kumulatives Histogramm des γ -Index für HELAX bei IMRT-Geometrie und heterogenem Phantom	85

7.9	Kumulatives Histogramm des γ -Index für BrainSCAN bei IMRT-Geometrie und heterogenem Phantom	86
7.10	γ -Index- und Winkelverteilung für BrainSCAN bei IMRT-Geometrie und heterogenem Phantom mit Kriterien 3 % und 3 mm	86
7.11	γ -Index- und Winkelverteilung für HELAX bei IMRT-Geometrie und heterogenem Phantom mit Kriterien 3 % und 3 mm	87
7.12	Bild des Augenphantoms	88
7.13	Kumulatives Histogramm des γ -Index in verschiedenen Tiefen	89
7.14	Rauschen in der Verteilung sichtbar	89
7.15	Bild des Prostataphantoms	90
7.16	Kumulatives Histogramm des γ -Index des 1. Patienten bei Kriterium 3 %, 3 mm	92
7.17	Kumulatives Histogramm des γ -Index des 2. Patienten bei den Kriterien 3 %, 3 mm	93
7.18	Kumulatives Histogramm des γ -Index des 3. Patienten bei verschiedenen Auflösungen und Kriterien	93
7.19	γ - und Winkelverteilung der ZS und OS bei Patient 1 und den Kriterien 3 %, 3 mm	94

Tabellenverzeichnis

3.1	Definition der Zielvolumina	24
5.1	Ursachen für Abweichungen beim Dosisvergleich	51
5.2	Kriterien von Van Dyk	53
6.1	Notwendige Tags aus DICOM-Datei	63
6.2	Elemente der Klasse CDosVerDlg	71
6.3	Wichtigste Datenelemente der Klasse DoseMat	72
6.4	Datenelemente und Funktionen der Klasse CProfileView	73
7.1	Auswertung homogenes Phantom mit 1-Feld-Geometrie	81
7.2	Auswertung heterogenes Phantom mit 1-Feld-Geometrie	83
7.3	Auswertung heterogenes Phantom mit IMRT-Geometrie	85
7.4	Auswertung homogenes Augenphantom mit IMRT-Geometrie	88
7.5	Auswertung Prostataphantom mit IMRT-Geometrie - Patient 1	91
7.6	Auswertung Prostataphantom mit IMRT-Geometrie - Patient 2	91
7.7	Auswertung Prostataphantom mit IMRT-Geometrie - Patient 3	92

Abkürzungsverzeichnis

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
AKH	Allgemeines Krankenhaus
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
bzw.	beziehungsweise
CRT	Conformal Radiotherapy
CT	Computer Tomographie
CTV	Clinical Target Volume
d.h.	das heisst
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DMLC	Dynamic MLC
DTA	Distance To Agreement
DVH	Dosis Volumen Histogramm
EDR	Extended Dose Range
ggf.	gegebenenfalls
GTV	Gross Tumor Volume
i.A.	im Allgemeinen
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IMAT	Intensity Modulated Arc Therapy
IMRT	Intensity Modulated Radiotherapy
ITP	Inverse Treatment Planning
LINAC	Linear Accelerator
LUT	Lookup Tabel
MLC	Multi Leaf Collimator
MR	Magnetresonanz
MU	Monitor Unit
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
OAR	Organ At Risk
OOP	Objekt Orientiertes Programmieren
OS	Obere Schicht
PET	Positronen Emissions Tomographie
PRV	Planning Organ at Risk Volume
PTV	Planning Target Volume
ROI	Region Of Interest
SAD	Source to Axis Distance
SEG	Sekundaerelektronengleichgewicht

SMLC	Segmental MLC
SPECT	Single Photon Emission Computer Tomography
SRS	Stereotactic Radiosurgery
SRT	Stereotactic Radiotherapy
SSD	Source to Surface Distance
TLD	Thermolumineszenzdosimeter
TPS	Treatment Planning System
US	Untere Schicht
usw.	und so weiter
uvm.	und vieles mehr
z.B.	zum Beispiel
ZS	Zentrale Schicht

Kapitel 1

Gegenstand und Motivation der Diplomarbeit

Im Rahmen einer Diplomarbeit soll die Fähigkeit zur selbständigen, wissenschaftlichen Bearbeitung eines Problems im Rahmen eines Forschungsprojektes erlernt und vertieft werden. Problemerkennung, gemeinsame Planung, praktische Arbeit im Team oder als Einzelperson, Diskussion der Zwischenergebnisse und abschließende Präsentation der Ergebnisse im Rahmen eines schriftlichen Endberichtes sollen auf das wissenschaftliche Arbeiten vorbereiten.

Ziel der Strahlentherapie ist die Tumorvernichtung, d.h. die Zerstörung von Tumorzellen, unter bestmöglicher Schonung von Risikoorganen bzw. Normalgewebe. Oft ist dieses Ziel nicht oder nur ungenügend erreichbar, weil die Dosis im Tumor begrenzt werden muss, um die Toleranzdosen von Risikoorganen nicht zu überschreiten.

Mit der sogenannten intensitätsmodulierten Strahlentherapie (IMRT) kann diese Limitierung der konventionellen Radiotherapie meist gelöst werden. Zur Erzeugung intensitätsmodulierter Felder werden Multi-Leaf-Kollimatoren eingesetzt. Dabei wird die unterschiedliche Intensität aus einer Einstrahlrichtung dadurch erzeugt, dass verschiedene, vom Kollimator geformte Einzelfelder konstanter Intensität ganz oder partiell überlagert werden und sich die Intensitäten hier addieren. So ergibt sich insgesamt ein intensitätsmoduliertes Bestrahlungsfeld, mit dem das Tumolvolumen bestrahlt wird.

Ein typisches Merkmal der IMRT sind steile Dosisgradienten. Im Vergleich zu konventionellen Bestrahlungstechniken führt die IMRT oft zu inhomogeneren Dosisverteilungen im Zielvolumen. Dosismessungen im Bereich von Dosisgradienten oder Dosisinhomogenitäten erfordern neben einer hohen geometrischen Präzision auch neue bzw. modifizierte Auswerteverfahren und Beurteilungskriterien.

Gegenstand der Diplomarbeit ist ein quantitativer Vergleich der mit Hilfe von Filmen gemessenen Dosisverteilungen mit den berechneten Dosisverteilungen der Bestrahlungsplanungssysteme BrainSCANTM und HELAXTM. Da Punktmessungen zur Beurteilung eines IMRT-Planes nicht ausreichen, greift man auf die 2D-Dosimetrie bei zeitlich modu-

lierten Feldern zurück. Aus den Verteilungen werden Güteparameter extrahiert und diese als Grundlage für weitere Aussagen verwendet. Eine wesentliche Aufgabe der Diplomarbeit besteht in der Automatisierung der Datenvergleiche zwischen dem Filmdosimetriesystem und den Bestrahlungsplanungssystemen mittels einer eigens dafür erstellten Software. Die Diplomarbeit basiert auf einer vorher durchgeführten Projektarbeit. Aufbauend auf den Ergebnissen der Projektarbeit wurde die Funktionalität der Software hinsichtlich der Auswertungs- und Darstellungsmöglichkeiten, der Flexibilität von Importdaten, der Berechnungsalgorithmenoptimierung und dem Einlesen der HELAXTM Dosisdaten entscheidend erweitert. Zusätzlich wurde durch die Erprobung der Software anhand von klinischen Beispielen eine bessere Interpretation des Güteparameters ermöglicht.

Eine speziell für dieses Programm geschriebene Arbeitsanweisung soll helfen, den in dieser Diplomarbeit vorgestellten Güteparameter als Beurteilungskriterium von Bestrahlungsplänen in der Univ. Klinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie im AKH Wien mit minimalen Zeitaufwand zu implementieren und dieses Konzept somit für die Verwendung in der klinischen Praxis zu etablieren.

Kapitel 2

Grundlagen der Dosimetrie

2.1 Dosimetrie

Ziel der Dosimetrie ist es, ein physikalisches Messsystem zur Quantifizierung von Strahleneffekten zur Verfügung zu stellen. Diese Effekte hängen von der Größe des Strahlenfeldes und der Stärke der Wechselwirkung zwischen Strahlung und Materie ab. Dosimetrische Größen werden daher grundsätzlich als deren Produkt berechnet.

2.1.1 Strahlenfeldgrößen

Teilchenfluenz

Integriert man die Teilchenflussdichte

$$\phi = \frac{d^2N}{dA_{\perp}dt} \quad (2.1)$$

über die Zeit, so erhält man die Teilchenfluenz:

$$\Phi = \frac{dN}{dA_{\perp}} \quad (2.2)$$

wobei hier dN die Anzahl der Teilchen ist, die durch die Querschnittsfläche einer Kugel dA_{\perp} , welche sich senkrecht zur Strahlrichtung befindet, gelangen.¹

Energiefluenz

An Stelle der Anzahl der Teilchen kann man auch die Summe der Energien betrachten. Mit der Strahlenenergie

$$E = \sum_{i=1}^N E_i \quad (2.3)$$

ergibt sich die Energiefluenz analog zu

$$\Psi = \frac{dE}{dA} \quad (2.4)$$

¹[4] Seite 82

wobei hier N die Zahl der Teilchen darstellt.

2.1.2 Wechselwirkungskoeffizienten

Bei den meisten Wechselwirkungen von Photonenstrahlung mit Materie übertragen die Photonen Energie auf Sekundärteilchen, die in der durchstrahlten Substanz ausgelöst werden. Die Photonen selbst werden dabei entweder völlig absorbiert oder sie unterliegen Richtungsänderungen und teilweisem Energieverlust. Die Energieumwandlung von Photonenenergie in kinetische Energie der Sekundärteilchen ist nicht verlustfrei und wird mit dem linearen Energieumwandlungskoeffizienten μ_{tr} beschrieben, der auch als Energieübertragungskoeffizient bezeichnet wird. Bei bekannter Photonenenergie E kann der Umwandlungskoeffizient aus dem linearen Gesamtschwächungskoeffizienten μ durch Gewichtung mit der mittleren kinetischen Energie der Sekundärelektronen \bar{E}_{tr} berechnet werden. Er setzt sich wie der Gesamtschwächungskoeffizient aus den Beiträgen der einzelnen Wechselwirkungen zusammen.²

$$\mu_{tr} = \tau_{tr} + \sigma_{tr} + \kappa_{tr} = \frac{\bar{E}_{tr}}{E} \cdot \mu \quad (2.5)$$

τ_{tr} Photoumwandlungskoeffizient

σ_{tr} Comptonumwandlungskoeffizient

κ_{tr} Paarumwandlungskoeffizient

Daraus ergibt sich der Massenenergieumwandlungskoeffizient $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$.³

Die lokale Absorption der Bewegungsenergie der Sekundärelektronen wird durch den linearen Energieabsorptionskoeffizienten μ_{en} beschrieben, der den Verlust von Bewegungsenergie der Sekundärelektronen durch Bremsstrahlung berücksichtigt.

$$\mu_{en} = \mu_{tr} \cdot (1 - B) \quad (2.6)$$

B Bremsstrahlungsausbeute - ist der relative Anteil der Energie von Sekundärelektronen, der in Bremsstrahlung umgesetzt wird

Daraus ergibt sich wieder der lineare Massenenergieabsorptionskoeffizient $\frac{\mu_{en}}{\rho}$. Er allein ist ein Maß für die lokale Zuordnung der aus einem Sekundärteilchenfeld in der mit Photonen durchstrahlten Materie absorbierten Energie.⁴

²[12] Seite 150

³[3] Seite 3

⁴[12] Seite 155ff

2.1.3 Dosisbegriffe

Energiedosis

Die Energiedosis D ist die zentrale Größe in der Strahlentherapie und wird als Differentialquotient

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (2.7)$$

definiert.⁵ Sie stellt die lokal absorbierte Energie $d\epsilon$ pro Masse dm dar. Die Einheit dazu ist Joule/Kilogramm bzw. Gray. Die lokal absorbierte Energie setzt sich zusammen aus:

$$d\epsilon = E_{in} - E_{out} + \sum Q \quad (2.8)$$

E_{in} ... Summe der Energien (ohne Ruheenergie) aller direkt und indirekt ionisierenden Teilchen und Photonen, welche in das Volumen eintreten

E_{out} ... Summe der Energien (ohne Ruheenergie) aller direkt und indirekt ionisierenden Teilchen und Photonen, welche aus dem Volumen austreten

$\sum Q$.. Summe der Reaktions- und Umwandlungsenergien aller Kern- und Elementarteilchenprozesse im betrachteten Volumen

Energiedosisleistung

Die Energiedosisleistung \dot{D} ergibt sich als Differentialquotient

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2.9)$$

Kerma

Die Kerma (=kinetic energy released per unit mass) beschreibt die erste Stufe der Energieübertragung bei indirekt ionisierender Strahlung durch den Differentialquotienten:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.10)$$

wobei dE_{tr} die Summe aller Anfangswerte der kinetischen Energie aller geladenen Teilchen ist, die von indirekt ionisierender Strahlung (Photonen, Neutronen) im Bezugsvolumen freigesetzt werden. Die Einheit dazu ist ebenfalls Joule/Kilogramm bzw. Gray.

Die Energie von indirekt ionisierender Strahlung wird also in zwei aufeinanderfolgenden Prozessen dem Material übertragen. Im ersten Prozess wird die Energie der primären ungeladenen Teilchen in Form von kinetischer Energie den Sekundärteilchen übertragen (Kerma). Im zweiten Prozess geben diese geladenen Sekundärteilchen einen Teil ihrer Energie der Materie mittels Coulombwechselwirkung mit den Atomen des Absorbers ab (Energiedosis).

Die Kerma läßt sich direkt aus den Strahlungsfeldgrößen Φ bzw. Ψ für einen monoenergetischen Strahl mit den Umwandlungskoeffizienten folgendermaßen berechnen:

$$K = \Psi \cdot \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) = \Phi \cdot E \cdot \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (2.11)$$

⁵[4] Seite 71ff

Bei allen Angaben einer Kerma muss das Bezugsmaterial genannt werden. Weiters schließt dE_{tr} auch den Teil der Energie von geladenen Sekundärteilchen mit ein, der in Bremsstrahlung umgewandelt wird (und größtenteils aus dem Bezugsvolumen entweicht). Man kann deshalb die Kerma in zwei Bestandteile aufspalten:

$$K = K_{col} + K_{rad}, \quad (2.12)$$

wobei K_{col} als Stoßkerma bezeichnet wird. Sie beschreibt denjenigen Teil der übertragenen Energie, der von den Sekundärelektronen in Ionisationen und Anregungen umgesetzt wird. Die Strahlungskerma K_{rad} beschreibt denjenigen Teil der Energie, der in Form von Bremsstrahlung, Vernichtungsstrahlung der Positronen oder Fluoreszenzstrahlung in Photonenenergie zurückverwandelt wird.

Kermaleistung

Die Kermaleistung \dot{K} ergibt sich als Differentialquotient

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (2.13)$$

Ionendosis

Die Ionendosis ist der folgende, der Energiedosis entsprechende, jedoch auf die Ionisation in Luft bezogene Differentialquotient:

$$J = \frac{dQ}{dm} \quad (2.14)$$

wobei dQ der Betrag der elektrischen Ladung der Ionen eines Vorzeichens ist, die in dem Luft-Massen-Element dm durch Sekundärelektronen erzeugt werden. Die Einheit hier ist Coulomb/Kilogramm. Früher wurde die Einheit Röntgen R verwendet. 1 Röntgen entspricht $258 \mu\text{C}/\text{kg}$.

Ionendosisleistung

Die Ionendosisleistung \dot{J} ergibt sich als Differentialquotient

$$\dot{J} = \frac{dJ}{dt} \quad (2.15)$$

2.1.4 Strahlenfeldbedingungen

Bei der Bestimmung der Energiedosis im Medium wird bei der sogenannten Sondenmethode eine Sonde in das zu untersuchende Medium gebracht, in deren Material ersatzweise für das umgebende Medium eine Sondenenergiedosis erzeugt wird. Die Anzeige des Dosimeters muss mit Hilfe von Korrekturen in die Energiedosis im umgebenden Material, die ohne Anwesenheit dieser Sonde entstehen würde, umgerechnet werden. Bei der Anwendung der Sondenmethode darf das zu untersuchende Strahlenfeld nur wenig

durch die Sonde selbst verändert werden, da sonst einfache und von der Sondengeometrie unabhängige Umrechnungen der Sondendosis in die Gewebedosis nicht mehr möglich sind. Hierzu gibt es zwei wichtige Grenzbedingungen, die in der Dosimetrie durch das Sekundärelektronengleichgewicht und die Bragg-Gray-Bedingungen definiert sind.⁶

Sekundärelektronengleichgewicht

Sekundärelektronengleichgewicht (SEG) an einem Punkt innerhalb eines Materials besteht, wenn die in einem kleinen Volumenelement von Photonen auf Sekundärelektronen übertragene, von diesen aus dem Volumenelement heraustransportierte und nicht in Bremsstrahlung umgewandelte Energie gleich der von Sekundärelektronen in das Volumenelement hineintransportierte und darin verbleibende Energie ist.

Im Falle des SEG gilt daher:

$$D = K_{col} \quad (2.16)$$

Die Dosisbeiträge im Material des Sondenraumes stammen für Photonenstrahlung also ausschließlich von den Elektronen der zweiten Generation (durch Wechselwirkung der Sekundärelektronen erzeugt) und der Photonen.

Bragg-Gray-Bedingung

Der andere Grenzfall tritt näherungsweise dann ein, wenn Hohlraumsonden innerhalb von Medien verwendet werden und ihre Abmessungen so klein sind, dass die Energieüberträge oder Energieverluste der Photonen vernachlässigbar werden. Ist ein Hohlraum innerhalb eines Materials A mit einem Material B gefüllt, so besteht ein Strahlungsfeld unter BRAGG-GRAY-Bedingungen, wenn

1. die Flussdichte der Elektronen der ersten Generation sowie ihre Energie- und Richtungsverteilung durch den mit dem Material B gefüllten Hohlraum nicht verändert wird,
2. die Energie, die von den im Material B durch Photonen ausgelösten Sekundärelektronen auf dieses Material übertragen wird, im Verhältnis zu der insgesamt auf das Material B übertragenen Energie verschwindend klein ist,
3. die spektrale Flussdichteverteilung der Elektronen aller Generationen innerhalb des Materials B ortsunabhängig ist.

Die Dosisbeiträge im Material des Sondenraumes stammen für Photonenstrahlung also ausschließlich von den Sekundärelektronen der Photonenwechselwirkung.

2.1.5 Dosisverteilung

Unter Dosisverteilungen von Photonen- oder Elektronen-Strahlung versteht man die räumlichen Verteilungen der Energiedosis in der bestrahlten Materie. Sie hängen in komplizierter Weise von den physikalischen Eigenschaften des Absorbers und von der

⁶[13] Seite 128ff

verwendeten Strahlungsart und -qualität ab. Eine für die Analyse räumlicher, perkutaner Dosisverteilungen günstige Methode ist die Darstellung durch die absolute Dosisleistung an Referenzpunkten (2.1a), Tiefendosiskurve auf dem Zentralstrahl oder parallel dazu (2.1b), orthogonale Querprofile senkrecht zum Zentralstrahl (2.1c) und in Form von Isodosenlinien (Linien gleicher Dosis oder Dosisleistung), die in ausgewählten Ebenen dargestellt werden.⁷

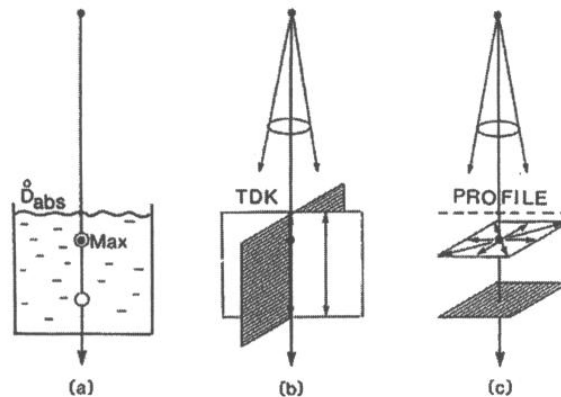


Abbildung 2.1: Übersicht über Dosisverteilungen

Absolute Dosisleistungen

Zur Kennzeichnung der Strahlungsintensität perkutaner medizinischer Strahlungsquellen (Röntgenröhren, Kobaltanlagen, Beschleuniger) wird eine experimentell ermittelte Dosisleistung herangezogen. Diese wird als Kenndosisleistung bezeichnet und ihre Definition unterscheidet sich nach der Art der Strahlungsquelle. Für therapeutische Strahlungsquellen soll die Kenndosisleistung als Wasser-Energiedosisleistung in einem rückstreuengesättigten, also genügend großen Phantom, im Maximum der Zentralstrahl-Tiefendosiskurve (oder anderen Referenztiefe) für eine Hautfeldgröße von $10 \times 10 \text{ cm}^2$ und einem Fokus-Haut-Abstand von 1 m angegeben werden.

Tiefendosisverteilungen

Unter Tiefendosisverteilungen versteht man die absolute oder die auf einen Bezugspunkt normierten (in z.B. 5 cm, 10 cm, ... Tiefe) relativen Energiedosisverteilungen oder Energiedosisleistungsverteilungen auf dem Zentralstrahl oder einer Linie parallel zum Zentralstrahl des therapeutischen Strahlenbündels. Relative Tiefendosisverläufe werden auch als prozentuale Tiefendosis bezeichnet. Der dosimetrisch wichtigste Tiefendosisverlauf ist die, auf das Dosis- oder Dosisleistungsmaximum normierte prozentuale Tiefendosis entlang des Zentralstrahls. Therapeutisch und dosimetrisch wichtige Kenngrößen einer Tiefendosiskurve sind die Phantomoberflächendosis (Hautdosis) D_{Haut} , die

⁷[13] Seite 208ff

Tiefenlage d_{max} sowie der absolute und relative Wert des Dosismaximums, die erste und eventuell die zweite Halbwertstiefe d_{50} und die Phantomaustrittsdosis D_{ex} (siehe Abbildung 2.2).

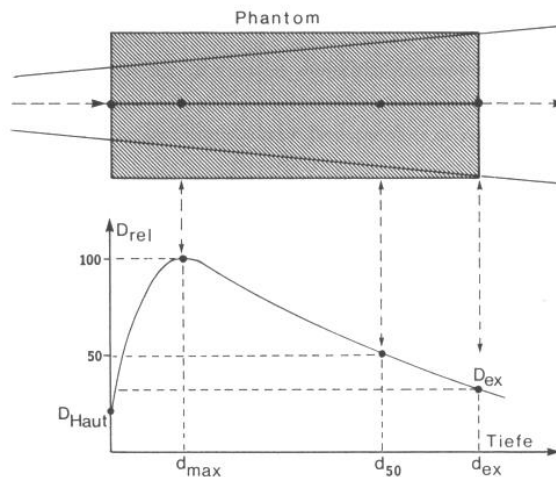


Abbildung 2.2: Tiefendosisverteilung

Der Verlauf der Tiefendosisverteilung hängt natürlich von den Eigenschaften des durchstrahlten Mediums (Dichte, Ordnungszahl) sowie von der Strahlenqualität, also der Energie der Photonen und der Form des Photonenenergiespektrums ab. Sie bestimmen die Tiefe und Ausdehnung des Dosismaximums (Maximumlage, Breite der Aufbauzone) sowie den Wert der Oberflächendosis und legen das Ausmaß von Absorption und Streuung der Photonenstrahlung in Materie fest. Darüber hinaus hat auch die Bestrahlungsgeometrie einen Einfluss auf den Tiefendosisverlauf. Eine weitere wichtige Kenngröße ist das Verhältnis der Dosiswerte in 20 cm und 10 cm Tiefe, welches zur Beurteilung der Strahlenqualität herangezogen wird.

Dosisprofile

Unter Dosisquerverteilungen oder Dosisprofilen versteht man die Verteilungen der Energiedosis oder Energiedosisleistung in Ebenen bzw. auf Linien senkrecht zum Zentralstrahl des Strahlenbündels (siehe Abbildung 2.3). Bei den Teletherapieanlagen ist aufgrund der endlichen Größe der Strahlenquelle ein deutlicher geometrischer Halbschatten in den Profilen zu beobachten. Messungen der Querprofile dienen nicht nur zur Festlegung der Feldgrößen, sondern es werden auch wichtige Parameter wie Homogenität und Symmetrie des Bestrahlungsfeldes, die ein Maß für die gleichmäßige Bestrahlung des Zielvolumens darstellen, bestimmt.

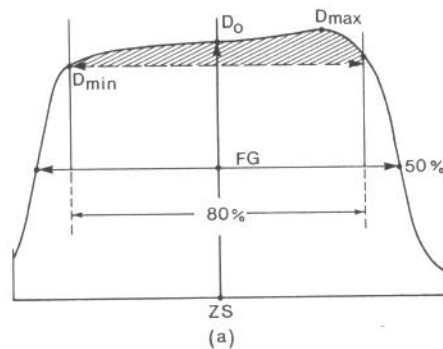


Abbildung 2.3: Dosisprofil

Isodosendarstellung

Eine sehr anschauliche Art Dosisverteilungen darzustellen, ist ihre Repräsentation als Isodosenkarten mit eingezeichneten Isodosenlinien (siehe Abbildung 2.4). Unter Isodosenlinien versteht man die Verbindungslinien gleicher Dosis oder Dosisleistung in einer Ebene. Ihre Darstellung ähnelt der von Höhenlinien auf einer Landkarte.

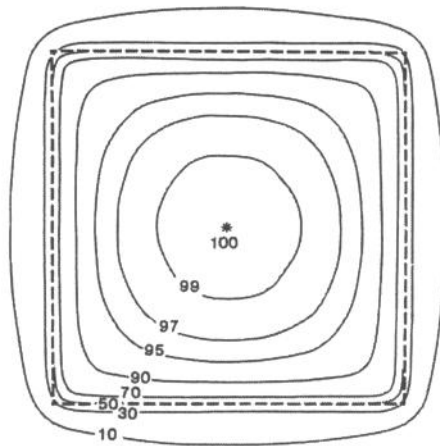


Abbildung 2.4: Isodose normal zur Strahleinfallsrichtung

2.2 Messmethoden der Dosimetrie

Unter einem Dosimeter versteht man ein Gerät, mit dessen Hilfe die Energiedosis in einem beliebigen Material bzw. Objekt gemessen werden kann. Jeder Energiebeitrag, der im Material deponiert wird, verursacht eine messtechnisch nachweisbare Größe. Die Beziehung zwischen Energiebeitrag und dieser Größe dient als Basis der Klassifikation der Dosimeter. Man unterscheidet daher zwei Dosimetertypen:

1. Absolutdosimeter: In der Kalorimetrie wird die durch die deponierte Energie hervorgerufene Erwärmung des Materials gemessen (Kalorimeter). Es können auch unter Referenzbedingungen kalibrierte Standarddosimeter (z.B. Ionisationskammer) zur Absolutmessung herangezogen werden.
2. Standarddosimeter (Relativdosimeter): Es wird die absorbierte Energie nicht direkt gemessen, sondern eine beliebig messtechnisch nachweisbare Wechselwirkung (Ionisation, Anregung), die durch die übertragene Energie hervorgerufen wird. Die Art der Wechselwirkung ist zwar beliebig, die Anzahl der Möglichkeiten ist aber durch die Forderung begrenzt, dass auch hier Proportionalität zwischen Messgröße und der übertragenen Energie, unabhängig von der Strahlenart, besteht.

2.2.1 Ionisationskammer

Die Ionisationskammer ist ein gasgefülltes Detektorvolumen, in dem die durch Sekundärelektronen erzeugten Ionenpaare durch Anlegen einer elektrischen Spannung getrennt werden. Dieser Ladungstransport ergibt einen kurzzeitigen Stromfluss, der gemessen werden kann. Die Ionisationskammer arbeitet in einem Spannungsbereich, in dem alle Ionen die Elektroden erreichen. Somit ist die Größe des Stromimpulses proportional der Anzahl der erzeugten Ionenpaare und damit auch proportional der Energie des eingestrahnten Teilchens. Je nach Anwendung wird die Photonenenergiedosis unter Sekundärelektronengleichgewicht oder Bragg-Gray-Bedingungen (siehe dazu Kapitel 2.1.4) gemessen.⁸

Gasgefüllte Ionisationskammern sind die wichtigsten Detektoren für die klinische Dosimetrie. Das häufigste Füllgas ist Luft, das erstens kostenlos zur Verfügung steht und zweitens dosimetrisch weitgehend äquivalent zu menschlichem Weichteilgewebe oder Wasser ist. Zur Erzeugung eines Ionenpaares wird in Luft eine mittlere Energie von etwa 33,97 eV benötigt. Die Wahl der Bauform von Ionisationskammern hängt vom jeweiligen Verwendungszweck ab. Neben der Größe des Messvolumens ist dabei besonders die Richtungsabhängigkeit der Dosimeteranzeige von Bedeutung. Es ergeben sich daher folgende Bauformen⁹: Parallelplattenkammer, Durchstrahlkammer, Flachkammer, Extrapolationskammer, Zylinderkammer, Fingerhutkammer (thimble chamber), Kondensatorkammer und Schachtionisationskammer mit 4π -Geometrie.

2.2.2 Filme

In der Radiotherapie kommt für die 2D-Dosimetrie meist der sogenannte radiographische Film (Röntgenfilm) zur Anwendung.¹⁰ Dessen Aufbau ist in Abbildung 2.5 dargestellt.

Die sensitive Schicht besteht meist aus in Gelatine eingebetteten Silberbromidkristallen.

⁸[2] Seite 38ff

⁹[13] Seite 150

¹⁰[21] Seite 793ff

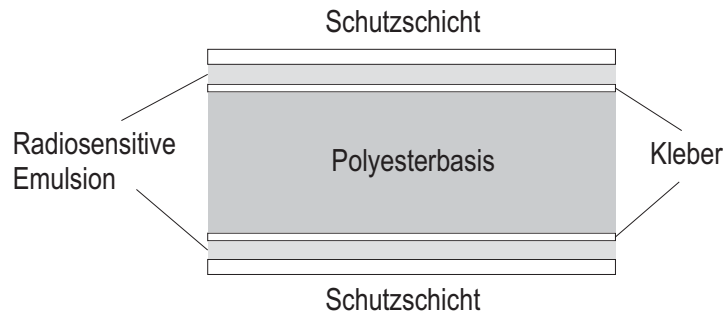


Abbildung 2.5: Querschnitt des radiographischen Films

Es laufen bei Strahlungseinwirkung folgende Reaktionen ab.

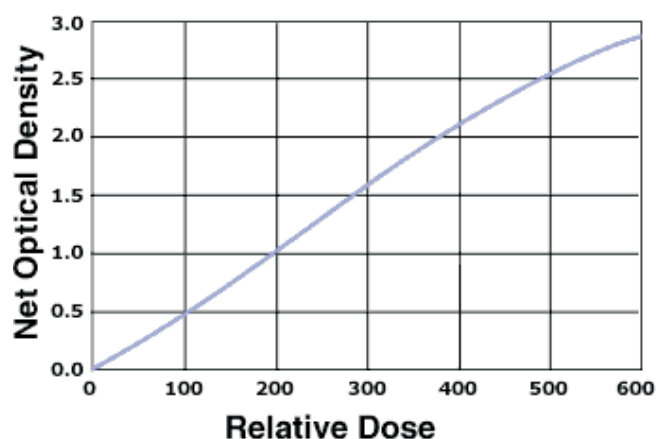


Durch die Strahlungseinwirkung und Entstehung von Sekundärelektronen werden die Silberionen zu metallischem Silber reduziert. Die Silberabscheidung am sensitiven Fleck (Ort der Wechselwirkung mit Strahlung) stellt das latente Bild dar. Im Filmverarbeitungsprozess werden die Silberionen ausgewaschen und durch den Entwickler am sensitiven Fleck weiteres Silber abgeschieden und fixiert. Die entstandene Schwärzung am Film ist proportional der Intensität der Strahlung. Diese kann durch die optische Dichte

$$OD = \log \frac{\Phi_0}{\Phi} \quad (2.19)$$

ausgedrückt werden. Φ_0 stellt hier die in einem Scanner von einer Photodiode emittierte Lichtintensität dar und Φ die vom Photodetektor gemessene Lichtintensität. Einflussfaktoren, die die Genauigkeit der Filmdosimetrie einschränken, sind unter anderem die Veränderung der Filmentwicklungsbedingungen (Chemikalien, Temperatur, ...) und der Strahlenhintergrund (Schleier). Die netto optische Dichte *netOD* ergibt sich aus der optischen Dichte minus dem Schleier.

Als idealer Film für die Dosisverifikation in der IMRT erweist sich der EDR2 (Extended Dose Range) von Kodak. Gegenüber X-Omat-V-Filmen zeigt er eine geringere Empfindlichkeit (siehe Abbildung 2.6). Die sensitometrische Kurve zeigt die genäherte Relativdosisresponse des EDR2-Films im Verhältnis zur netto optischen Dichte. Sie ist nur demonstrativ, da die exakten Ergebnisse von der Bestrahlung, der Entwicklung und den Scanbedingungen abhängt. Der EDR2-Film gelangt bei ca. 700 cGy in die Sättigung. Um Einflüsse durch Lufteinschlüsse bei diesen verpackten Filmen zu vermeiden, wird ein Loch in die Hülle gestochen um somit das Entweichen der Luft zu ermöglichen. Die direkte Messung von Relativdosisverteilungen erfordert nicht nur eine genaue Korrektur der optischen Dichte, sondern auch die Untersuchung der Energie-, Richtungs-, Abstands- und Feldgrößenabhängigkeit der verwendeten Filme. Um eine Vielzahl von sensitometrischen Kurven für die verschiedenen Abhängigkeiten zu vermeiden, wird eine normalisierte sensitometrische Kurve eingeführt. Es werden die einzelnen Kurven

Abbildung 2.6: Sensitometrische Kurve¹¹

auf den Dosiswert bei netto optischer Dichte von 1 normalisiert und man erhält bei den verschiedenen Abhängigkeiten durch Polynominterpolation eine normalisierte sensitometrische Kurve [8]. Dabei wird allerdings in Kauf genommen, dass man lediglich Relativedosimetrie betreiben kann und für die Ermittlung der absoluten Dosisverteilung eine Ionisationskammermessung, beispielsweise im Isozentrum, notwendig ist.

Die so erhaltenen zweidimensionalen Dosisverteilungen werden aufgrund ihrer hohen räumlichen Auflösung als Referenz für den Vergleich mit den berechneten Dosisverteilungen verwendet. Wie dieser Vergleich durchgeführt wird, ist im Kapitel 5.2 beschrieben. Die weiteren Vorteile sind die einfache Handhabung und Auswertung der Filme.

¹¹[11] Produkthomepage Kodak

Kapitel 3

Bestrahlungsplanungssysteme

¹Die Bestrahlungsplanung ist ein iterativer Vorgang. Zuerst wird der Patient positioniert und gelagert, um die für die Behandlung optimale Lage des Patienten festzulegen und die Reproduzierbarkeit der Lage sicherzustellen. In der selben Position, in der der Patient behandelt wird, werden auch die Bildinformationen erstellt. Es handelt sich hierbei um Bilder aus CT, MR, PET, SPECT oder Ultraschall. Es wird das zu behandelnde Zielvolumen und zu berücksichtigende Risikoorgane anhand der Bilddaten definiert. Dann werden die Bestrahlungsparameter mit Hilfe der virtuellen Therapiesimulation bestimmt. Daraufhin wird die Dosisberechnung gestartet. Anschließend werden die zu erwartenden Dosisverteilungen analysiert und verglichen. Falls sie die individuellen Randbedingungen nicht erfüllen, werden die Bestrahlungsparameter solange modifiziert, bis ein akzeptabler Plan gefunden ist (siehe Abbildung 3.1).²

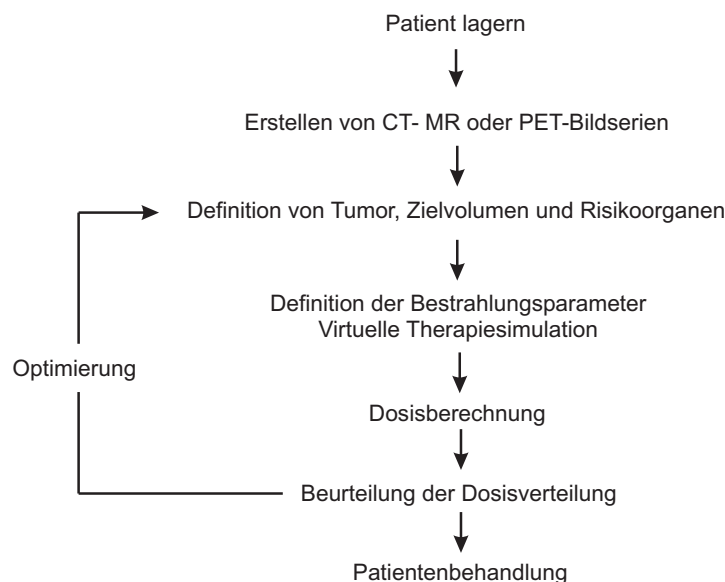


Abbildung 3.1: Ablaufdiagramm Bestrahlungsplanung

¹Es wird in diesem Kapitel nur auf die 3D-Planung eingegangen

²[4] Seite 333ff

3.1 Zielvolumen und Risikoorgane

Einer der wichtigsten Schritte in der Bestrahlungsplanung ist die Festlegung des Zielvolumens. Entsprechend der ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), Ausgabe 50 und 62, werden verschiedene Zielvolumina definiert. Diese sind in folgender Tabelle angeführt.

Bezeichnung	Beschreibung
GTV (Gross Tumor Volume)	Sichtbare Tumor
CTV (Clinical Target Volume)	GTV plus Sicherheitsbereich aufgrund unsichtbarer Ausläufer des Tumorgewebes
PTV (Planning Target Volume)	GTV plus Sicherheitsbereich, der Ungenauigkeiten aufgrund der Positionierung und Bewegung berücksichtigt
OAR (Organ At Risk)	Organe mit erhöhter Strahlenempfindlichkeit
PRV (Planning Organ at Risk Volume)	OAR plus Sicherheitsbereich, der Ungenauigkeiten aufgrund der Positionierung und Bewegung berücksichtigt

Tabelle 3.1: Definition der Zielvolumina

Die geometrische Form der verschiedenen Strukturen und ihre Lagebeziehungen zueinander werden in den weiteren Planungsschritten benutzt, um die Lage, Form und Einstrahlrichtung der einzelnen Strahlenfelder optimal festzulegen.

3.2 Definition der Bestrahlungsparameter

Das Ziel ist eine möglichst tumorkonforme Bestrahlung zu erreichen. Es werden die Richtung und Anzahl der Strahlenfelder so festgelegt, dass das Zielvolumen möglichst komplett erfasst wird, ohne dass sich Risikoorgane in den Feldern befinden und sich die verschiedenen Felder in einem kleinen Volumen überlagern. Die Suche nach den geeigneten Einstrahlrichtungen ist ein Trial-and-error-Verfahren. Die Feldgröße wird an die Tumorgöße angepasst. Weiters hat die Energie einen großen Einfluss auf die Dosisverteilung. Mit Hilfe von Blöcken, Keilen, Kompensatoren und dynamischen Kollimatoren kann die Intensität eines Strahlenfeldes moduliert werden. Damit kann erreicht werden, dass sich die Dosis noch besser an die Form des Zielvolumens anpasst.

3.3 Dosisberechnung

Die Berechnung der im Patienten applizierten Dosis vor der eigentlichen Behandlung ist die Grundlage der nachfolgenden Bewertung eines Bestrahlungsplans. Die Charakterisierung eines "optimalen" Bestrahlungsplans erfolgt durch die Spezifikation von Bedingungen an die dreidimensionale Dosisverteilung, wie z.B. durch das Festlegen von

Toleranzdosen in Risikoorganen, der Begutachtung des Verlaufs bestimmter Isodosenflächen oder Anforderungen an die Dosisinhomogenität im Zielvolumen. Anforderungen an die Dosisberechnung sind:

- Vorhersage der Patientendosis mit hoher Präzision und Zuverlässigkeit
- Dosisberechnung innerhalb eines akzeptablen Zeitrahmens

Zur Lösung des Konfliktes zwischen Genauigkeit und Geschwindigkeit der klinischen Dosisberechnung wurden die folgenden Ansätze für Berechnungsalgorithmen entwickelt.

3.3.1 Algorithmen

Faktorbasierte Algorithmen

Es handelt sich hierbei um gänzlich empirische Algorithmen, die die Berechnung der Dosis an einem Punkt ermöglichen. Der Startpunkt einer solchen Berechnung ist die Strahlenkalibrierung in einer Referenzgeometrie, wobei der Referenzoutput des Beschleunigers in cGy pro Monitoreinheit bestimmt wird. Alle Abweichungen von der Referenzgeometrie werden durch Korrekturfaktoren berücksichtigt. Die Basis solcher Algorithmen sind also einfache dosimetrische Parameter wie Tiefendosiskurve, Outputfaktoren, Keilfaktor, usw. Diese können einfach gemessen werden, die Bestimmung aller Größen ist jedoch sehr zeitintensiv.³

$$D(x, y, z, c) = D_R(x_R, y_R, z_R, c_R) \cdot \frac{D(x, y, z, c)}{D_R(x_R, y_R, z_R, c_R)} \tag{3.1}$$

$$= D_R \cdot \frac{K_1(c)}{D_R} \cdot \frac{K_2(z)}{K_1(c)} \cdot \dots \cdot \frac{K_n(z)}{K_{n-1}(\dots)} \tag{3.2}$$

x, y, z ... räumliche Lage
 c Kollimatoreinstellung
 K Korrekturfaktoren

- Vorteile: einfach, schnelle Berechnung, Unterscheidung von Kollimator- und Phantomstreuung
- Nachteile: zeitaufwendige Messungen, unflexibel

Stoßkerma Algorithmen

Dies ist ein eindimensionaler Algorithmus für die Berechnung von Punktdosen. Alle Formeln die verwendet werden sind empirisch, beinhalten jedoch fundamentale physikalische Größen, wie z.B. den linearen Schwächungskoeffizienten μ .

$$D(c, s, z) = P + S = P \cdot \left[1 + \frac{S}{P} \right] \tag{3.3}$$

$$= P(c, z) \cdot [1 + \sigma(s, z)] \tag{3.4}$$

$$= N \cdot S_c(c) \cdot A(z, \mu) \cdot [1 + \sigma(s, z)] \tag{3.5}$$

$$= N \cdot S_c(c) \cdot A(z, \mu) \cdot SF(s, z) \tag{3.6}$$

³[7] Kapitel 9 Seite 10ff

- c Kollimatoreinstellung
- s Feldgröße
- z Behandlungstiefe
- S Dosis aufgrund von Streustrahlung
- P Primärdosis wobei gilt

$$P(c, z) = N \cdot S_c(c) \cdot A(z) \tag{3.7}$$

- N Normalisierungsfaktor
- A Schwächungsfaktor
- S_c ... Kollimatorstrefaktor
- σ S/P Verhältnis von Streu- zu Primärdosis
- SF ... Streufaktor

Der Streufaktor kann folgendermaßen ausgedrückt werden

$$SF(s, z) = 1 + \sigma(s, z) = \frac{D(s, z)}{K_c(s, z)} \rightarrow K_c \propto P \propto \Psi \tag{3.8}$$

Irreguläre Felder

In der modernen Strahlentherapie sind die Felder nicht mehr rechteckig, sondern werden mit Hilfe von Blöcken oder Kollimatoren an die Tumorform angepasst. Einfache Berechnungsalgorithmen basieren auf Messungen mit quadratischen Feldern. Da es unmöglich ist für alle irregulären Felder Messungen durchzuführen, ist eine Methode notwendig, um aus irregulären Feldern äquivalente quadratische Felder zu berechnen. Von Clarkson wurde aus diesem Grund die sogenannte Sektorintegrationsmethode entwickelt. Diese basiert auf der Integration von dosimetrischen Größen für Sektoren des Feldes, welche einen konstanten Radius haben (siehe Abbildung 3.2).

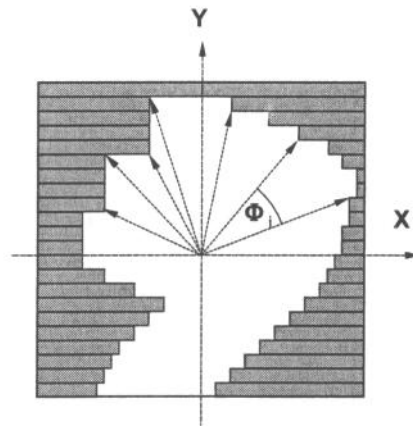


Abbildung 3.2: Segmentierung irregulärer Felder

Daraus ergibt sich für den Patientenstrefaktor

$$S_p(s) = \frac{1}{2\pi} \sum_{i=1}^n S_p(r_i, \Phi_i) \cdot \Delta\Phi_i \tag{3.9}$$

Dosimetrische Größen von Kreisfeldern können über

$$r_{eq} = 0.561 \cdot s_e \quad (3.10)$$

zu Größen von rechteckigen Feldern umgewandelt werden.

Fluenzbasierte Algorithmen

Beim Ausführen eines fluenzbasierten Algorithmus wird die Dosis an einem Punkt durch Aufsummieren von Einflüssen der Streuelemente berechnet. Es können dabei verschiedene Streukerne wie Punkt-, Pencil- oder Planarkerne verwendet werden. Wenn sich die Strahlenfluenz innerhalb des Absorbers verändert, ist ein Punktkern und eine Volumenintegration notwendig. Mathematisch kann man das folgendermaßen formulieren:

$$D(x, y, z) = \int \Phi_{1D}(x') \cdot K_{planar}(x'; x, y, z) \cdot dx' \quad (3.11)$$

$$D(x, y, z) = \iint_A \Phi_{2D}(x', y') \cdot K_{pencil}(x', y'; x, y, z) \cdot dx' dy' \quad (3.12)$$

$$D(x, y, z) = \iiint_V \Phi_{3D}(x', y', z') \cdot K_{punkt}(x', y', z'; x, y, z) \cdot dx' dy' dz' \quad (3.13)$$

Wobei hier Φ proportional zur einfallenden Fluenz auf der Oberfläche des Streukernes ist. Die Verwendung eines ortsabhängigen Kernes ermöglicht die Berücksichtigung von heterogenem Gewebe und diese Methode ist auch unter dem Namen Superpositionsprinzip bekannt. Wenn es sich bei der auf einen homogenen Absorber einfallenden Strahlung um eine monoenergetische Strahlung handelt, wird der Kern bezüglich der Raumkoordinate invariant und das Integral wird zu einem Faltungsintegral. In der Praxis wird für mehrfach energetische Strahlen und heterogenem Adsorber das Integral angenähert. Fluenzbasierte Algorithmen falten also die eintretende Energiefluenz mit den jeweiligen Dosiskernen. Vereinfacht kann man das wie in Abbildung 3.3 darstellen.

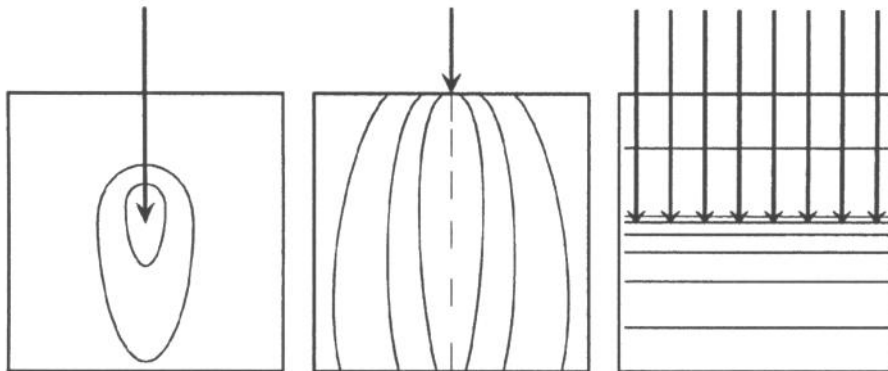


Abbildung 3.3: Faltungskerne (Punktkern, Pencil beam Kern, planarer Kern)

Pencil Beam Kerne: Pencil beam Modelle sind momentan der Stand der Technik. Der Pencil-beam stellt die Dosisverteilung eines unendlich dünnen Nadelstrahls dar, der senkrecht auf die Oberfläche des Phantoms fällt.

$$D(x, y, z) = \int \int_{Feld} \sum_E \Psi_E(x', y') \cdot \frac{p}{\rho}(E, x - x', y - y', z) dx' dy' \quad (3.14)$$

Ψ_E ... einfallende Strahlung

$\frac{p}{\rho}$ Pencil Beam Kern

In Zylinderkoordinaten kann man einen Kern z.B. folgendermaßen parametrisieren.

$$\frac{p}{\rho}(r, z) = \frac{A_z e^{-a_z r} + B_z e^{-b_z r}}{r} \quad (3.15)$$

Die Haupteinschränkungen dieses Modells sind Ungenauigkeiten beim heterogenen Absorber und die Berücksichtigung der Streuteile bei abweichenden Phantomgrößen zur Referenzphantomgröße.

Punktdosis Kerne: In diesem Modell wird die Dosis mittels Superposition von Energieverteilung und Teilchentransportfunktion berechnet. Dies ist neben der Monte Carlo Berechnung momentan das genaueste Modell in der Dosisberechnung. Die Energieverteilung wird auch oft als TERMA (**T**otal **E**nergy **R**elaxed per unit **M**Ass) bezeichnet und kann folgendermaßen ausgedrückt werden.

$$\Psi_E(r) = \Psi_E(r_0) \cdot \left(\frac{r_0}{r}\right)^2 \cdot e^{-\int \mu(l) dl} \quad (3.16)$$

$$T(r) = \int_E \frac{\mu}{\rho}(E, r) \cdot \Psi_E(r) \cdot dE \quad (3.17)$$

Daraus berechnet sich die Dosis

$$\Rightarrow D(\vec{r}) = \int_{Energie} \int \int \int_{Volumen} T_E(\vec{s}) \cdot h(E, \vec{r} - \vec{s}) d^3 s \cdot dE \quad (3.18)$$

$$mit T_E(\vec{r}) = \frac{\mu}{\rho}(E, \vec{r}) \Psi_E(\vec{r}) \quad (3.19)$$

h ist der Punktkern und kann wie folgt ausgedrückt werden

$$h(r, \Theta) = \frac{A_\Theta e^{-a_\Theta r} + B_\Theta e^{-b_\Theta r}}{r^2} \quad (3.20)$$

$A_\Theta, B_\Theta, a_\Theta, b_\Theta$... sind Funktionen des Streuwinkels

Die Integration wird entweder über direktes Summieren, Fast Fourier Transformation (FFT) oder Collapsed-Cone-Faltung durchgeführt. Die Abbildung 3.4 zeigt die Entstehung der Dosisverteilung aus der TERMA. Bisher ist neben der Monte Carlo Berechnung nur die Punktkernmethode in der Lage, Inhomogenitäten im Gewebe (Lunge, Knochen, ...) und laterale Streueffekte in Medien geringer Ordnungszahl in der Dosis ausreichend genau zu berücksichtigen. Die erhöhte Genauigkeit dieser Dosisberechnung hat allerdings eine erheblich längere Rechenzeit zur Folge.

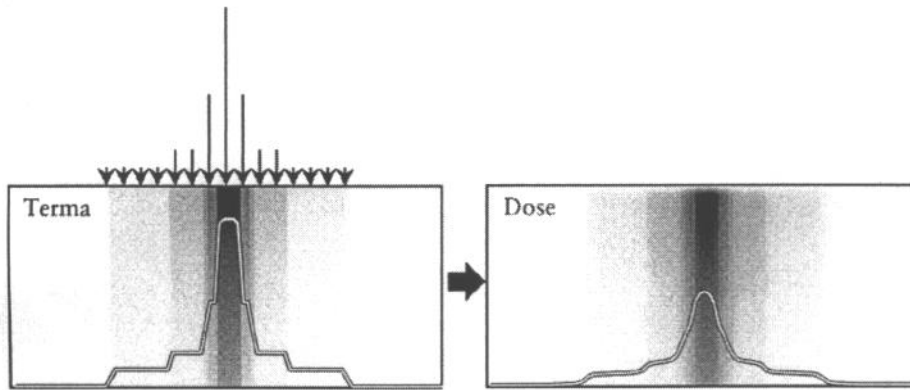


Abbildung 3.4: Dosisberechnung mit TERMA

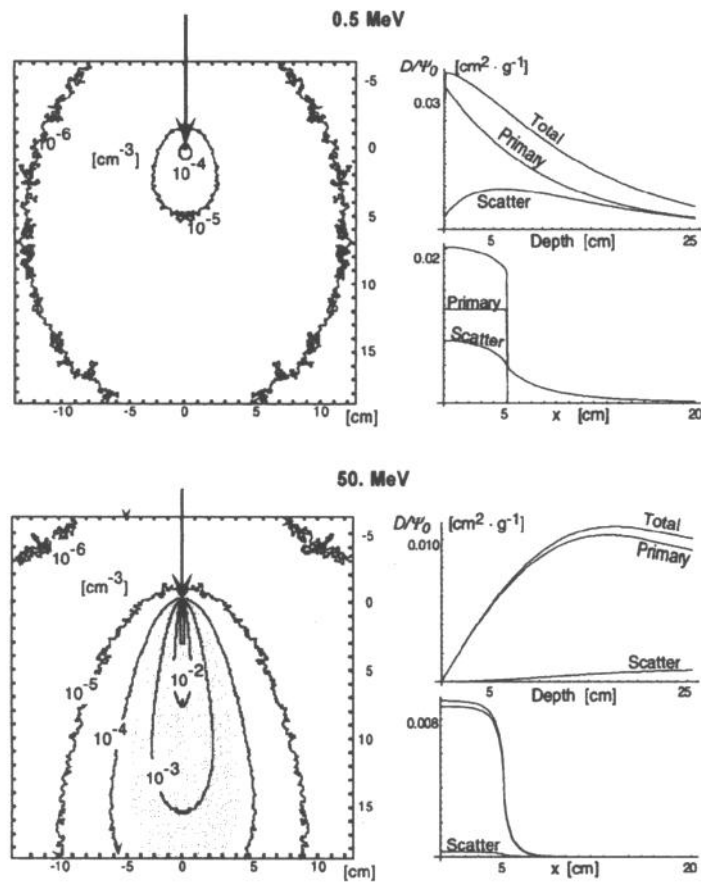


Abbildung 3.5: Beispiel von verschiedenen Punktkernen

Oberflächen- und Inhomogenitätskorrekturen

Bisher wurden großteils nur homogene Medien mit einer flachen Oberfläche berücksichtigt. Um den Anforderungen eines realen Patienten mit konturreicher Oberfläche und heterogenem Gewebe gerecht zu werden, sind Korrekturen notwendig. Man unterscheidet hier zwei unterschiedliche Ansätze. In der Korrekturfaktormethode ist der Startpunkt die Dosisverteilung eines Absorbers bestehend aus Wasser. Die Inhomogenitäten und die Oberfläche werden durch Korrekturfaktoren im nachhinein berücksichtigt.

$$D_{inhom}(x, y, z) = ICF(x, y, z) \cdot D_{H_2O}(x, y, z) \cdot SCF \quad (3.21)$$

ICF Inhomogenitätskorrekturfaktor

SCF ... Oberflächenkorrekturfaktor

In einem zweiten Ansatz werden Streuung usw. durch verschiedene physikalische Modelle berücksichtigt und somit kann die Dosisverteilung ohne das Wassermodell direkt berechnet werden.

Monte Carlo Methode

Ein Ansatz, der die mikroskopischen Prozesse der Energieabsorption am genauesten beschreibt, sind die sogenannten Monte-Carlo Techniken. Der Transport und die Erzeugung von Photonen und Sekundärelektronen im Medium wird dabei als Folge von Zufallsprozessen an Wechselwirkungspunkten mit dem Medium aufgefasst. Die Wahrscheinlichkeiten für die verschiedenen, möglichen Prozesse sind aus der Physik gut bekannt. Um statistische Unsicherheiten auf ein akzeptables Maß zu begrenzen, kann die Anzahl der benötigten Teilchen dabei zwischen 10^6 und 10^7 liegen. Die gesuchte makroskopische Dosisverteilung ergibt sich dann als Mittelwert der zufälligen mikroskopischen Energieabgaben für viele Teilchen. Diese Methode ist zwar weniger effizient als die fluenzbasierten Methoden, aber sie kann die hohe Komplexität des menschlichen Gewebes viel besser berücksichtigen. Zur Berechnung von Dosisverteilungen im Patienten schließen die notwendigen Rechenzeiten bisher einen routinemäßigen Einsatz allerdings aus. Sie wird jedoch als praktisches Werkzeug zum Testen von approximierenden Algorithmen und zum Simulieren der Strahlung von Linearbeschleunigern verwendet.⁴

3.4 Beurteilung der Dosisverteilung

Nach einer erfolgten Dosisberechnung muss überprüft werden, ob die definierten Einstellungen zu einer akzeptablen Dosisverteilung im Patienten führen werden.⁵ Falls dies nicht der Fall ist, wird der Plan iterativ solange modifiziert, bis ein zufriedenstellendes Ergebnis erreicht ist. Die Dosisverteilungen werden meist als Isodosen (wie in Kapitel 2.1.5) dargestellt und daraus erkennt man dann, ob

- das Zielvolumen komplett von der therapeutisch notwendigen Dosis umschlossen wird

⁴[4] Seite 351

⁵[4] Seite 357ff

- sich im Zielvolumen *Cold Spots* oder im Risikoorgan *Hot Spots* befinden

Diese Isodosen werden meist den MR- und CT-Bildern (wichtiger Eingangsparameter-Datensatz in der Planung) überlagert (siehe Abbildung 3.6).

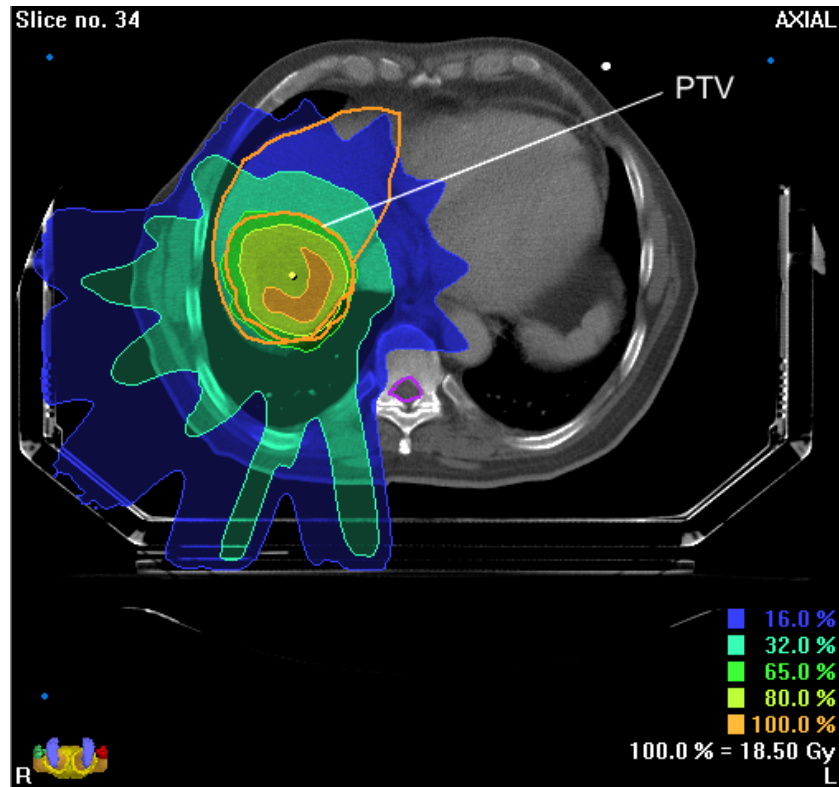


Abbildung 3.6: Isodosendarstellung

Als eines der wichtigsten Werkzeuge bei der Beurteilung von Dosisverteilungen gelten die Dosis-Volumen-Histogramme (DVH's). Hier findet eine Reduktion der Komplexität der dreidimensionalen Verteilung statt und erleichtert somit die Beurteilung von Bestrahlungsplänen. DVH's sind Häufigkeitsverteilungen der Dosis innerhalb eines spezifizierten Volumens, wie z.B. Zielvolumen oder Risikoorgan. Das entsprechende Volumen besteht aus einer Anzahl gleich großer Volumenelemente, den sogenannten Voxels. Ein Histogramm wird gebildet, indem die Dosis der einzelnen Voxel in einheitlichen Dosisintervallen aufsummiert wird. Das Resultat wird dann als differentielles Dosis-Volumen-Histogramm bezeichnet (siehe Abbildung 3.7). Üblicher ist jedoch eine andere Form der Darstellung, die mathematisch gesehen dem Integral des oben erwähnten Histogrammes entspricht und demnach auch integrales oder kumulatives DVH genannt wird (siehe Abbildung 3.8). Der Inhalt dieses DVH's besagt, welcher relative Volumenanteil mit einer Dosis größer oder gleich dem spezifizierten Wert belastet wird.

Ein Nachteil der DVH's ist der Verlust der Ortsinformation und man verwendet deshalb immer auch zusätzlich die Isodosendarstellung.

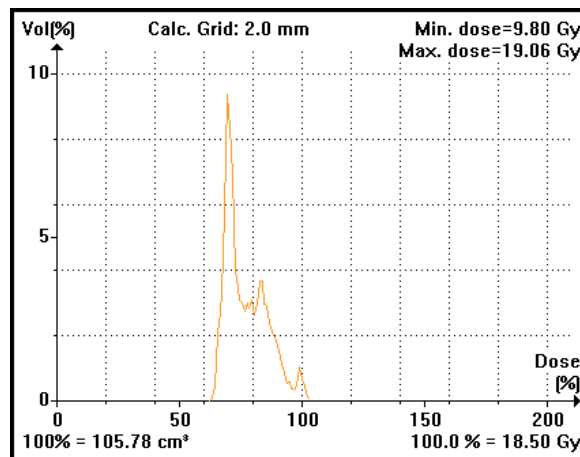


Abbildung 3.7: Differentielles Histogramm für PTV

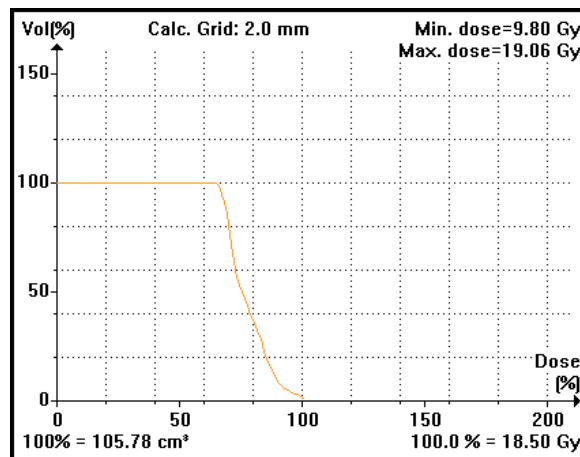


Abbildung 3.8: Kumulatives Histogramm für PTV

3.5 Planungssysteme des AKH Wien

3.5.1 BrainSCAN 5.1

BrainSCAN ist ein speziell für die stereotaktische Bestrahlung (siehe Kapitel 4.4) entwickeltes Planungssystem. Der Pencil-Beam-Algorithmus basiert auf den Veröffentlichungen von Mohan et al ([16],[17],[18]) und wird für die Konformale- und die IMRT-Planung verwendet. Dieser Algorithmus beinhaltet zusätzliche Korrekturfaktoren für Gewebehomogenitäten in jedem Beamlet. Es wird aber ausdrücklich im Manual darauf hingewiesen, dass es am Rande von Inhomogenitäten zu Fehlberechnungen kommen kann. Erst bei weiterer Entfernung zur Inhomogenität liefert das TPS richtige Ergebnisse. Wie schon im Kapitel 3.3.1 erwähnt ist dies ein Nachteil des Pencil-Beam-Modells. Zur Faltung des Kernes mit der Fluenzverteilung wird die Fast Fourier Transformation verwendet.

3.5.2 HELAX-TMS 6.1

HELAX ist eines der meist verwendeten 3D-Planungssysteme und wendet ebenfalls das Pencil-Beam-Modell (Ahnesjö et al [1]) an. Es wird daher die im Vergleich zu Punktdosis-Kerne fehlerhafte Berechnung in der Nähe von Dosisinhomogenitäten aufgrund der wesentlich schnelleren Berechnung in Kauf genommen. Die modellierte Energiefluenz wird in zwei Teile - Primär- und Streufluenz - separiert. Die Streufluenz ergibt sich aus mehreren Streuern im Strahlerkopf (Kollimator, Keil, usw.) und bildet mit der Primärfluenz die Eingangsparameter für die Dosisberechnung mit dem Pencil-Beam-Algorithmus. Die Merkmale der Dosisberechnung mit HELAX sind:

1. Die Primär- und Streufluenz werden separat berechnet, bevor die Dosisberechnung gestartet wird.
2. Die Feldform wird durch einen Polygon, der eine auf eine Referenzebene projizierte Fläche umschließt, beschrieben. Diese Fläche wird in einzelne Dreiecke unterteilt und mit dem Kern semianalytisch gefaltet, wobei die Fluenz über die Fläche gemittelt wird.
3. Die 3D-Dichtematrix des Patienten und somit die Wechselwirkungswahrscheinlichkeiten und Schwächungskoeffizienten der Photonen wird aus den CT-Hounsfield-Einheiten bestimmt.
4. Inhomogenitäten werden in Richtung des Strahls berücksichtigt.
5. Inhomogenitäten in lateraler Richtung werden nicht berücksichtigt (siehe dazu Abbildung 3.9).

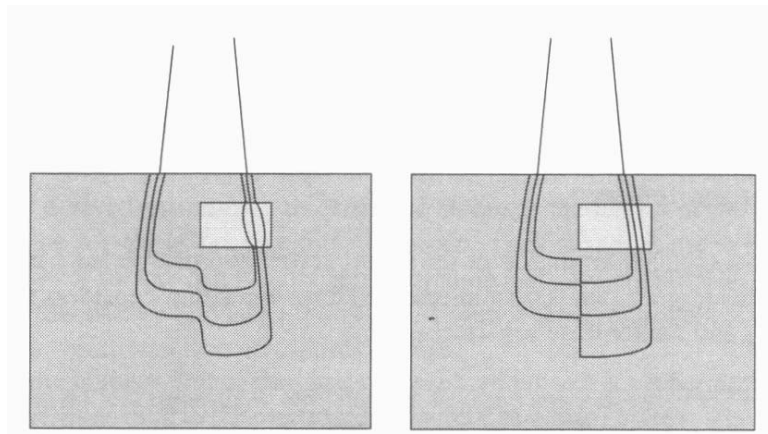


Abbildung 3.9: Physikalisch korrekte Isodosen (links) im Vergleich zu Isodosen mit HELAX berechnet (rechts) unterhalb und innerhalb einer simulierten Lunge im Wasserphantom

Kapitel 4

Moderne Techniken in der Teletherapie

4.1 Einführung

Strahlentherapie wird gewöhnlich mit mehr als einem Feld betrieben, um eine homogene an das PTV angepasste Dosisverteilung zu erreichen, und um das gesunde Gewebe möglichst auszusparen.¹ Die moderne Strahlentherapie wird mit einer Reihe von Photonenenergien, Feldgrößen usw. und einer von zwei Setupmöglichkeiten (siehe Abbildung 4.1) für alle Felder durchgeführt. Es handelt sich hier um die

- constant **S**ource to **S**urface **D**istance (SSD) Technik - der Abstand von der Quelle zur Oberfläche des Patienten wird konstant gehalten
- isozentrisch oder constant **S**ource to **A**xis **D**istance (SAD) Technik - das Isozentrum der Quelle wird in das Zentrum des PTV gelegt

Eine optimale Dosisverteilung kann nur unter Anwendung verschiedener technischer Therapiemöglichkeiten für den jeweiligen Plan erreicht werden. Folgende Parameter haben Einfluss auf die Verteilung:

- Strahlenenergie und Strahlenart (Photonen, Elektronen, Protonen, ...)
- Feldgeometrie - Einzelfeld-Technik, Mehrfelder-Technik, Pendelbestrahlung, konformale Strahlentherapie (CRT), stereotaktische Strahlentherapie (SRT), intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT)
- Bestrahlungszubehör wie Keil, Bolus, Multileafkollimatoren, Filter, individuell geformte Blöcke, usw.
- Dosismodifikation durch Boost, inhomogene Dosisverteilung, usw.

¹[7] Kapitel 10 Seite 1

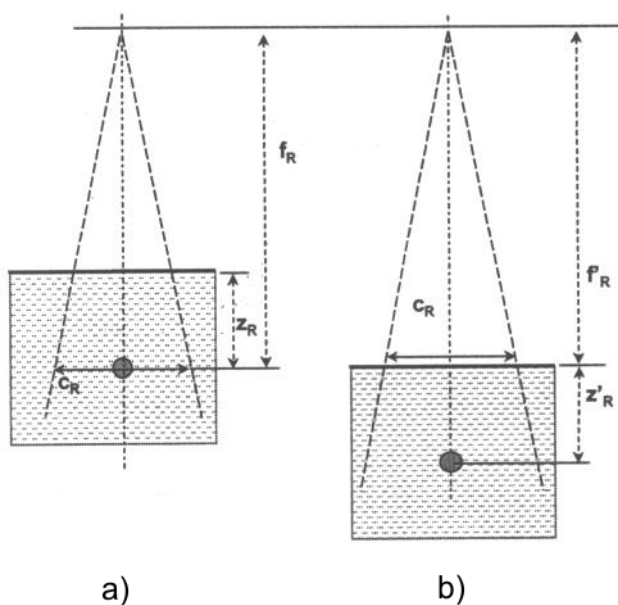


Abbildung 4.1: Setupmöglichkeiten: a) SAD, b) SSD

4.1.1 Strahlenenergie

Aufgrund der unterschiedlichen Tiefendosiskurven werden bei verschiedenen Größen des Patienten oder Ort des Tumors verschiedene Photonenenergien verwendet.

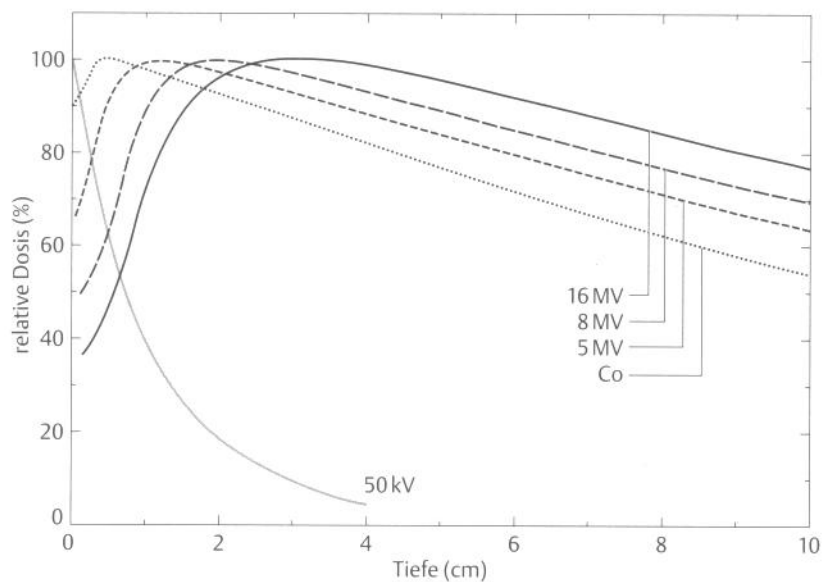


Abbildung 4.2: Tiefendosiskurven bei verschiedenen Energien

4.1.2 Feldgeometrie

Durch eine entsprechende Kombination von Feldern mit unterschiedlicher Gewichtung kann ein Plan optimiert werden. Einzelfeldbestrahlung wird meist nur bei palliativen Behandlungen oder bei Tumoren an der Oberfläche durchgeführt, da hier der Hauptanteil der Dosis am Strahleneingang und nicht in der Tiefe erzeugt wird. Die Mehrfeldtechnik findet ihre Anwendung bei tiefer gelegenen Tumoren, wo durch eine Überlagerung der Felder eine erhöhte Dosis im Tumor und eine relative geringe Dosis im gesunden Gewebe erreicht wird. Eine der im Thoraxbereich meist verwendeten Geometrien ist die mit zwei parallel opponierenden (gegenüberliegenden) Feldern. Man erreicht dadurch eine nahezu einheitliche Verteilung entlang des Zentralstrahls, da die Verminderung in der Tiefendosis des ersten Feldes durch das zweite Feld kompensiert wird. Weitere Geometrien sind: 2 Keilfelder, 4-Felder-Box, 3-Felder-Box, 2 opponierende Feldpaare. Durch die rotierende Gantry des LINAC bei eingeschaltetem Strahl um das Isozentrum wird eine relativ hohe Dosis in einer Region um das Isozentrum erreicht. Der Nachteil einer solchen Pendelbestrahlung ist, dass automatisch eine große Menge von gesundem Gewebe mit einer niedrigen Dosis bestrahlt wird.

4.1.3 Filter

Keilfilter

Es sind drei Typen von Keilen in Verwendung.

- Physikalische Keile: Das sind Keile aus Stahl oder Blei mit unterschiedlichen Winkeln, die in den Strahlengang eingebracht werden und einen Gradienten in der Strahlenintensität erzeugen. Der Filter wird manuell auf den Strahlerkopf des LINAC angebracht.
- Automatisierte Keile: Ist Ebenfalls ein Keil aus Stahl oder Blei mit fixem Winkel, der in den Strahlerkopf integriert ist und ferngesteuert wird.
- Dynamische Keile: Es wird die Kollimatorblende bei eingeschaltetem Strahl bewegt.

Der Keilwinkel ist definiert als der Winkel zwischen der 50% Isodose und der Linie senkrecht auf die Zentralstrahlachse (siehe Abbildung 4.3). Keile mit Winkeln von 10° – 60° sind erhältlich. Es gibt zwei Hauptanwendungen des Keils:

- Kompensation abgeschrägter Oberflächen
- Kompensation von Hot Spots

Bolus

Ein Bolus besteht aus gewebeäquivalentem Material und wird auf die Oberfläche des Patienten gelegt, um die Oberflächendosis zu erhöhen, oder fehlendes Gewebe zu kompensieren. Das meist verwendete Material ist Wachs. Wachs kann durch Erwärmen einfach an die Oberflächengegebenheiten des Patienten angepasst werden.

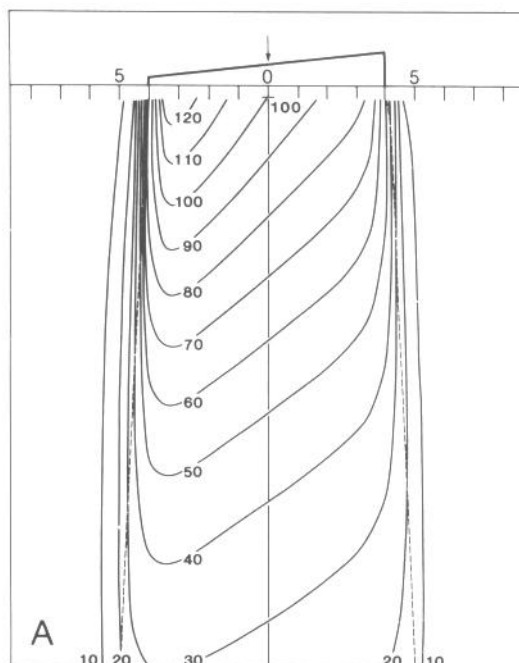


Abbildung 4.3: Modifikation der Isodosen durch Keilfilter

Individuelle Abschirmblöcke

Zusätzliche Konformität der Dosisverteilung um das PTV kann durch die Einschränkung der Felder durch tertiäre Kollimatoren, die sogenannten individuelle geformten Abschirmblöcke erreicht werden. Diese Möglichkeit der erhöhten Konformität, d.h. den Hochdosisbereich genau an das PTV anzupassen, ist das Prinzip der CRT und wird in den folgenden Kapiteln beschrieben.

4.2 Konformale Therapie

Eine der Hauptvoraussetzungen, wenn man von konformaler Strahlentherapie (CRT) spricht, ist die im Vergleich zur konventionellen Strahlentherapie verbesserte Tumoranpassung aufgrund von verbesserten Bestrahlungstechniken (siehe Abbildung 4.4), die eine erhöhte Dosis im Tumor und/oder eine reduzierte Dosis im normalen Gewebe zur Folge haben. Notwendig dafür ist eine Lokalisation des Tumors aufgrund von 3D-Daten, eine 3D-Bestrahlungsplanung (siehe dazu Kapitel 3) und eine 3D-Bestrahlungstechnik. In der CRT werden oft mehr Felder als in der konventionellen Therapie verwendet, um Hochdosisregionen zu vermeiden.

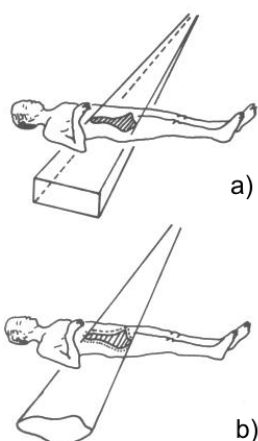


Abbildung 4.4: Unterschied von a)konventioneller und b)konformaler Strahlentherapie²

4.2.1 Multileaf Kollimator

Eines der Hauptwerkzeuge für die CRT sind die sogenannten Multileaf Kollimatoren (MLC's). Es handelt sich je nach Hersteller um 20-60 Paare von Wolframlamellen mit einer Breite von 2-12 mm (siehe Abbildung 4.5).

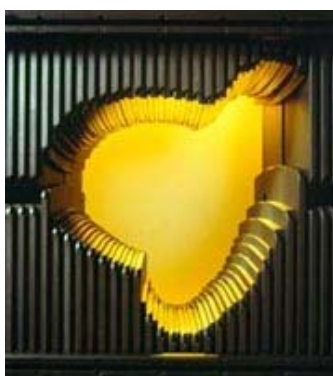


Abbildung 4.5: Varian Millennium MLC³

Jede Lamelle wird mit Hilfe eines Schrittmotors per Computer gesteuert und überwacht. MLC's mit einer Breite kleiner 5 mm werden als microMLC's (μ MLC) bezeichnet und finden hauptsächlich in der Stereotaxie Anwendung.

²[23] Seite 2

³[22] Produkthomepage Varian

4.3 Intensitätsmodulierte Strahlentherapie

Die IMRT ist eine Sonderform der CRT. Durch die IMRT lässt sich eine deutliche Verbesserung der Dosisverteilung erreichen. Es gibt Tumorformen bei denen die konventionelle 3D-Planung keine zufriedenstellende Konformität der Dosisverteilung erzielt. Dazu gehören Tumore mit konkaven Einbuchtungen, d.h. insbesondere Tumore, die um ein Risikoorgan herum wachsen. Bei solchen Fällen wird die IMRT verwendet.⁴ Mit ihr ist es möglich, die Intensität der Strahlendosis innerhalb eines Bestrahlungsfeldes zu verändern ('modulieren'). Es wird also nicht mehr eine über das gesamte Bestrahlungsfeld gleichmäßige Dosisverteilung gewählt, sondern das Feld wird in viele kleine Teilbereiche zerlegt, die mit jeweils unterschiedlicher Intensität und damit Dosis bestrahlt werden (für den betrachteten Strahl). Der Querschnitt eines Strahlenbündels hat nun an jedem einzelnen Punkt seines Feldes die gewünschte Intensität. Folglich wird ein Punkt im Tumor in einem Bereich beispielsweise mit einer schwachen Intensität bestrahlt, weil hier ein Risikoorgan in der Nähe liegt, hingegen in einem anderen Bereich mit einer hohen Intensität, weil hier der Tumor weit von einem Risikoorgan entfernt ist. In Abbildung 4.6 ist der Unterschied zwischen CRT und IMRT dargestellt.

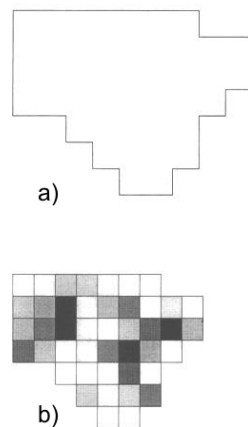
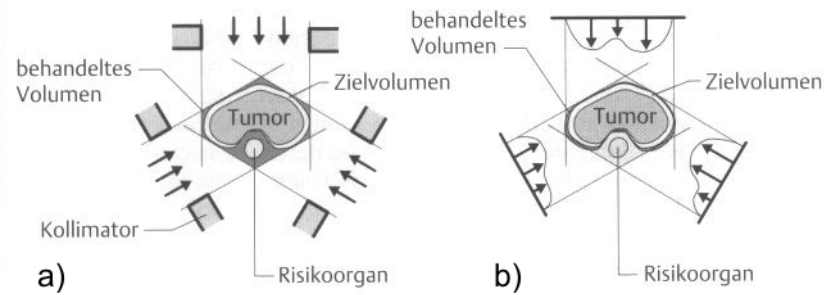


Abbildung 4.6: Unterschied a) CRT und b) IMRT, die unterschiedlichen Graustufen entsprechen unterschiedlichen Intensitäten

Dadurch erreicht man noch eine zusätzliche Konformität (siehe Abbildung 4.7).

Bei der Bestrahlung ergibt sich durch die Überlagerung mehrerer aus verschiedenen Richtungen eingestrahler Felder an jedem Punkt des Tumors durch die Überschneidung der intensitätsmodulierten Strahlenbündel und Addition ihrer Intensitäten die gewünschte Dosis. Auf diese Weise werden in der Praxis die Bestrahlung des Tumors und die Schonung von Risikoorganen optimal ausbalanciert. Folglich ergibt sich eine wesentlich bessere Dosisverteilung als mit der konventionellen Strahlentherapie. Es ist daher in

⁴[7] Kapitel 12.7 Seite 1ff

Abbildung 4.7: Bessere Konformität der IMRT⁵

vielen Fällen möglich, die Dosis im Tumor zu erhöhen, ohne dass das gesunde Gewebe stärker belastet wird. Für die Patienten bedeutet das, dass sich die Heilungschance erhöht, während unerwünschte Nebenwirkungen der Bestrahlung durch Komplikationen am gesunden Gewebe seltener sind.

Die Bestimmung der Intensitätsprofile kann aufgrund des hohen Zeitaufwandes nicht mehr vom Planer per “Trial and Error“ erfolgen. Vielmehr muss bei der Planung von Bestrahlungen mit intensitätsmodulierten Feldern die inverse Planung (siehe Kapitel 4.3.1) durchgeführt werden. Die IMRT wird zwar als fortschrittlichste Form der CRT angesehen, die Anwendung in der klinischen Routine ist jedoch aufgrund der Komplexität der notwendigen Technik für die Bestrahlung, der Komplexität des Planungsprozesses sowie des hohen Zeitaufwands für die Qualitätssicherung nicht gegeben.⁶

4.3.1 Inverse Planung

Unter inverser Planung (ITP) versteht man die automatische Bestimmung der Intensitätsprofile oder Beammmaps (siehe Abbildung 4.6b), die die gewünschte räumliche Dosisverteilung im Patienten liefern. Dies ist die umgekehrte Vorgehensweise im Vergleich zur bisherigen Planung, bei der die Dosisverteilung aufgrund der vom Planer vorgegebenen Bestrahlungsparameter ermittelt wird. Die Intensitätsprofile werden aus den klinischen Vorgaben unter Zuhilfenahme von optimierten Verfahren berechnet. Zur Lösung des inversen Problems wurde anfänglich wie in der CT-Bildrekonstruktion die gefilterte Rückprojektion verwendet (siehe Abbildung 4.8). Daraus berechnet sich die Dosis am i -ten Punkt aus

$$D_i = a_1 \cdot d_{1i} + \dots + a_n \cdot d_{Ni} = \vec{a} \bullet \vec{d}_i \quad (4.1)$$

mit N Pencil-Beams und der jeweiligen Intensität a_i des Strahles.

Für die ideale Dosisverteilung würden jedoch Intensitätsprofile mit negativen Bereichen entstehen. Daher ist es in fast keinem praxisrelevanten Fall möglich, die ideale Dosisverteilung mit physikalischen, d.h. nicht negativen Profilen zu erzeugen. Damit wird

⁵[19] Seite 121

⁶[7] Kapitel 12.8 Seite 1ff

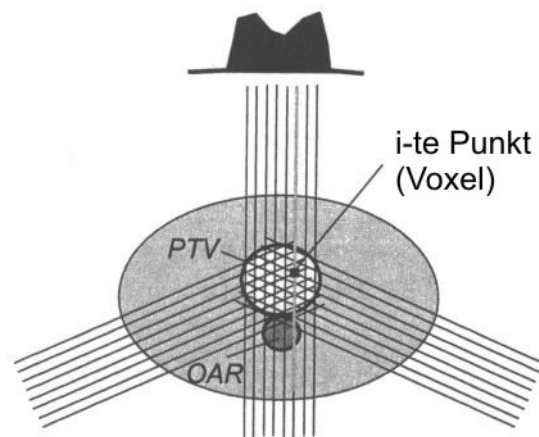


Abbildung 4.8: Zugrunde liegende Prinzip für die inverse Planung

eine exakte Lösung des inversen Problems unmöglich. Es werden heute im Allgemeinen Näherungslösungen mit Hilfe von iterativen Optimierungsverfahren ermittelt. Der Optimierungsalgorithmus minimiert oder maximiert eine spezielle Zielfunktion, welche auf mathematische Weise das Behandlungsziel definiert. Diese Zielfunktion beruht entweder auf der physikalischen Dosis, auf biologischen Parametern oder der Kombination aus Beiden.

Quadratische Differenz: Die wohl meist verwendete Zielfunktion ist die Bildung der quadratischen Differenz zwischen gewünschter und tatsächlicher Dosis. Sie beruht auf Gewichtungsfaktoren für die Dosisvorgaben, die die Dosis im Zielgebiet maximieren und im OAR minimieren.

$$F(\vec{a}) = F_T(\vec{a}) + \sum_{k=1}^K F_k(\vec{a}) \quad (4.2)$$

$$F_T(\vec{a}) = w_T \sum_{i=1}^{N_T} (D_i(\vec{a}) - D_i^{gewünscht})^2 \quad (4.3)$$

$$F_k(\vec{a}) = w_k \sum_{j=1}^{N_k} (C_+ \{D_{k,j}(\vec{a}) - D_k^{max}\})^2 \quad (4.4)$$

$$C_+ \{u\} = u \text{ für } u \geq 0, \text{ sonst } 0 \quad (4.5)$$

$D_i(\vec{a})$ Dosis im Voxel i im PTV

w_T, w_k Gewichtungsfaktoren

$D_{k,j}(\vec{a})$... Dosis im Voxel j des OAR k

D_k^{max} Toleranzdosis im OAR k

Optimierungsverfahren: Die am weitesten verbreiteten Verfahren sind das Gradientenverfahren und die Methode des *Simulated Annealing*. Ausgehend von einem geeig-

neten Startwert für die Intensitätsprofile werden die Profile schrittweise verändert, bis das Optimum erreicht ist. Die wesentlichen Unterschiede der beiden Methoden bestehen darin, wie die Schritte, d.h. die Richtungen, in dem das Optimum gesucht wird, ermittelt werden.⁷

Bei den Gradientenverfahren sind diese Suchrichtungen durch den Gradienten der Zielfunktionen vorgegeben. Diese Methode ist zwar sehr schnell, jedoch besteht die Gefahr, dass man nur das dem Startwert am nächsten gelegene lokale Optimum und nicht das globale Minimum der Zielfunktion findet (siehe dazu Abbildung 4.9).

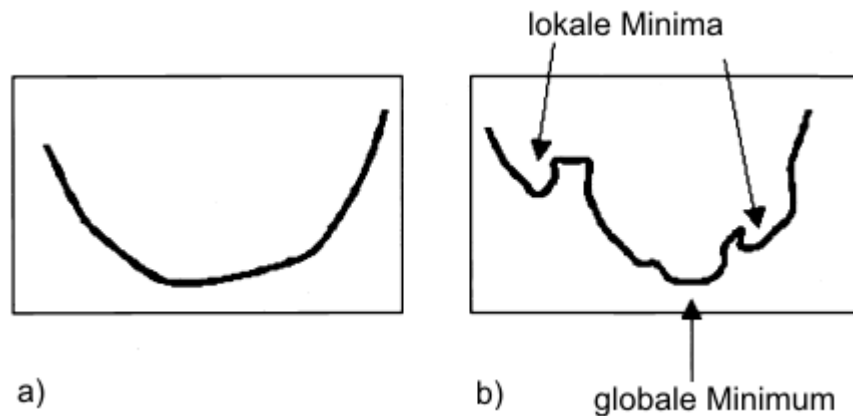


Abbildung 4.9: Skizzierte Darstellung der Zielfunktion mit a) einem Minimum, b) mehreren Minima

Bei stochastischen Verfahren, zu denen das Simulated Annealing zählt, werden die Suchrichtungen zufällig ermittelt. Ergibt sich mit den neuen Parameterwerten ein besserer Wert für die Zielfunktion, dann wird die neue Position akzeptiert und von dort aus weiter gesucht. Verschlechtert sich die Zielfunktion, so wird dieser schlechtere Wert auch mit einer gewissen Wahrscheinlichkeit, die im Laufe der Zeit immer kleiner wird, akzeptiert. Auf diese Weise kann man also von lokalen Extremwerten zu globalen Extremwerten gelangen. Solche Verfahren sind jedoch sehr rechenzeitaufwendig.

Ein Vergleich zwischen konventioneller und inverser Planung ist in Abbildung 4.10 auf der nächsten Seite dargestellt. Bei der konventionellen Therapieplanung muss der Planer i.A. mehrmals eine Schleife durchlaufen, um eine akzeptable Dosisverteilung zu erhalten. Dabei werden jeweils die Strahlenfeldparameter oder sogar die Bestrahlungstechniken geändert. Mit der inversen Planung wird dagegen im Normalfall schon nach dem ersten Durchlauf eine zufriedenstellende Dosisverteilung erzielt.

⁷[4] Seite 363

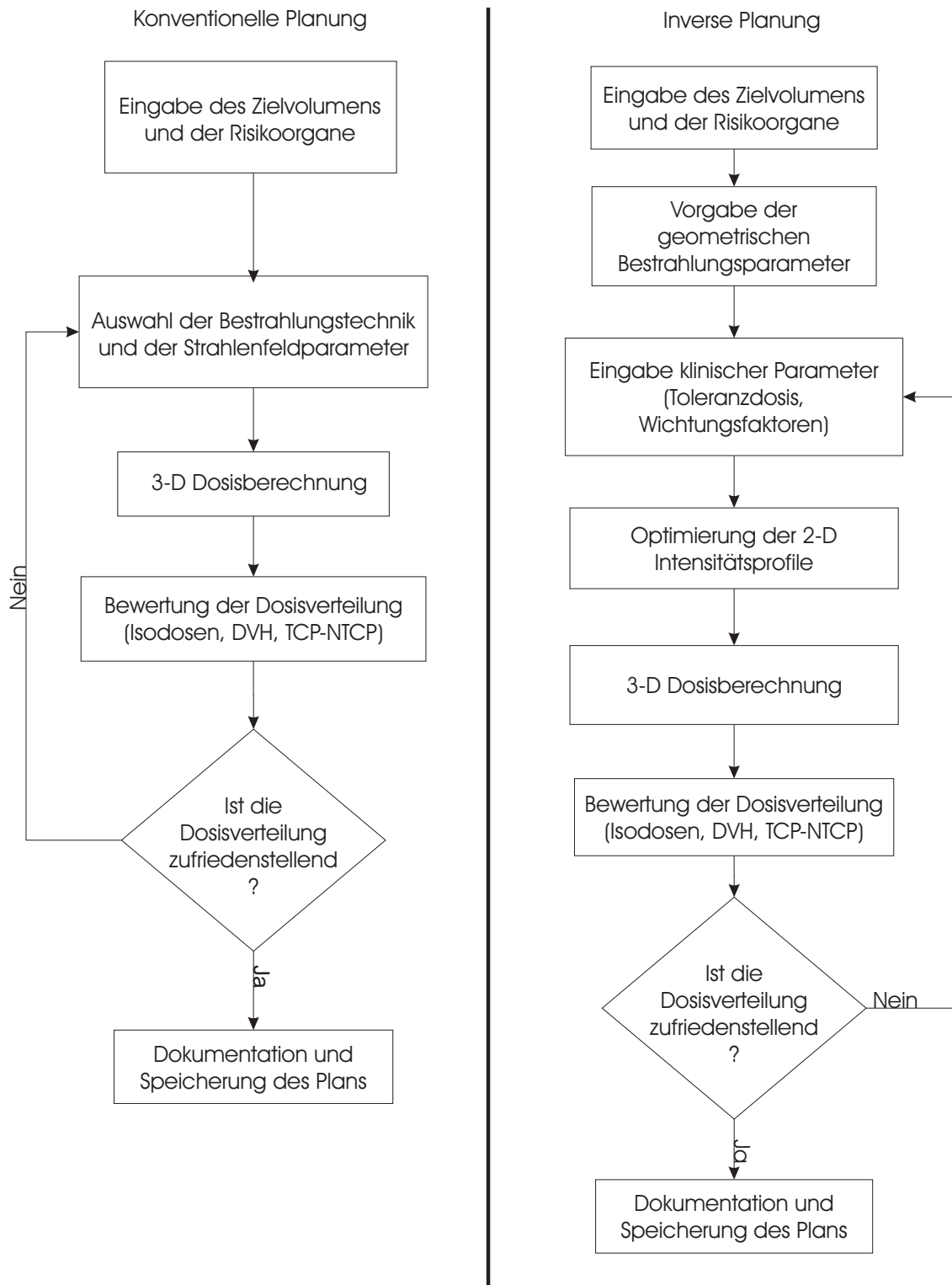


Abbildung 4.10: Vergleich zwischen inverser und konventioneller Planung

4.3.2 Behandlung

Man kann die Bestrahlungstechniken für die IMRT grob in zwei Kategorien - Kegelstrahlverfahren und Fächerstrahlverfahren - einteilen.

Kegelstrahlverfahren

SMLC: Dabei wird die unterschiedliche Intensität aus einer Einstrahlrichtung dadurch erzeugt, dass verschiedene, vom Kollimator geformte Einzelfelder konstanter Intensität ganz oder partiell überlagert werden und sich die Intensitäten hier addieren. Ein intensitätsmoduliertes Feld wird so Schicht für Schicht aufgebaut, indem die einzelnen Felder nacheinander bestrahlt werden. So ergibt sich insgesamt ein intensitätsmoduliertes Bestrahlungsfeld, mit dem das Tumervolumen bestrahlt wird. Diese Technik wird oft als *step-and-shoot* oder *stop-and-shoot* bezeichnet. Mittlerweile hat man sich jedoch auf die Bezeichnung *segmental MLC (SMLC)* geeinigt.

DMLC: Eine weitere Methode ist bei eingeschaltetem Strahl und fixem Gantrywinkel des LINAC die Leafs und somit ein variables Fenster zu verschieben. Diese Technik wird als *sliding window* oder *dynamic MLC (DMLC)* bezeichnet. In Abbildung 4.11 sind die beiden Techniken dargestellt.

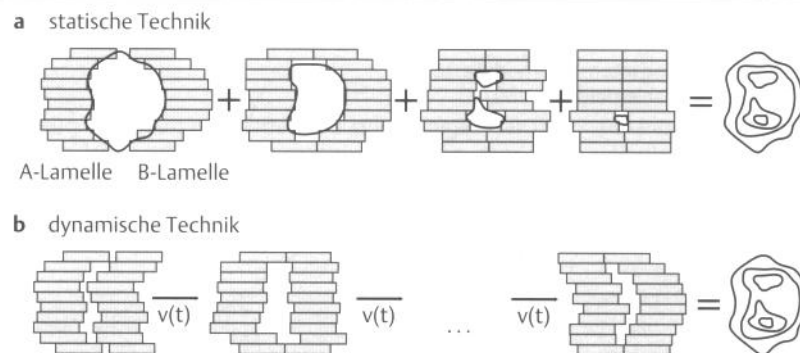


Abbildung 4.11: Unterschied von DMLC und SMLC

IMAT: Als dritte Technik ist die *intensity-modulated arc therapy* zu nennen. Hier werden verschiedene dynamische MLC-Felder bei Veränderung des Gantrywinkels überlagert. Daraus ergibt sich die bisher am besten angepasste Dosisverteilung[14].

Fächerstrahlverfahren (Tomotherapie)

Die Strahlenquelle umkreist den Patienten und bestrahlt hierbei eine (normalerweise) transversale Schicht.

Der dazu erforderliche dynamische Schlitzkollimator ($\sim 2 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$) ist vergleichsweise einfach aufgebaut. Er enthält Shutter um eindimensionale Intensitätsprofile zu

erzeugen. Im allgemeinen reicht jedoch eine einzelne Schicht nicht aus, sodass meistens mehrere transversale Schichten aneinandergereiht werden müssen. Hierzu gibt es zwei Möglichkeiten:

- Serielle Tomotherapie: Schicht für Schicht wird einzeln bestrahlt
- Spiral Tomotherapie: Der Strahl wird wie bei einer CT-Aufnahme spiralförmig um den Patienten bewegt

In der Praxis ist es jedoch schwierig, dies ohne Überlappungen, also Überdosierungen, andererseits aber auch ohne Lücken mit der großen Gefahr von Unterdosierungen, durchzuführen. Diese Technik wird hauptsächlich in den USA angewendet.

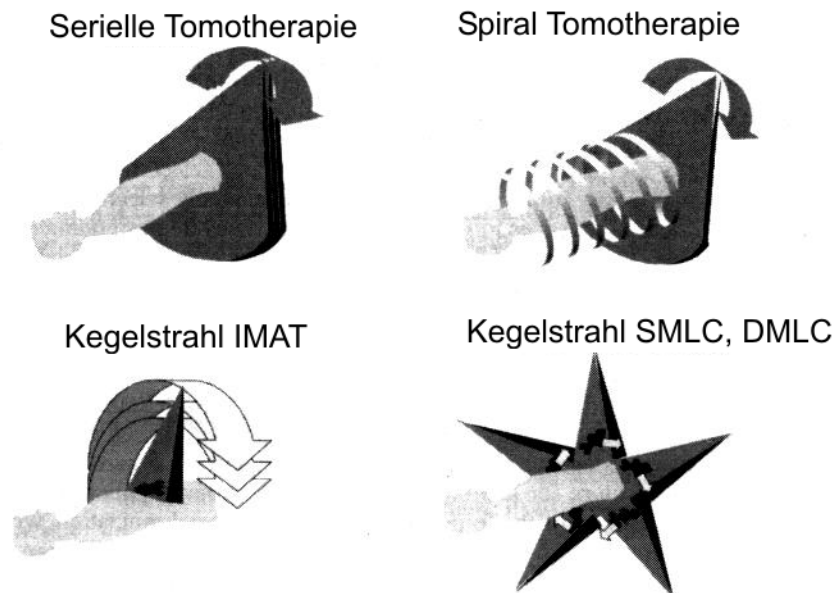


Abbildung 4.12: Darstellung der Bestrahlungstechniken in der IMRT

4.4 Stereotaktische Bestrahlung

Das Ziel der stereotaktischen Bestrahlung ist die Behandlung von kleinvolumigen, inoperablen Tumoren unter Verwendung steiler Dosisgradienten mit hoher geometrischer Präzision. Eine stereotaktische Behandlung ist einem chirurgischen Eingriff gleichzusetzen. Die Dosis einer solchen Bestrahlung bewegt sich zwischen 10 und 50 Gy wobei Tumorzvolumen von 1 bis 35 cm^3 behandelt werden. Die Anforderungen an die geometrische Genauigkeit ($\pm 1\text{ mm}$) sowie der Dosis ($\pm 5\%$) sind dementsprechend hoch.⁸

⁸[7] Kapitel 12.6 Seite 1ff

Je nach Fraktionierung wird die stereotaktische Teletherapie in zwei Kategorien eingeteilt:

- Stereotaktische Radiochirurgie (SRS): Die gesamte Dosis wird in nur einer Fraktion appliziert
- Stereotaktische Strahlentherapie (SRT): Die Dosis wird in mehreren Fraktionen appliziert

Die Forderung nach steilen Dosisgradienten und hoher geometrischer Genauigkeit haben neue Techniken in der Tumorlokalisierung und Tumorbestrahlung zur Folge. Ein invasiver oder nicht invasiver stereotaktischer Befestigungsrahmen des Patienten definiert ein fixes Koordinatensystem, welches bei der Lokalisation und Bestrahlung verwendet wird. Etabliert hat sich diese Technik bisher in der Behandlung von Tumoren im Kopfbereich (kraniale SRT), wo eine geringe Organbewegung gegeben ist. Neue Lokalisationstechniken und Atemkontrollgeräte machen jetzt jedoch einen Einsatz außerhalb des Kopfbereiches möglich (extrakranielle SRT).

Die zur Zeit für die stereotaktische Bestrahlung verwendeten Bestrahlungsgeräte umfassen ^{60}Co -Geräte wie das γ -Knife, modifizierte Linearbeschleuniger sowie Zyklotrone oder Synchrozyklotrone für Protonen oder schwerere geladene Teilchen. Zusätzlich kommen noch tertiäre Kollimatoren zur Anwendung wie μMLC oder runde Tuben.

Kapitel 5

Dosisverifikation

5.1 Aspekte zur Qualitätssicherung in der Strahlentherapie

Die Verantwortung gegenüber dem Patienten und der Schutz der Mitarbeiter erfordert komplexe Maßnahmen zur Qualitätssicherung. Welche Qualität eine Behandlung erreichen soll, die Absichten und Zielsetzungen, werden durch die Qualitätssysteme vorgegeben. Unter Qualitätsmanagement versteht man die Gesamtheit aller Abläufe, die organisatorischen Strukturen und alle Einrichtungen, die die Sicherstellung oder Anhebung eines Qualitätsniveaus zur Folge haben. Qualitätssicherung ist die Summe der bewussten Tätigkeiten zur Sicherstellung eines Qualitätsniveaus und wird heute als Unterbegriff des Qualitätsmanagements verwendet.¹

Allgemein versteht man unter Qualitätssicherung systematisches Handeln um sicherzugehen, dass das Produkt oder der Prozess den Spezifikationen entspricht. Dieser Prozess kann in 3 Schritte unterteilt werden[20].

1. Messung der Funktion, des Verhaltens
2. Vergleich mit existierenden Standards
3. notwendige Handlungen setzen, um eine Übereinstimmung mit den Standards zu sichern oder zu erreichen.

Als erstes erfolgt die Abnahmeprüfung. Die Abnahmeprüfung (Kommissionierung) untersucht die Kennmerkmale einer Einrichtung und ob die Herstellerspezifikationen und die vom Gesetzgeber oder in einer Norm festgelegten Qualitätsforderungen erfüllt sind.

Neben den umfangreichen Messungen bei der Erstdosimetrie von Bestrahlungsanlagen und den in der Regel zusammen mit den Geräteherstellern durchgeführten Abnahmeprüfungen sind eine Reihe von qualitätssichernden und qualitätskontrollierenden Untersuchungen während des laufenden Betriebes von Bestrahlungsanlagen durchzuführen.

¹[19] Seite 169

Qualitätssicherungsmaßnahmen müssen sämtliche Bestrahlungs- und Lokalisationseinrichtungen umfassen sowie regelmäßige Überprüfungen des Therapieplanungssystems beinhalten.²

5.1.1 Qualitätssicherung von Planungssystemen

Da Ergebnisse der physikalischen Therapieplanung unmittelbar die Dosierung und die Dosisverteilung im Patienten beeinflussen und sich die Planung zu einem komplexen Prozess entwickelt hat, sind auch hier qualitätssichernde und kontrollierende Maßnahmen durchzuführen. Man muss auch in Betracht ziehen, dass ein modernes Planungssystem das Ergebnis von 30-50 Mannjahren ist und aus Millionen von Zeilen Source-Code besteht. Es ist allgemein bekannt, dass eine gut geplante und programmierte Software jedoch immer noch einen Softwarefehler in jeder 100-1000 Zeile enthält. Deshalb besteht auch die Möglichkeit, dass solche Fehler erst bei speziellen klinischen Situationen signifikant werden. Die ICRU empfiehlt eine Übereinstimmung von behandelter und berechneter Dosis von 5%. In diesen 5% sind sämtliche Ungenauigkeiten während der Behandlung inkludiert. Beschränkt man sich nur auf den Planungsprozess, muss man also deutlich darunter liegen. Ungenauigkeiten und Fehler bei der Bestrahlung passieren fast täglich und sind meist zufällige Fehler. Hingegen Fehler oder Ungenauigkeiten bei der Planung sind meist systematische Fehler und beinhalten somit große Effekte auf die Tumorkontrolle und Schädigung von normalem Gewebe. Eine strenge Qualitätskontrolle des Planungssystems ist somit durchaus gerechtfertigt [6]. Die Quellen von Ungenauigkeiten während des Planungsprozesses sind im Folgenden aufgelistet:

- Patientenlagerung - Bewegung des Patienten und seiner Organe während CT-Scan und Behandlung
- Bildgebung - jede Bildgebung beinhaltet inherent geometrische Unsicherheiten
- Definition der Anatomie - ist zum Großteil vom Onkologen abhängig
- Dosisberechnung - inherente Ungenauigkeiten der Algorithmen und Inputdaten bei der Implementierung des TPS
- Dosisdarstellung und Planbeurteilung

Weitere Fehler können dadurch entstehen, dass die Parameter zur Modellierung des Linearbeschleunigers im Planungssystem falsch oder unzureichend eingegeben wurden.

Abnahmeprüfung

Bei der Kommissionierung eines Therapieplanungssystems besteht die Überprüfung zunächst in einer Kontrolle der korrekten Wiedergabe eingegebener Daten für alle Strahlungsarten und -qualitäten durch das Therapieplanungssystem. Insbesondere der Tiefendosisdaten, Gewebeverhältnisse, Streuverhältnisse, Outputfaktoren, Querprofile und

²[13] Seite 293

Keilfilterisodosen. Daran schließt sich die dosimetrische Überprüfung typischer Bestrahlungspläne an, die in der klinischen Routine verwendet werden. In diese messtechnischen Überprüfungen sollten auch Rechnungen mit Inhomogenitätskorrekturen bei schrägem Einfall der Strahlenbündel sowie die Berechnungen einer Bewegungsbestrahlung und irregulärer Felder eingeschlossen sein. Ein zentraler und wichtiger Punkt ist hierbei die Dosisverifikation, also der quantitative und qualitative Vergleich von berechneter und gemessener Dosis. Dieser Punkt wird im Kapitel 5.2 genauer behandelt. Unstimmigkeiten in diesem Vergleich müssen nicht notwendigerweise mit der Software oder dem Berechnungsalgorithmus in Verbindung gebracht werden, sondern können Anomalien in der Verwendung des gesamten Planungssystems und/oder bei der Messung reflektieren.³

Periodische Kontrollen

Periodische Systemkontrollen führt man am besten durch Berechnung eines Satzes ausgesuchter klinischer Beispiele durch. Diese Fälle sind in monatlichen Abständen unverändert, d.h. mit denselben Patientendaten, durchzuführen. Dazu sichert man anonymisierte Patienten-CT's, spielt sie in den Planungsrechner ein und berechnet die Dosisverteilungen. Als Dokumentation werden die Dosisverteilungen in allen Patientenquerschnitten verglichen.⁴

Beurteilung der Leistungsfähigkeit von Dosisberechnungsalgorithmen

Die Berechnungsalgorithmen sind oft das best gehütete Geheimnis eines Planungssystems. Aus diesem Grund ist eine genaue Klassifizierung umso wichtiger. Der Algorithmus wird nach folgenden Punkten klassifiziert:

- Name des Algorithmus
- Publikation auf der der Algorithmus basiert
- Abweichung von den veröffentlichten Methoden während der Implementation der Software

Jeder Algorithmus modelliert nur zu einem bestimmten Maß die wirkliche physikalische Situation und der Genauigkeit ist somit eine Grenze gesetzt. Es ist wichtig, dass der Anwender des Planungssystems die Limits des von ihm verwendeten Algorithmus kennt und Fehlberechnungen nicht auf Fehler der Software zurückführt. Oft ist diese Beurteilung für einen einzelnen Anwender zu aufwendig und wird deshalb in einer Anwendergruppe diskutiert.

³[13] Seite 296

⁴[13] Seite 296

5.1.2 Spezielle Maßnahmen in der IMRT

Einfache Plausibilitätsprüfungen der berechneten Monitoreinheiten, wie bei konventionellen Bestrahlungstechniken üblich, sind in der IMRT nicht mehr möglich. Ebenfalls muss aufgrund der Neuheit und der komplexen Struktur der IMRT jeder Patientenplan vor der Behandlung verifiziert werden. Dies bedeutet natürlich einen hohen Zeit-, Ressourcen- und Personalaufwand. Eine dosimetrische Verifikation der IMRT durch Übertragung von invers geplanten Bestrahlungsplänen auf Verifikationsphantome ist eine gängige Methode zur Qualitätssicherung. Es werden hierbei Patientenpläne unter Beibehaltung der Photonenfluenzen auf ein Verifikationsphantom übertragen und eine Neuberechnung der Dosisverteilung im Phantom zur Berücksichtigung der Phantomgeometrie vorgenommen.

Aufgrund der auftretenden inhomogenen Dosisverteilungen ist die alleinige Durchführung von Punktmessungen problematisch; z.B. wenn sich Messorte in Gradientenbereichen der Verteilungen befinden und die endliche Größe der Ionisationskammer zur Mittelung der Dosis führt. Ungenauigkeiten bei der Positionierung sind die Ursache für mögliche zusätzliche Abweichungen zwischen Mess- und Rechenwert, die dann zu Fehlinterpretation der Verifikationsergebnisse führen. Weiters ist eine Punktmessung aufgrund der vielen vorhandenen Freiheitsgrade in der IMRT nicht ausreichend. Es wird daher zusätzlich die Filmdosimetrie (siehe Kapitel 2.2.2) zur Messung von zweidimensionalen, relativen Dosisverteilungen eingesetzt. Dieser wird dann mit der berechneten Dosisverteilung verglichen. Der radiographische Film hat zwar den Nachteil, dass er nicht wasseräquivalent ist und die Genauigkeit von vielen Faktoren abhängt, jedoch stellt er die einzige Möglichkeit dar, 2D-Dosisverteilungen mit ausreichender Auflösung zu messen.

Dreidimensionale wasseräquivalente Dosimeter wie Gele werden zwar zur Messung von 3D-Dosisverteilungen eingesetzt, sind jedoch wegen der zeit- und kostenaufwendigen MR-Auswertung in einem klinischen Routinebetrieb kaum einsetzbar. Zusätzlich ist dieses Gel auch noch sehr sensitiv gegenüber Temperaturschwankungen.

Mögliche Ursachen für die Abweichung von gemessener und berechneter Dosis in der IMRT sind in der Tabelle 5.1 zusammengefasst.

Was die Qualitätssicherung in der Strahlentherapie betrifft können in der IMRT-Planung die gleichen Prinzipien wie in der konventionellen 3D-RTP angewandt werden. Die American Association of Physicists in Medicine (AAPM) haben hierzu einen Arbeitsgruppenbericht [6] zum Testen und Kommissionieren von 3D-RTP-Systemen verfasst. Es gibt jedoch 2 Aspekte, die neu betrachtet werden müssen. Erstens der Optimierungsprozess in der Planungsphase und zweitens die inhomogenen Dosisverteilungen. Der Optimierungsprozess ist ein komplett neuer Arbeitsschritt in der Therapieplanung und erfordert daher auch die Entwicklung von neuen Verifikationstechniken. Hier wurden bisher noch keine entscheidenden Fortschritte erzielt und es wird deshalb nur auf die Verifikation

Kategorie	Mögliche Fehler
Planungssystem	Inputdaten (Halbschatten, Tiefendosiskurve, Outputs, Leaf offsets), Ungenauigkeiten des Linearbeschleunigermodells, Einschränkungen des Dosisberechnungsalgorithmus, Fehler oder Einschränkung des Leafsequenzalgorithmus, Softwarefehler
Experiment	Geometrie des Setup, falsche MUs, falsche Fenster des MLC, falscher Winkel, falsche Filmkalibrationskurve, schlechte Filmentwicklung, Unterschiede in der Filmreaktion, schlechte Interpolation der Kalibrierkurve, Datentransferfehler
Bestrahlung	Falsche MLC-leaf Kalibration, falsche Linearbeschleunigeroperation (z.B. Steckenbleiben eines Leafs), falsche Energie
Filmverarbeitung	Densitometerartefakte, Fehler in Filmpositionierung, Fehler in sensitometrischer Kurve

Tabelle 5.1: Ursachen für Abweichungen beim Dosisvergleich⁵

der inhomogenen Dosisverteilungen eingegangen.⁶

Ziel ist es eine Standardisierung der zu verwendenden Verifikationsverfahren zu erreichen und diese in die klinische Routine einzubauen. Es soll das bestehende Problem des hohen Zeitaufwandes für die Verifikation beseitigt, und eine Erhöhung der Zahl der IMRT-Behandlungen ermöglicht werden. Wie bei den meisten Validierungsprozessen (Bewertungsprozesse) wird ein Annahmekriterium definiert und die Validierungsergebnisse mit diesem verglichen. Es wird momentan weltweit daran gearbeitet die Akzeptanzkriterien und Methoden für die IMRT-Verifikation zu definieren. Im folgenden Kapitel werden die gängigsten Verfahren erläutert. Welches dieser Verfahren sich schließlich und endlich durchsetzen wird ist derzeit noch nicht absehbar.

5.2 Dosisvergleichsmethoden

Unter Dosisvergleich versteht man den Vergleich einer gemessenen Dosisverteilung mit einer durch das Bestrahlungsplanungssystem berechneten Dosisverteilung. Dies kann mittels mehrerer Methoden durchgeführt werden:

- 1-D Linienvergleich - Vergleich von Tiefendosiskurven und Querprofilen in Abhängigkeit von Energie, Feldgröße, usw.
- 2-D Vergleich - Übereinanderlegen der Isodosenlinien
- Dosisdifferenzdarstellung in 1, 2, 3 Dimensionen
- Abstandsbild - Darstellung der Abstände besonderer Isodosenlinien (praktisch in Steilgradientenbereiche)

⁵[14] Seite 8

⁶[10] Seite 895

Zum Großteil wird der 2-D Vergleich angewendet. In der zweidimensionalen Verifikation findet hauptsächlich der Röntgenfilm Anwendung. Er wird mittels entsprechender Filmverarbeitungssoftware gescannt und digitalisiert. An der Universitätsklinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie des AKH Wien wird die Software RIT 113® in Verbindung mit einem Vidar VXR-12 Filmscanner verwendet. Es werden sowohl Dosisprofile oder 2D-Verteilungen für die Qualitätssicherung der Linearbeschleuniger und Planungssysteme verglichen. Für die absolute Dosismessung werden Ionisationskammern oder TLDs verwendet.

5.2.1 Standardvergleich

In der 3D-Strahlentherapie ist bisher der Standardvergleich verwendet worden. Die Kriterien dazu wurden von Van Dyk [20] festgelegt. Die Dosisverteilung wird hier in Bereiche mit steilen und flachen Dosisgradienten eingeteilt. Bereiche mit flachen Dosisgradienten werden über die Bildung der Dosisdifferenz $\delta(\vec{r}_m, \vec{r}_c)$ zwischen den Messpunkten \vec{r}_m und Berechnungspunkten \vec{r}_c

$$\delta(\vec{r}_m, \vec{r}_c) = D_m(\vec{r}_m) - D_c(\vec{r}_c) \quad (5.1)$$

verglichen und sind dann akzeptabel, wenn sie sich nicht mehr als 3 % des Wertes vom Zentralstrahl unterscheiden. In Bereichen mit steilen Dosisgradienten ($\geq 30\%/cm$) ist dieser Vergleich sehr sensitiv was geometrische Fehler betrifft. Ein kleiner räumlicher Offset zwischen Rechnung und Messung führt zu einer hohen aber nicht relevanten Dosisdifferenz. Deshalb wurde hier das DTA-Konzept (Distance To Agreement) eingeführt. Es werden innerhalb der Umgebung eines gemessenen Dosispunktes mit einem gewissen Radius alle berechneten Dosispunkte herangezogen und mit dem Messwert verglichen. Falls einer dieser Punkte identisch mit dem Messwert ist, ist das DTA-Kriterium erfüllt. Der Abstand vom Messpunkt zum nächsten Berechnungspunkt mit dem gleichen Dosiswert wird als DTA bezeichnet (siehe Abbildung 5.1).

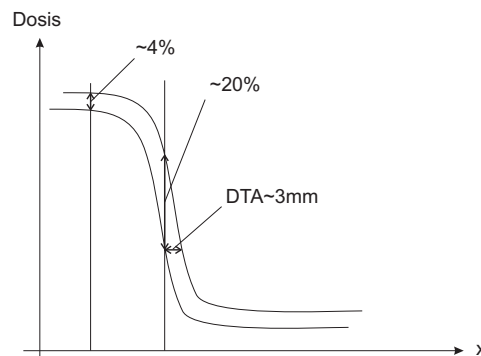


Abbildung 5.1: DTA-Konzept

Mathematisch wird das so formuliert:

$$DTA = d(\vec{r}_m) = \min \{r_0(\vec{r}_m, \vec{r}_c)\} \in \{\vec{r}_c\} \quad (5.2)$$

$$r_0(\vec{r}_m, \vec{r}_c) = r(\vec{r}_m, \vec{r}_c) \Rightarrow \delta(\vec{r}_m, \vec{r}_c) = 0 \quad (5.3)$$

$$r(\vec{r}_m, \vec{r}_c) = |\vec{r}_m - \vec{r}_c| \quad (5.4)$$

Dies wird für alle Messpunkte durchgeführt und sie müssen entweder dem DTA-Kriterium oder dem Dosisdifferenzkriterium entsprechen. Erst dann wird der Punkt akzeptiert. Die zusammengesetzte Verteilung ist somit eine binäre Verteilung. Eine Software zu diesem Verfahren wurde schon von Harms et al [9] vorgestellt. Eine genaue Auflistung der Kriterien ist in Tabelle 5.2 dargestellt.

Situation		Kriterium
homogene Fall	Zentralstrahl	2%
	Hochdosisregion, flacher Gradient	3%
	steiler Dosisgradient ($> 30\%/cm$)	4mm
	Niedrigdosisregion, flacher Gradient	3%
Inhomogenitätskorrektur	Zentralstrahl	3%
Kompliziertere Geom. im anthropomorphen Phantom	Hochdosisregion, flacher Gradient	4%
	steiler Dosisgradient ($> 30\%/cm$)	4mm
	Niedrigdosisregion, flacher Gradient	3%

Tabelle 5.2: Kriterien von Van Dyk

Ein weiterer Vorschlag für Akzeptanzkriterien wurde von der AAPM Arbeitsgruppe 53 gemacht[6]. Dieser basiert auf den Daten von Van Dyk, wurde jedoch aufgrund der neuen Entwicklungen und Fortschritte in der Strahlentherapie adaptiert. Es findet auch eine Unterteilung der Messorte und deren zugehörigen Akzeptanzkriterien statt (siehe Abbildung 5.2 und Abbildung 5.3).

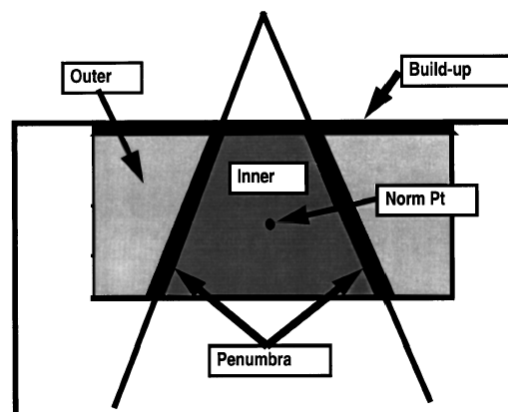


Abbildung 5.2: Unterteilung der Messorte bei einem einzelnen Feld

In der IMRT ist die Unterteilung in diese Bereich jedoch nicht so einfach möglich und deshalb ist dieses Konzept nicht bzw. nur schwer anwendbar.

Situation	Abs. Dose @normpt (%)**	Central Axis (%)	Inner Beam (%)	Penumbra (mm)	Outer Beam (%)	Buildup Region (%)
Homogeneous phantoms:						
Square fields	0.5	1	1.5	2	2	20
Rectangular fields	0.5	1.5	2	2	2	20
Asymmetric fields	1	2	3	2	3	20
Blocked fields	1	2	3	2	5	50
MLC-shaped fields	1	2	3	3	5	20
Wedge fields	2	2	5	3	5	50
External surface variations	0.5	1	3	2	5	20
SSD variations	1	1	1.5	2	2	40
Inhomogeneous phantoms***:						
Slab inhomogeneities	3	3	5	5	5	-
3-D inhomogeneities	5	5	7	7	7	-

Abbildung 5.3: Akzeptanzkriterien

5.2.2 Manueller Vergleich

Bisher wird an der Universitätsklinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie des AKH Wien zur IMRT-Dosisverifikation der manuelle Vergleich zwischen berechneter und gemessener Dosisverteilung angewendet. Der Plan wird auf das Solid-Water-Phantom übertragen und zum LINAC transferiert. Danach werden die relativen Isodosen von 3 Schichten (Isozentrum, oberhalb, unterhalb) in 10 Schritten (von 10 bis 110 %) auf A3 ausgedruckt.

Der bestrahlte Film wird eingescannt, kalibriert und mittels Markierungen werden die Zentralstrahlkoordinaten ermittelt. Danach wird die 2D-Dosisverteilung auf den Dosiswert im Zentralstrahl normiert und die 10 Isodosen auf A3 ausgedruckt. Die erhaltenen Dosisverteilungen werden übereinandergelegt und mit Hilfe der Markierungen am Film geometrisch korreliert. Der Vergleich der Isodosenlinien erfolgt mit einer Lichtbox. Das hat den Vorteil, dass jedes Planungssystem mit einem Film verglichen werden kann; jedoch den Nachteil, dass keine eindeutigen Kriterien existieren und somit die Verifikation immer vom Betrachter abhängig ist. Ein weiterer Nachteil ist der hohe Zeitaufwand.

5.2.3 Das γ -Index-Konzept

Aufgrund der in der IMRT auftretenden Dosisinhomogenitäten ist ein manueller Vergleich oder ein Standardvergleich schwer möglich. Kleine Unsicherheiten in der Positionierung der Phantome oder Detektoren können zu Fehlinterpretationen der Dosisverifikationsergebnisse führen. Aus diesem Grund müssen in der IMRT neue Konzepte angewendet und deren Verwendbarkeit getestet werden.

Beim γ -Index-Konzept [15] handelt es sich um eine Verallgemeinerung des Standardverfahrens. Die Abmessungen und Werte der Dosisverteilung werden mit den Akzeptanzkriterien renormiert. Die Verteilung wird daher in einem dimensionslosen Raum dargestellt. Dies macht es möglich, nicht nur zu beurteilen ob ein Punkt akzeptiert wird oder nicht, es kann auch festgestellt werden, wie weit ein Punkt die Akzeptanzkriterien nicht erfüllt. Der Index kann weiters in einer graphischen Form dargestellt werden und

ermöglicht so eine schnellere Beurteilung.

Für die weitere Vorgehensweise wird das Dosisdifferenzkriterium ΔD_M auf **3 %** und das DTA-Kriterium Δd_M auf **3 mm** festgelegt. Eine graphische Veranschaulichung des Standardverfahrens ist in Abbildung 5.4 dargestellt.

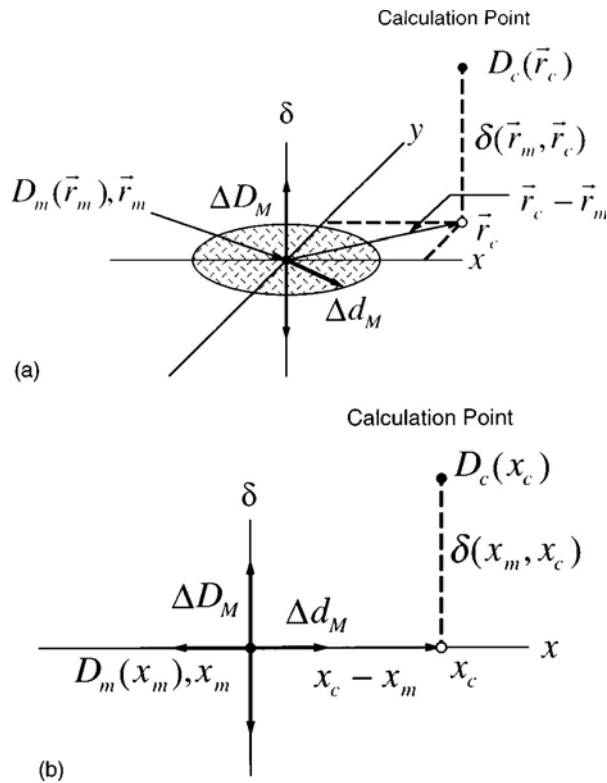


Abbildung 5.4: Zweidimensionale und eindimensionale Darstellung des Standardverfahrens

Die zwei Achsen x und y stellen den räumlichen Abstand zwischen dem berechneten und dem gemessenen Punkt dar. Die dritte Achse δ stellt die Dosisdifferenz zwischen berechneten und gemessenen Punkt dar. Das DTA-Kriterium wird durch eine Scheibe mit dem Radius Δd_M dargestellt. Wenn die berechnete Verteilungsoberfläche $D_c(\vec{r}_c)$ die Scheibe schneidet, ist die DTA an diesem Punkt innerhalb des Akzeptanzkriteriums. Wenn die Oberfläche die Linie $[|D_c(\vec{r}_m) - D_m(\vec{r}_m)| \leq \Delta D_M]$ schneidet ist das Dosisdifferenzkriterium an diesem Punkt erfüllt.

Im γ -Index-Konzept werden die beiden Kriterien kombiniert, dies wird durch folgende Gleichung dargestellt:

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_m, \vec{r})}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_m, \vec{r})}{\Delta D_M^2}} \quad (5.5)$$

$$r(\vec{r}_m, \vec{r}) = |\vec{r} - \vec{r}_m| \quad (5.6)$$

$$\delta(\vec{r}_m, \vec{r}) = D(\vec{r}) - D(\vec{r}_m) \quad (5.7)$$

Die Zahl auf der linken Seite der Gleichung (5.5) kann als Qualitätsindex für den Punkt \vec{r}_m verwendet werden. Allgemein bedeutet dies:

$$\gamma(\vec{r}_m) = \min \{ \Gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_c) \} \forall \{ \vec{r}_c \} \quad (5.8)$$

$$\Gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_c) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_m, \vec{r}_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_m, \vec{r}_c)}{\Delta D_M^2}} \quad (5.9)$$

$$r(\vec{r}_m, \vec{r}_c) = |\vec{r}_c - \vec{r}_m| \quad (5.10)$$

$$\delta(\vec{r}_m, \vec{r}_c) = D(\vec{r}_c) - D(\vec{r}_m) \quad (5.11)$$

Der minimale Abstand zwischen den Punkten der zwei Verteilungen wird als γ bezeichnet. In der Abbildung 5.5 ist der γ -Index dargestellt.

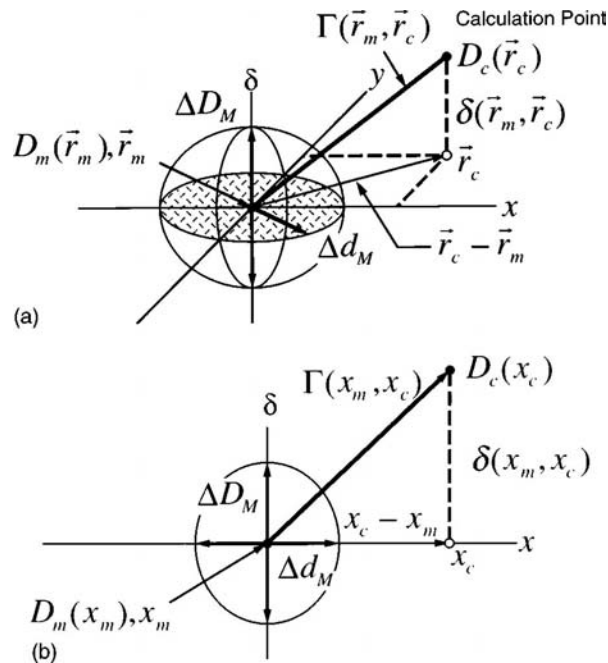


Abbildung 5.5: Zweidimensionale und eindimensionale Darstellung des Indexverfahrens

Das Ellipsoid repräsentiert die Oberfläche der beiden kombinierten Akzeptanzkriterien. Wenn jetzt ein Teil der $D_c(\vec{r}_c)$ -Oberfläche das Ellipsoid schneidet, ist das Akzeptanzkriterium am Punkt \vec{r}_m erfüllt. Das Akzeptanzkriterium ergibt sich zu:

$$\gamma(\vec{r}_m) \leq 1 \quad (5.12)$$

Alle Bereiche in einer γ -Verteilung mit Werten größer als 1 entsprechen somit nicht den Kriterien.

Bei einem Vergleich von Standardverfahren und γ -Index-Verfahren mittels Dosisprofile zeigt sich die Sinnhaftigkeit dieser Methode (siehe folgende Abbildungen). Abbildung 5.6(a) zeigt eine Verschiebung der beiden Profile um 0.25 cm und die daraus resultierenden Dosisdifferenzen und DTAs. Abbildung 5.6(b) zeigt den dazu gehörigen γ -Index mit einem Maximum von 0.83.

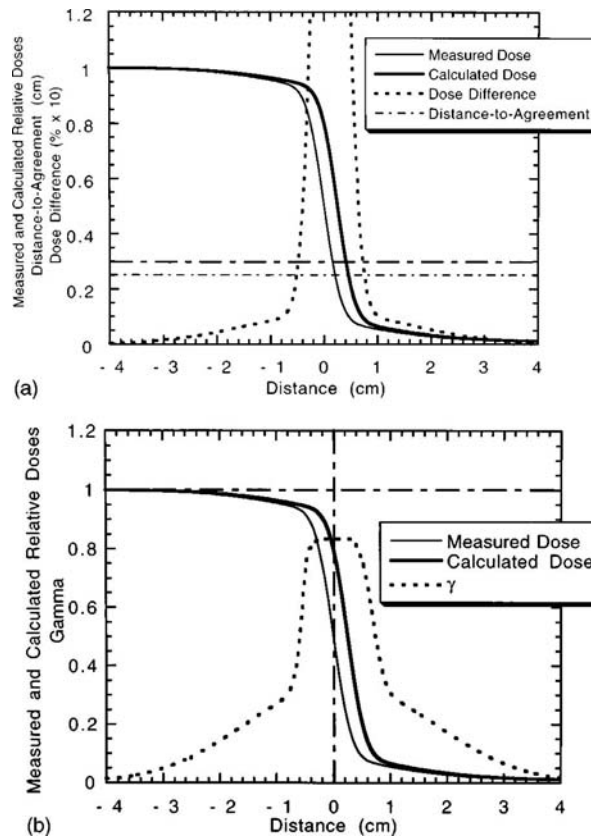


Abbildung 5.6: (a) Darstellung Dosisdifferenz- und DTA-Profil bei Verschiebung um 0.25 cm. (b) Dazugehörige Gammaindexprofil

Abbildung 5.7(a) zeigt zwei Dosisprofile mit einerseits einem Normalisierungsunterschied von 2,5 % und andererseits einer Verschiebung von 0.25 cm. Im Bereich zwischen -1.74 cm und -0.43 cm sind die Kriterien des Standardverfahrens nicht erfüllt. Der γ -Index ist zwischen -1.53 cm und -0.44 cm größer als 1 (siehe Abbildung 5.7(b)). Das Maximum beträgt 1.14, was auf ein Verfehlen der Kriterien um 14 % schliessen lässt. Es wird somit eine quantitative Aussage über den Unterschied der beiden Verteilungen getroffen.

Es kann somit eine γ -Index-Verteilung erstellt und dargestellt werden, die ein quantitatives Maß für die Übereinstimmung der Dosisverteilungen liefert.

Mit zusätzlichen Auswerteverfahren wie Mittelwert, Histogramm, usw. kann ein praktisches Werkzeug für die Analyse in der IMRT-Verifikation erzeugt werden. Weiters kann der Winkel zwischen der δ -Achse und dem γ -Vektor als Indikator dafür gelten, welches Kriterium für die γ -Indexberechnung ausschlaggebend war (siehe Abbildung 5.8).

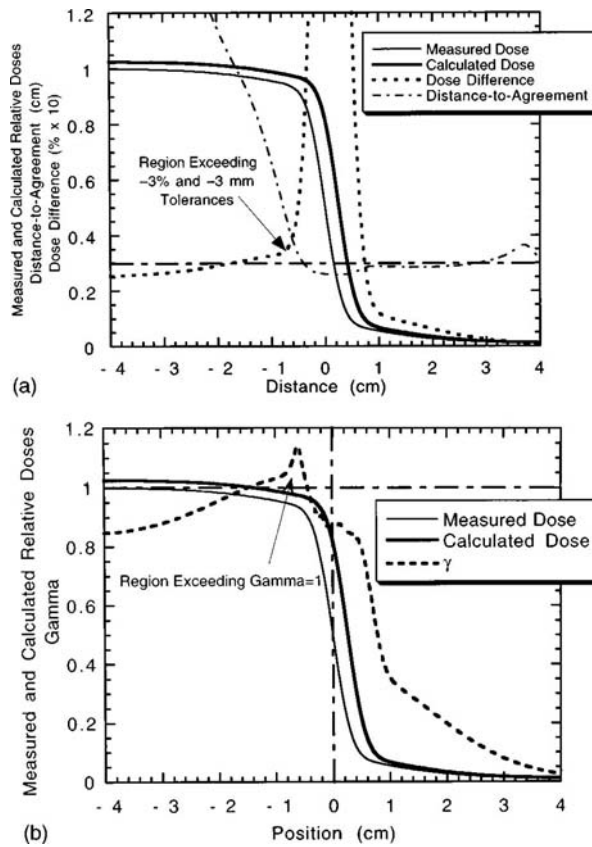


Abbildung 5.7: (a) Darstellung Dosisdifferenz- und DTA-Profil bei Verschiebung um 0.25 cm und 2.5 % Differenz bei Normalisierung (b) Dazugehörige γ -Indexprofil

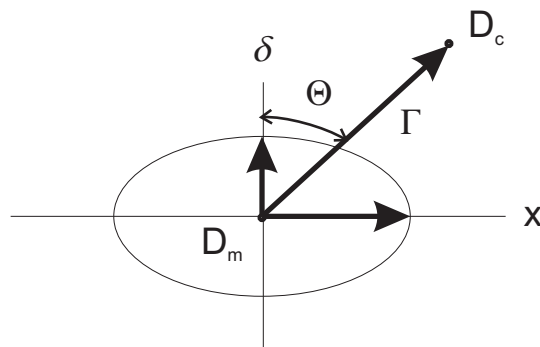


Abbildung 5.8: Winkel des γ -Index

Bei einem Winkel von $\Theta = 0^\circ$ ist nur die Dosisdifferenz von Bedeutung, bei einem Winkel von $\Theta = 90^\circ$ ist die DTA von Bedeutung. Der Winkel kann ebenfalls (und wird auch in meinem Programm) in einer Verteilung dargestellt werden.

Kapitel 6

Beschreibung der Software “DosVer“

6.1 Allgemeines

Die Software “DosVer“ (**Dosis Verifikation**) für die γ -Index Berechnung nach Kapitel 5.2.3 wurde mittels Microsoft Visual C++.NET Version 7.0.9514 erstellt und ist dialogbasierend programmiert. Lauffähig ist das Programm unter dem Betriebssystem Windows XP mit den zusätzlichen DLL-Dateien *mfc70d.dll* und *msvcr70d.dll*. Ziel war es, eine möglichst einfache Bedienung zu gewährleisten und ein Maximum an Flexibilität für importierte Dateien zu erreichen. Wunsch war es auch, möglichst keine manuellen Veränderungen der exportierten Dateien durchführen zu müssen. Die Programme RIT 113TM und BrainSCANTM exportieren die Dosisverteilungen im ASCII-Format. Bei HELAXTM muss die exportierte DICOM-Datei mit dem Programm ImageJ in ein ASCII-File umgewandelt werden.

6.1.1 Fileformate

Eine genaue Spezifikation der Fileformate ist für das problemlose Arbeiten mit der Software wichtig, da diese die Schnittstelle zwischen zwei unabhängigen Programmen herstellt. Es werden sowohl die zu importierenden Dateien als auch die exportierten Dateien beschrieben. Einen Überblick über den Datenfluss gibt Abbildung 6.1.

Import

RIT 113 (*.txt): In dieser Filmverarbeitungssoftware besteht die Möglichkeit, Dosisverteilungen in ein ASCII-File zu exportieren. ASCII steht für **American Standard Code for Information Interchange** und ist ein sehr einfaches und gängiges Fileformat. Es hat auch den großen Vorteil, dass die meisten Programme dieses Format bearbeiten können. Aus diesem Grund habe ich mich entschieden, die Software auf dieses Format wenn möglich zu beschränken. Die RIT113 Software exportiert die Dosisverteilung ohne zusätzliche Headerinformationen als Text zeilenweise mit 3 Leerzeichen Abstand zwischen jedem Spaltenwert und einem Semikolon (;) als Zeilendelimiter. Je nachdem ob

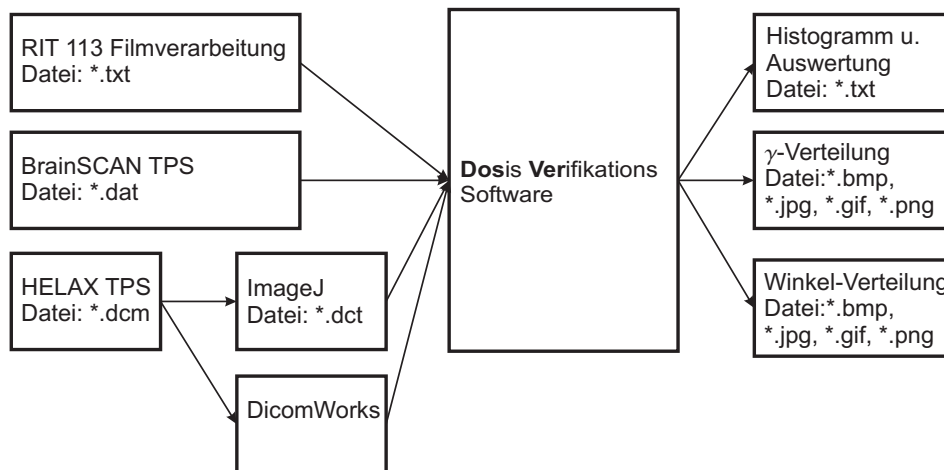


Abbildung 6.1: Datenfluss

man bei der Filmverarbeitung eine Normierung durchgeführt hat, können absolute oder relative Dosisverteilungen importiert werden. Da dies beim Einlesen der Datei aufgrund der fehlenden Headerinformationen nicht unterscheidbar ist, muss der Anwender dies im Importdialog auswählen. Zu beachten ist, dass bei der absoluten Dosis die Werte in der txt-Datei in cGy bei der relativen Dosis in % angegeben werden.

BrainSCAN (*.dat): Diese Planungssoftware exportiert ebenfalls die Dosisverteilung im ASCII-Format. Mit dem Unterschied, dass das dat-File zusätzliche Headerinformationen enthält. Nach den Headerinformationen befindet sich die Dosisverteilung in Matrixform, wobei die Werte in Gy durch einen Tabulator getrennt dargestellt werden. Zusätzlich ist die Information über die Lage, Richtung und Abmessung der Matrix verfügbar (siehe Abbildung 6.2). Alle Daten werden im Programm eingelesen, die Headerinfos alphanumerisch, die Verteilung wird als Bild dargestellt.

HELAX (*.dct): Diese Planungssoftware exportiert die Dosisverteilung im DICOM Format. DICOM steht für **D**igital **I**magining and **C**ommunications in **M**edicine und ist ein Dateiformat welches von der **N**ational **E**lectrical **M**anufacturers **A**ssociation (NEMA) entwickelt wurde. Früher hatte jedes CT, MR, PET, usw. je nach Hersteller und Entwicklungsstand unterschiedliche Dateiformate verwendet. Die Folge waren Inkompatibilitäten beim Dateiaustausch. Ziel war es daher ein einheitliches Dateiformat in der Medizintechnik zu implementieren und somit die bestehenden Inkompatibilitäten aus der Welt zu schaffen. Aufgrund der vielen Komponenten (LINAC, CT, MR, PET, TPS, Dateiserver, uvm.), die in der Medizintechnik verwendet werden, ist dieser Standard recht kompliziert und unüberschaubar geworden. Hinzu kommt noch, dass der DICOM-Standard auch die Kommunikation dieser Komponenten untereinander definiert. Das Dokument mit allen Standarddefinitionen beinhaltet in Summe 2113 Seiten. Ein DICOM-File besteht aus einem Header und den zugehörigen Bilddaten (siehe Abbildung 6.3).

```
BrainLAB Dose Export Version: 1.2
Creator: BrainSCAN 5.1
Patient: 001 - PAVEL/PHANTOM1, Case#003
Comment: single beam - top
Using:
Using Comment:
Treatment: Conformal Beam
Algorithm: Pencilbeam
Last changed: 17-DEC-2002 11:32:58
Reference Set: CT set #1 (29-AUG-2002)
Beam Profile: AKH - wien (Linac A), 6 MV
Profile Date: 28-MAY-2001
Prescribed treatment dose in Gy (= 100%): 2.00
Export Parameters:
Geometry: 3 - Coronal Plane
Number of Planes: 1
Number of Rows: 141
Number of Columns: 141
Table Entries in Gy
```

FH \ LR	70.00	69.00	68.00	67.00	66.00	65.00	64.00
-70.00	0.015	0.015	0.015	0.016	0.016	0.016	0.016
-69.00	0.015	0.015	0.016	0.016	0.016	0.016	0.016
-68.00	0.015	0.016	0.016	0.016	0.016	0.016	0.017
-67.00	0.016	0.016	0.016	0.016	0.017	0.017	0.017
-66.00	0.016	0.016	0.016	0.016	0.017	0.017	0.017
-65.00	0.016	0.016	0.016	0.017	0.017	0.017	0.017
-64.00	0.016	0.017	0.017	0.017	0.017	0.017	0.018
-63.00	0.017	0.017	0.017	0.017	0.018	0.018	0.018
-62.00	0.017	0.017	0.017	0.017	0.018	0.018	0.018
-61.00	0.017	0.017	0.018	0.018	0.018	0.018	0.019
-60.00	0.017	0.018	0.018	0.018	0.018	0.019	0.019
-59.00	0.018	0.018	0.018	0.018	0.019	0.019	0.019
-58.00	0.018	0.018	0.018	0.018	0.019	0.019	0.019

Abbildung 6.2: .dat File

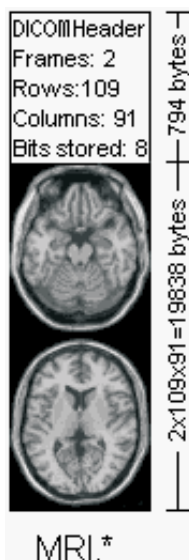


Abbildung 6.3: Prinzipielle Aufbau des DICOM-Files

Der Header besteht aus vielen sogenannten Tags, die die Eigenschaften des Bildes in Gruppen einteilen und der Inhalt ist davon abhängig, von welchem Gerät (MR, CT, usw.) das File erzeugt wurde (siehe Abbildung 6.4).

```

First 128 bytes: unused by DICOM format
Followed by the characters 'D','I','C','M'
This preamble is followed by extra information e.g.:

0002,0000,File Meta Elements Group Len: 132
0002,0001,File Meta Info Version: 256
0002,0010,Transfer Syntax UID: 1.2.840.10008.1.2.1.
0008,0000,Identifying Group Length: 152
0008,0060,Modality: MR
0008,0070,Manufacturer: MRlcro
0018,0000,Acquisition Group Length: 28
0018,0050,Slice Thickness: 2.00
0018,1020,Software Version: 46\64\37
0028,0000,Image Presentation Group Length: 148
0028,0002,Samples Per Pixel: 1
0028,0004,Photometric Interpretation: MONOCHROME2.
0028,0008,Number of Frames: 2
0028,0010,Rows: 109
0028,0011,Columns: 91
0028,0030,Pixel Spacing: 2.00\2.00
0028,0100,Bits Allocated: 8
0028,0101,Bits Stored: 8
0028,0102,High Bit: 7
0028,0103,Pixel Representation: 0
0028,1052,Rescale Intercept: 0.00
0028,1053,Rescale Slope: 0.00392157
7FE0,0000,Pixel Data Group Length: 19850
7FE0,0010,Pixel Data: 19838

```

Abbildung 6.4: DICOM Tags

Dies ist nur ein kleiner Ausschnitt aus der Vielfalt der Bezeichnungen. Aufgrund der Komplexität dieses Standards ist es im Rahmen dieser Diplomarbeit nicht möglich, eine Software zu schreiben, die DICOM "versteh". Aus diesem Grund habe ich mich dazu entschlossen, auf schon bestehende Software zurückzugreifen (siehe Kapitel 6.1.2), mit der es mir möglich ist, ein DICOM-File in ein Text-Format (*.dct) umzuwandeln, um es in meinem Programm weiter zu verarbeiten. Die von mir gewählte Bezeichnung .dct soll verdeutlichen, dass es sich bei dieser Datei um ein in Textformat verwandeltes DICOM-Bild handelt. Dieser Zwischenschritt bedeutet einen zusätzlichen geringen Arbeitsaufwand bei der Datenverarbeitung. Die .dct Datei enthält die Bitwerte (von 0 bis 65535) des Bildes, welche später mit dem *Dose Grid Scaling Factor* in Dosiswerte umgerechnet werden müssen (siehe dazu Kapitel 6.2).

Export von "DosVer" Software

Zur möglichen Weiterverarbeitung der γ -Auswertung werden Filmfilename, TPS-File-name, DTA-Kriterium, Dosisdifferenzkriterium, statistische Daten zur Verteilung und beide Histogramme (differentiell und kumulativ) in ein Textfile (.txt) exportiert. Dieses kann in Microsoft Excel importiert und weiterverarbeitet werden. Zusätzlich können die γ - und Winkelverteilung in einem gängigen Bildformat (bmp, jpg, gif, png) gespeichert werden.

6.1.2 Zusätzlich notwendige Software

Für die Datenverarbeitung ist das Programm *ImageJTM* notwendig, welches die DICOM-Datei (.dcm) in eine Textdatei (.dct) umwandelt. Bestimmte Tags, die für die Weiterverarbeitung notwendig sind, können mit der Software *DicomWorksTM* herausgefunden werden. Die notwendigen Tags sind:

Tag	Name	Beschreibung
0020,0032	Image Position Patient	gibt die linke obere Ecke der exportierten Dosismatrix in dem Koordinatensystem des Planungssystems an
0028,0030	Pixel Spacing	gibt die Auflösung der Verteilung an
3004,0008	Normalization Point	gibt die Koordinaten des Normierungspunktes in dem Koordinatensystem des Planungssystems an
3004,000E	Dose Grid Scaling	Faktor mit dem die Bitwerte des Bildes multipliziert werden müssen, um Dosisverteilung zu erhalten

Tabelle 6.1: Notwendige Tags aus DICOM-Datei

6.2 Bedienung der Software

6.2.1 Beispiel

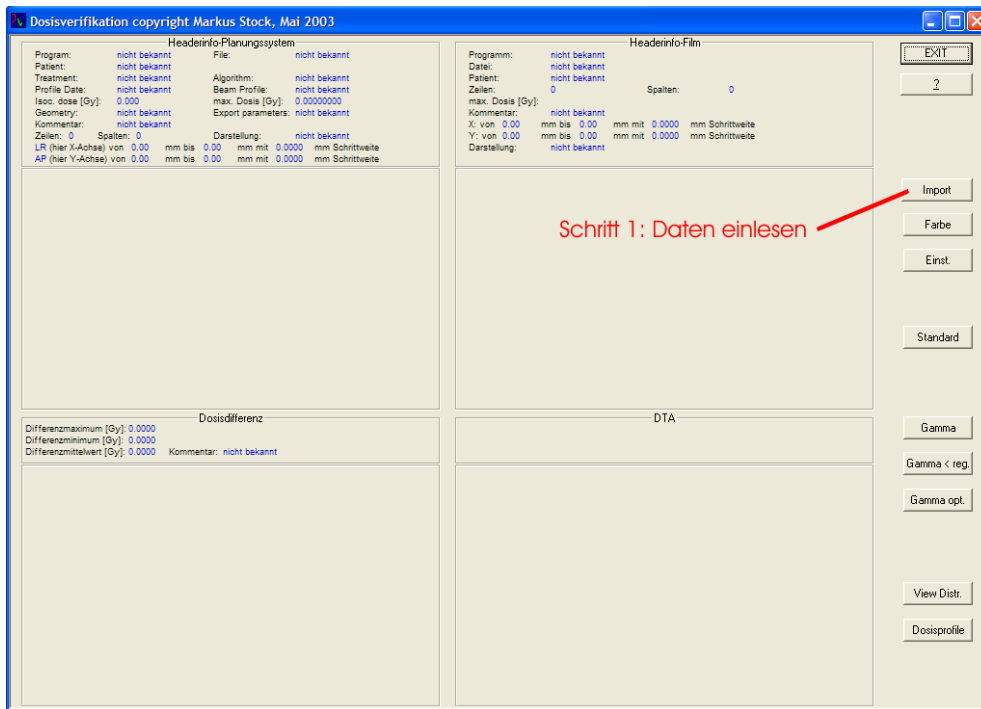


Abbildung 6.5: Schritt 1: Startdialogfeld - Importieren der Dateien

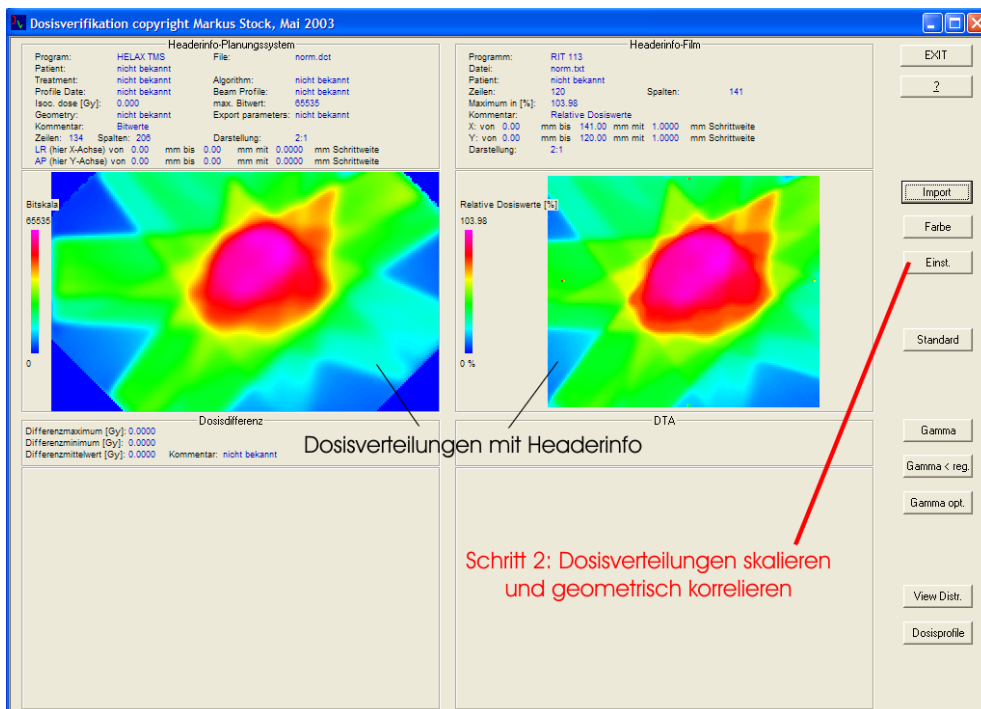


Abbildung 6.6: Schritt 2: Startdialogfeld - Importierte Verteilungen skalieren

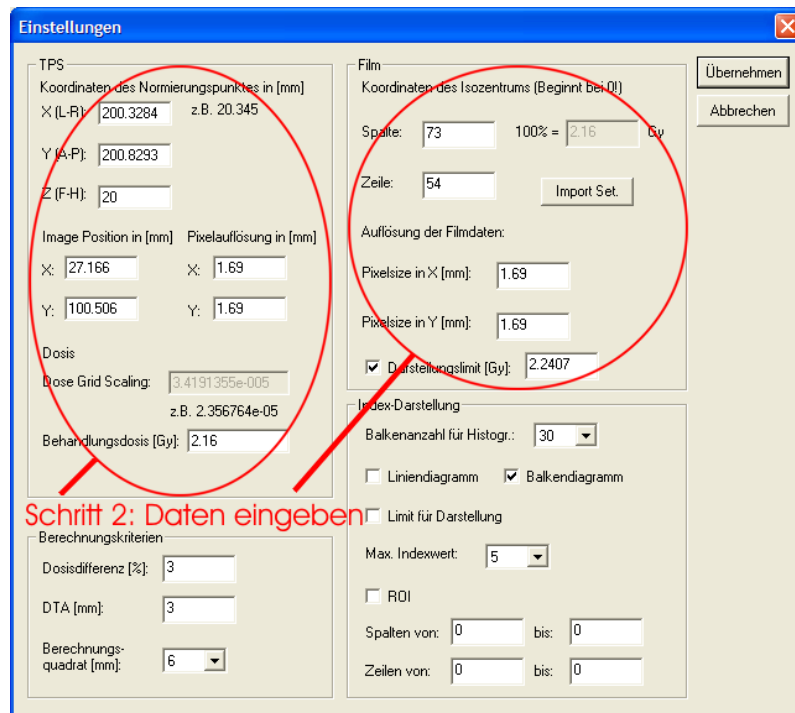


Abbildung 6.7: Schritt 2: Dateneingabe im Einstellungen-Dialog

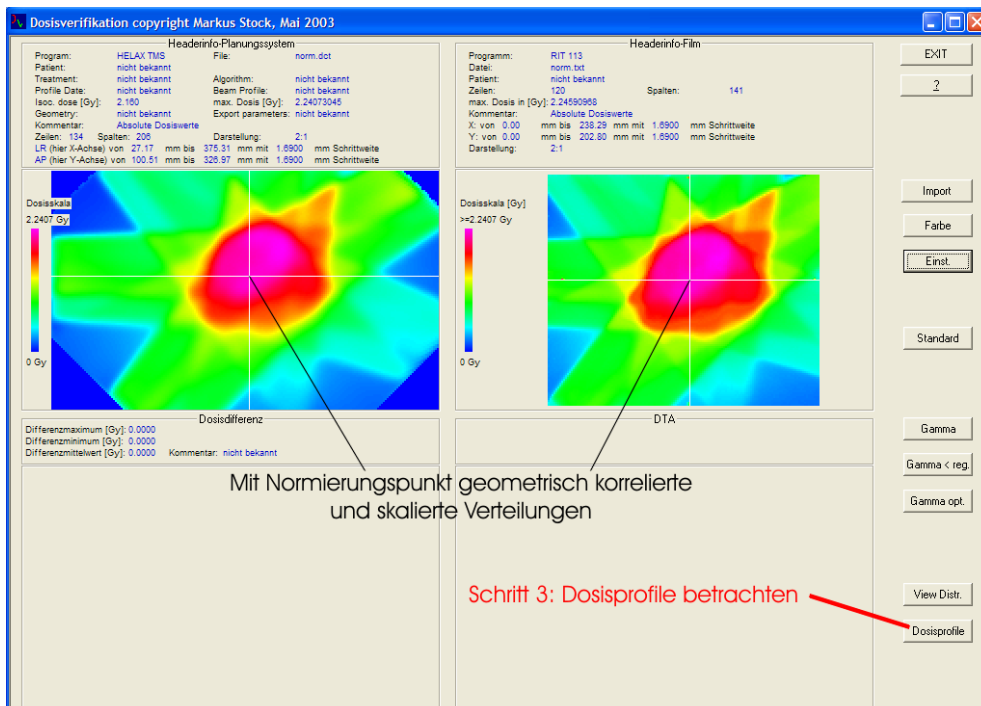


Abbildung 6.8: Schritt 3: Dosisprofile betrachten

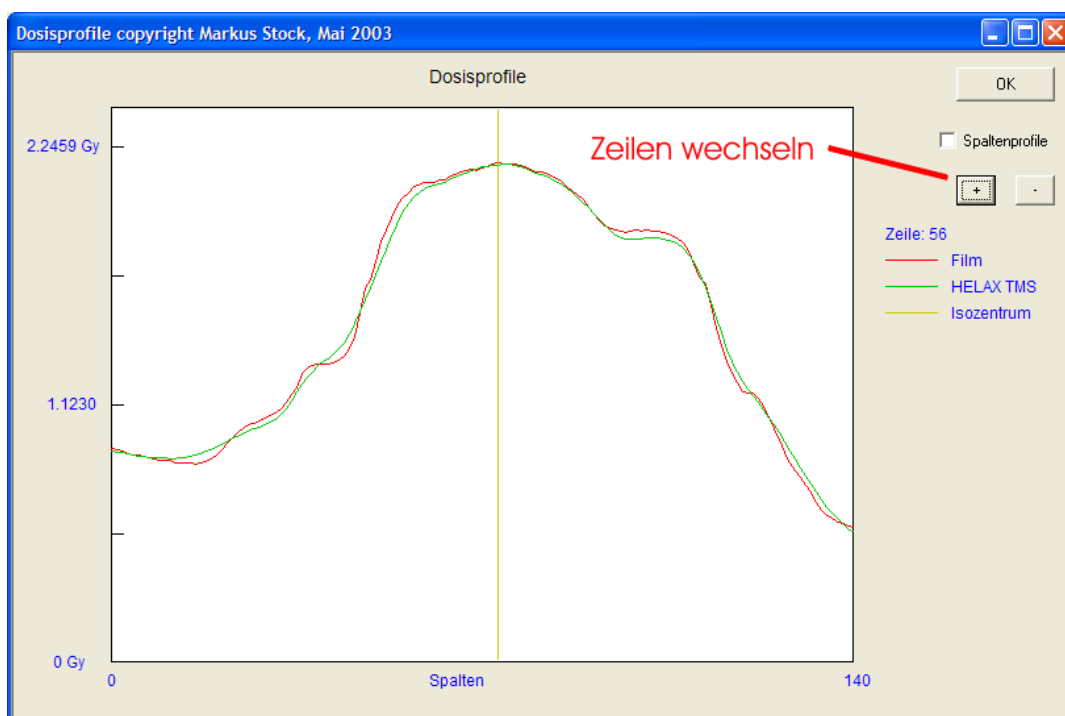


Abbildung 6.9: Schritt 3: Zeilenprofil betrachten

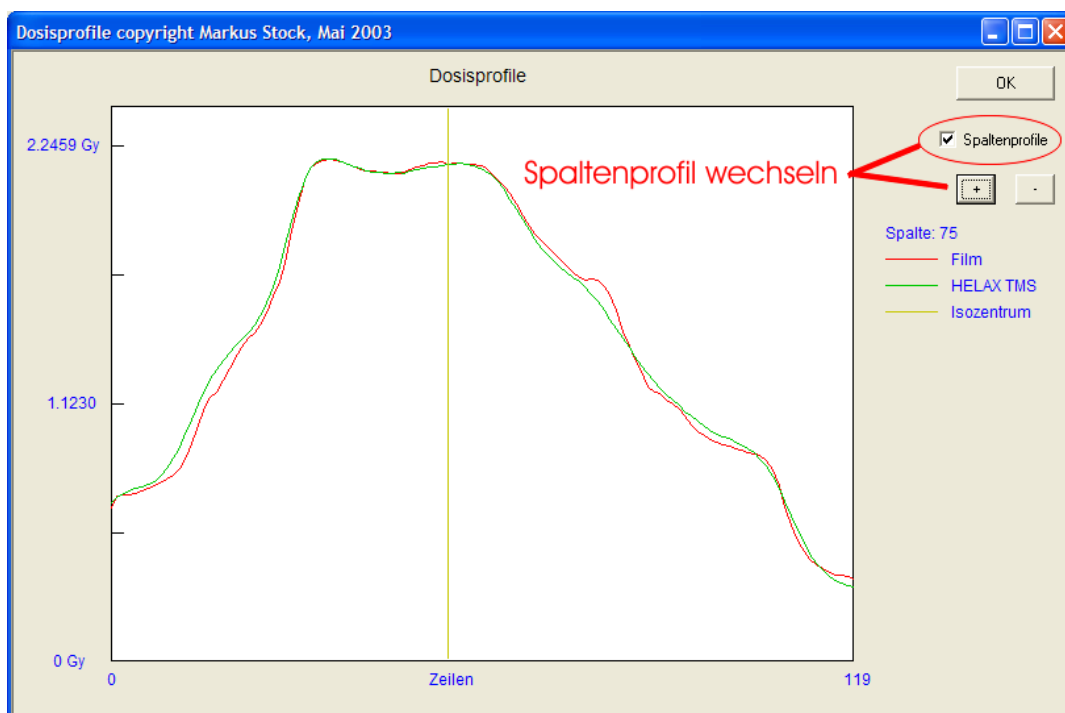


Abbildung 6.10: Schritt 3: Spaltenprofil betrachten

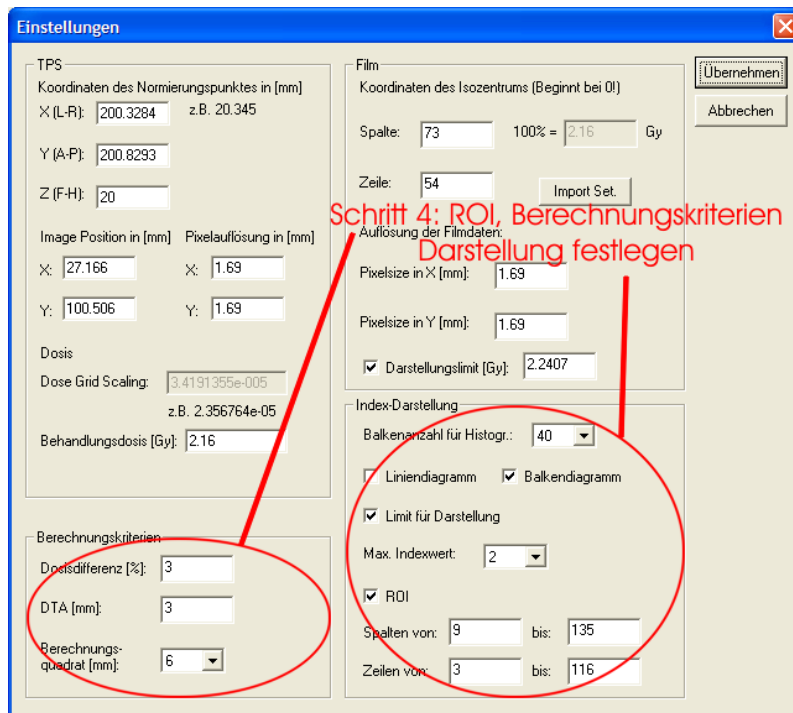


Abbildung 6.11: Schritt 4: ROI, Berechnungskriterien und Darstellung festlegen

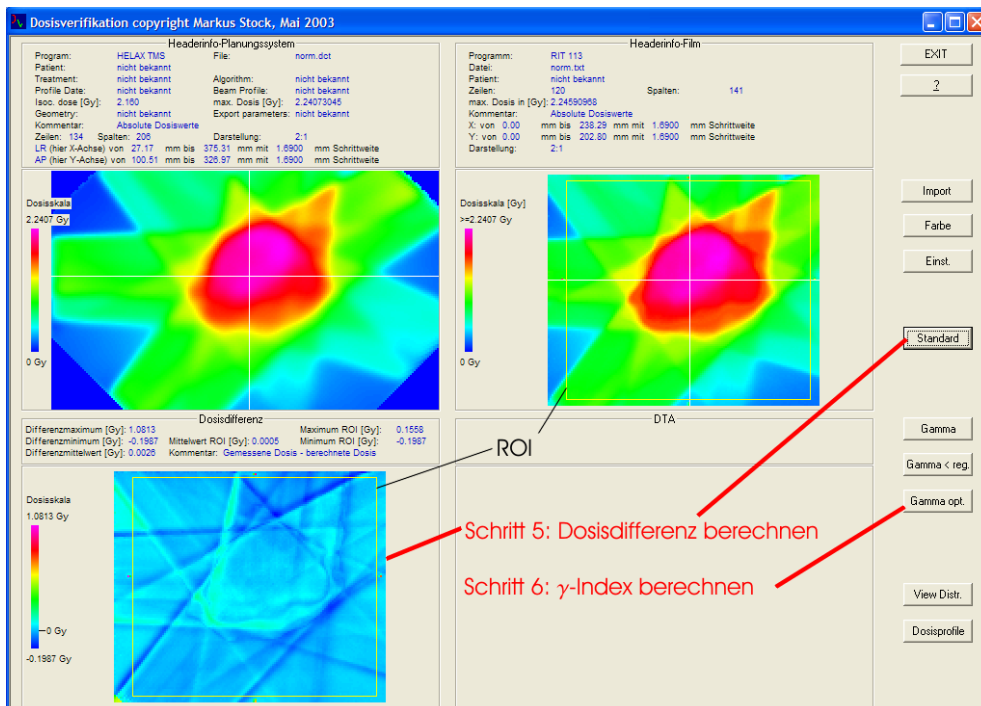


Abbildung 6.12: Schritt 5 und 6: Dosisdifferenz und γ -Index berechnen

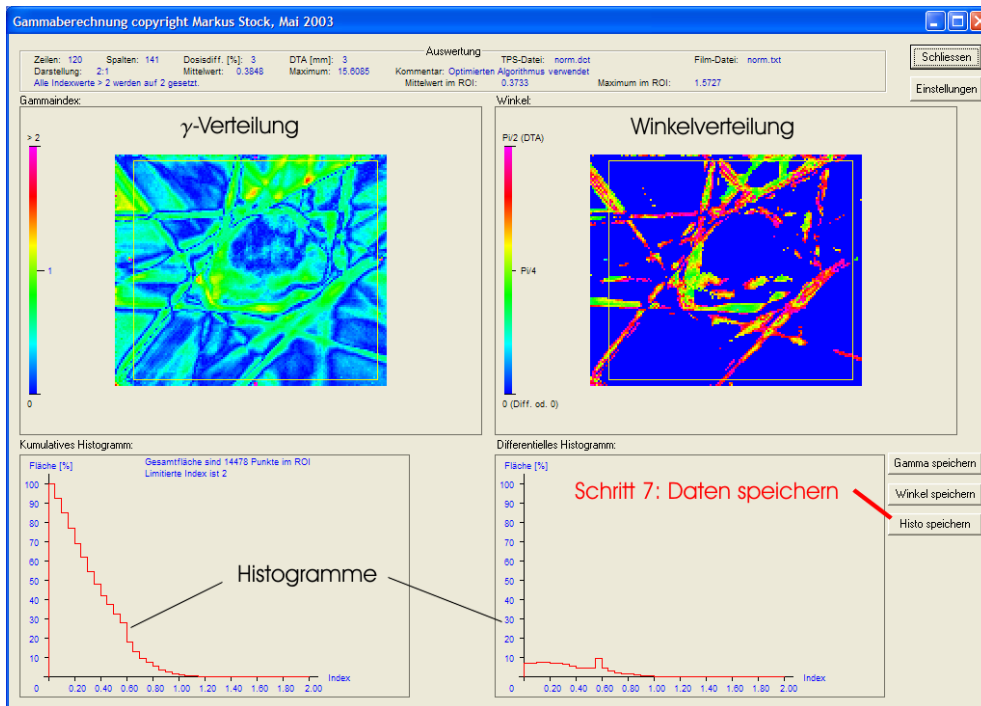


Abbildung 6.13: Schritt 7: Auswertedialogfeld - Auswertung betrachten und Daten speichern

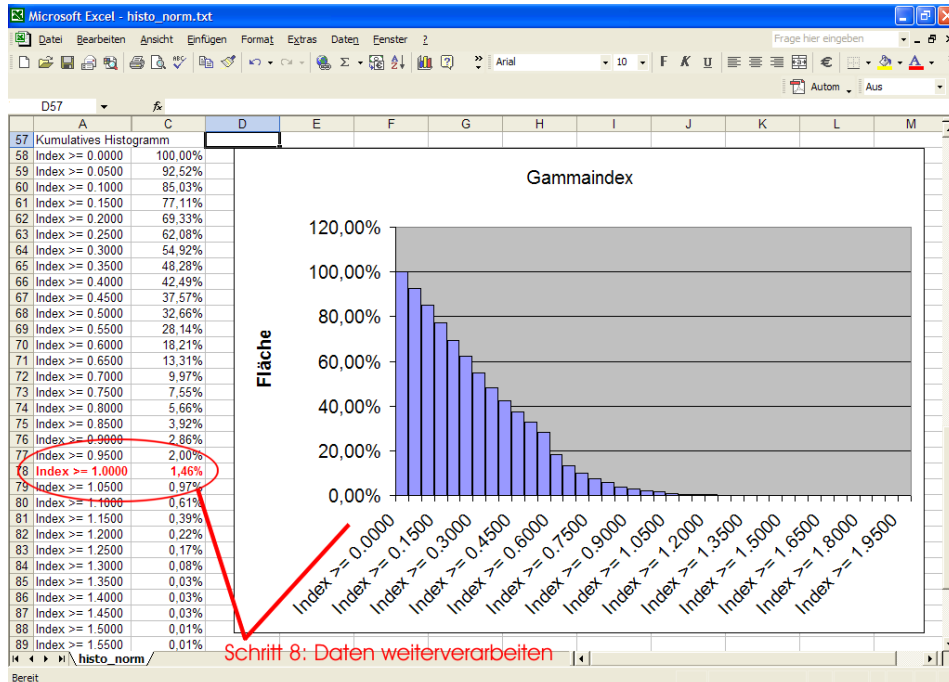


Abbildung 6.14: Schritt 8: Daten mit z.B. Excel weiterverarbeiten

6.3 Softwareelemente

Das Programm besteht aus rund 6700 Zeilen Source-Code und ca. 45 Dateien. Aus diesem Grund wird hier darauf verzichtet, die genauen Details des Codes aufzuzählen, es wird nur ein grober Überblick über das “Innenleben“ des Programms gegeben.

Microsoft Visual C++ ist eine **Objekt Orientierte Programmiersprache** (OOP) und ich möchte an dieser Stelle kurz darauf eingehen, was das eigentlich bedeutet. Die Programmiersprachen und Techniken der OOP basieren auf dem Begriff des Objekts. Unter einem Objekt versteht man eine abstrakte Datenstruktur, die in bestimmte Verarbeitungsroutinen, Methoden genannt, eingebettet ist. Daten können nur anhand von Methoden verarbeitet werden.

Der Bauplan des objektorientierten Programms wird durch sogenannte Klassen gebildet. Klassen bestehen aus Daten (Attributen, Variable) und aus Methoden (Funktionen), mit denen diese Daten verarbeitet werden. Ein Objekt ist eine Instanz (sozusagen eine konkrete Ausprägung oder ein bestimmter Anwendungsfall) einer Klasse. In einem Objekt nehmen die Attribute einer Klasse einen bestimmten Wert an. Ziel der objektorientierten Programmierung ist es, dass einzelne Software-Bausteine zwischen Programmen ausgetauscht und beliebig wiederverwendet werden können.

6.3.1 Dateien

Windows-Programme bestehen selten aus einer einzigen Datei. Meist wird der Code auf mehrere Quelltextdateien verteilt, und je umfangreicher das Programm, um so mehr Quelltextdateien umfasst es. Es werden hier nur die wichtigsten Dateien wiedergegeben und beschrieben. Es werden immer gleichzeitig die .cpp (eigentliche Code) und .h (Header) Dateien beschrieben. Man kann sich die Unterteilung in diese zwei Dateien so vorstellen, dass alle benötigten Variable und Funktionen in der .h-Datei deklariert und in der .cpp-Datei definiert werden.

DosVer (.cpp, .h): Dies sind Dateien, die die eigentliche Hauptanwendung enthalten. Der Code der Dateien initialisiert die Anwendung und stellt die Verknüpfung mit dem Betriebssystem her. In ihr wird der Dialog zur Kommunikation mit dem Anwender aufgerufen.

DosVerDlg (.cpp, .h): Diese enthalten die Funktionen und Eigenschaften des ersten Startdialogfeldes. Sie stellen die zentralen Dateien im gesamten Programm dar. In ihnen befindet sich der Code zu Funktionen, die Dosisdaten importieren, die Dosisverteilungen darstellen und den γ -Index berechnen.

DoseMat (.cpp, .h): Diese enthalten Code für sämtliche Funktionen und Variable, die mit der Dosisverteilung in Verbindung gebracht werden. Gemeint sind damit Variable

für die eigentlichen Dosiswerte als auch zusätzliche Eigenschaften wie Dimension, Größe, Ursprung, statistische Daten über die Dosismatrix.

CDlgSet (.cpp, .h): Diese enthalten Code für die Funktionen und Eigenschaften des Einstellungen-Dialogfeldes. Das Einstellungen-Dialogfeld interagiert mit dem Startdialogfeld und übergibt Einstellungen wie Normierungspunktkoordinaten, Auflösung, Berechnungskriterien und Darstellungsoptionen dem Startdialogfeld.

ProfileView (.cpp, .h): Diese enthalten den Code für Funktionen und Eigenschaften des Dosisprofil-Dialogfeldes. Die dort beschriebenen Funktionen ermöglichen die Berechnung und Darstellung der Dosisprofile sowohl zeilen- als auch spaltenweise.

ViewGamma (.cpp, .h): Diese enthalten den Code für Funktionen und Eigenschaften des Auswerte-Dialogfeldes. Die Funktionen und Eigenschaften dienen zur γ -Verteilungsdarstellung und Auswertung der Verteilung. Ebenfalls befindet sich hier der Code für den Export der Auswertung in Textdateien (Histogramme) und Bilddateien (Verteilungen) (siehe Kapitel 6.1.1).

Colordlg (.cpp, .h): Diese enthalten den Code für Funktionen des Farb-Dialogfeldes. Diese dienen zur Auswahl der Farbdarstellung der Verteilungsbilder.

Colors (.h): Diese Datei enthält den Code für die Farbpaletten (LookUp Tables - LUT), die vom Farb-Dialogfeld abgerufen werden können. Jede Farbpalette enthält 256 Einträge wobei jeder Eintrag einen RGB-Wert (**R**ot **G**rün **B**lau) definiert. Insgesamt kann man aus 6 Farbtabelle (Grauskala, Spektrum, Flussschema, Schwarzer Körper, Heisses Eisen, Cardiac) auswählen.

StdAfx (.cpp, .h): Diese Dateien enthalten den Code zu Standardsystemfunktionen, die während der Erstellung des Programms automatisch beigefügt werden.

6.3.2 Klassen

CDosVerApp: Diese Klasse wird in der Datei *DosVer.h* deklariert und ist eine abgeleitete Klasse von der von Visual C++ erzeugten Basisklasse *CWinApp*. Ableiten bedeutet, dass sie die Eigenschaften und Funktionen der Basisklasse übernimmt. *CWinApp* ist die Hauptanwendungsklasse und kapselt die Initialisierung, die Ausführung und die Beendigung einer Anwendung für das Betriebssystem Windows. Eine Anwendung, die auf der Grundstruktur aufgebaut ist, muss über genau ein Objekt einer von *CWinApp* abgeleiteten Klasse verfügen. Dieses Objekt wird entworfen, bevor die Fenster erstellt werden.

CDosVerDlg: Diese Klasse wird in der Datei *DosVerDlg.h* deklariert und ist eine abgeleitete Klasse von der Basisklasse *CDialog*. Die *CDialog*-Klasse stellt eine Schnittstelle für die Verwaltung von Dialogfeldern bereit. Dialogfelder enthalten Steuerelemente wie z.B. Bearbeitungsfelder, Schaltflächen, Listenfelder, Kombinationsfelder, Strukturansichten, Listensteuerelemente und Statusanzeigen. In der Tabelle 6.2 sind die wichtigsten Variable und Funktionen der Klasse aufgelistet.

Typ	Name	Beschreibung
DoseMat	GammaMat	enthält Daten der γ -Matrix
DoseMat	AngleMat	enthält Daten der Winkel-Matrix
DoseMat	FilmMat	enthält Daten der Filmdosis-Matrix
DoseMat	CalcMat	enthält Daten der TPS-Dosis-Matrix
DoseMat	DosisdiffMat	enthält Daten der Dosisdifferenz-Matrix
Dialog	myset	vom Typ <i>CCDlgSet</i> und beschreibt das Eigenschaften-Dialogfeld
Dialog	myview	vom Typ <i>CViewGamma</i> und beschreibt das Auswerte-Dialogfeld
Dialog	mycolor	vom Typ <i>CColorDlg</i> und beschreibt das Farb-Dialogfeld
Dialog	myprofile	vom Typ <i>CProfileView</i> und beschreibt das Dosisprofil-Dialogfeld
Zahl	colorsel	Variable die beschreibt, welche Farbtabelle ausgewählt wurde
Funktion	OnFileImport	Funktion die den Filedialog öffnet und das Einlesen der Dosisdaten übernimmt
Funktion	Settings	Funktion die den Einstellungen-Dialog aufruft und Eigenschaften übernimmt
Funktion	OnCalcDoseProfile	Funktion die den Dosisprofil-Dialog aufruft
Funktion	OnCalcStandard	Funktion die Dosisdifferenzmatrix berechnet
Funktion	OnCalcGamma	Funktion die γ -Index-Verteilung ausrechnet siehe Kapitel 6.3.3
Funktion	OnCalcGammakl	Funktion die γ -Index-Verteilung ausrechnet siehe Kapitel 6.3.3
Funktion	OnGammaOptimized	Funktion die γ -Index-Verteilung ausrechnet siehe Kapitel 6.3.3
Funktion	OnViewOrigSize	Funktion die den Auswerte-Dialog aufruft
Funktion	OnColorchange	Funktion die den Farb-Dialog aufruft

Tabelle 6.2: Elemente der Klasse *CDosVerDlg*

Hauptzweck dieser Klasse ist es, dem Anwender auf einer flexiblen Art und Weise die beiden zu vergleichenden Dosisverteilungen im Start-Dialog darzustellen, bevor der γ -Index ausgerechnet wird.

DoseMat: Diese Klasse wird in der Datei *DoseMat.h* deklariert und ist eine selbst programmierte Klasse, die sämtliche Variable über die Dosis-, γ - als auch Winkel-Verteilung enthält. Sie ist die wichtigste Datenstruktur im gesamten Programm und wird von den meisten andern Klassen verwendet.

Typ	Name	Beschreibung
Zeichen	filename	Dateiname der importierten Datei
Zeichen	programm	Programmname aus dem Matrix exportiert wurde
Zeichen	patient	Name des Patienten
Zeichen	algorithm	Bezeichnung des Dosisberechnungsalgorithmus
Zeichen	scale	Maßstab, mit dem Verteilung dargestellt wird
Zeichen	comment	eventuelle Kommentare
Zahl	column	Spaltenanzahl der Matrix
Zahl	row	Zeilenanzahl der Matrix
Zahl	isocolumn	Spalte in der Normierungspunkt liegt
Zahl	isorow	Zeile in der Normierungspunkt liegt
Zahl	x_roi_start x_roi_end y_roi_start y_roi_end	enthält Koordinaten der linken oberen und rechten unteren Ecke des ausgewählten Bereiches = Region Of Interest (ROI)
Zahl	distancex,y	Auflösung in x- und y-Richtung
Zahl	max, maxroi	globales Maximum und Maximum im ROI
Zahl	treatmdose	geplante Dosis im Referenz-, Normierungspunkt
Zahl	mean, meanroi	globaler Mittelwert und Mittelwert im ROI
2D-Matrix	arrdose	enthält Werte der Verteilung
2D-Matrix	bitmatrix	enthält Farbbitwerte der Verteilung
1D-Matrix	diffhisto	enthält differentielle Histogramm Daten
1D-Matrix	kumhisto	enthält kumulative Histogramm Daten
Binärzahl	isoset	Normierungspunkt gesetzt ja/nein
Binärzahl	dataread	Daten eingelesen ja/nein
Binärzahl	limitdsp	Darstellung limitieren ja/nein
Binärzahl	histoline	Liniendiagramm darstellen ja/nein
Binärzahl	histobar	Balkendiagramm darstellen ja/nein
Binärzahl	roi	interessierender Bereich ausgewählt ja/nein
Bild	pbmpstr	enthält Daten für bildliche Darstellung der Verteilungen
Bildinfo	pbmpinfo	enthält Informationen über pbmpstr

Tabelle 6.3: Wichtigste Datenelemente der Klasse DoseMat

CCDIgSet: Diese Klasse wird in der Datei *CDIgSet.h* deklariert und ist ebenfalls eine abgeleitete Klasse von der Basisklasse *CDialog*. In diesem Einstellungs-Dialog werden sämtliche alphanumerischen Informationen wie Normierungspunkt koordinaten,

Auflösung, Absolute Dosis, Berechnungskriterien, Darstellungsoptionen und Abmessungen des ROI vom Anwender eingegeben.

CProfileView: Diese Klasse wird in der Datei *ProfileView.h* deklariert und ist eine abgeleitete Klasse von der Basisklasse *CDialog*. Es werden aus den Dosismatrizen die aktuell gewünschte Zeile oder Spalte extrahiert und dargestellt. Sie stellt vor allem Funktionen zum wechseln der Dosisprofile zur Verfügung. Diese Klasse dient hauptsächlich zur Darstellung der Dosisprofile.

Typ	Name	Beschreibung
1D-Matrix	calcprofile	enthält das Dosisprofil des TPS
1D-Matrix	filmprofile	enthält das Dosisprofil des Films
Zahl	aktzeile	Nummer des aktuell angezeigten Zeilenprofils
Zahl	aktspalte	Nummer des aktuell angezeigten Spaltenprofils
Binärzahl	m_columndir	bei 0 Spaltenprofil, bei 1 Zeilenprofil
Funktion	CalcProfiles	extrahiert die Profile aus den Dosismatrizen
Funktion	OnBnClickedRowincr	Auswahl des nächsten Profils
Funktion	OnBnClickedRowdecr	Auswahl des vorigen Profils
Funktion	OnBnClickedDirection	Wechsel zwischen Spalten- und Zeilenansicht

Tabelle 6.4: Datenelemente und Funktionen der Klasse CProfileView

CViewGamma: Diese Klasse wird in der Datei *ViewGamma.h* deklariert und ist eine abgeleitete Klasse von der Basisklasse *CDialog*. In diesem Dialog werden die γ - und die Winkel-Verteilung sowie das kumulative und differentielle Histogramm dargestellt. In dieser Klasse befinden sich auch die Funktionen zum Abspeichern der Histogramm Daten und der Bilder.

CColordlg: Diese Klasse wird in der Datei *Colordlg.h* deklariert und ist eine abgeleitete Klasse von der Basisklasse *CDialog*. In diesem Farb-Dialog wird lediglich die Palette zur Bilddarstellung ausgewählt.

6.3.3 Wichtige Funktionen

OnFileImport

OnFileImport ist in der Datei *DosVerDlg.cpp* definiert und ist eine Funktion der Klasse *CDosVerDlg*. Sie wird durch einen Klick auf den Button "Import" aufgerufen und bildet die Schnittstelle zwischen den Dateien und dem Programm. In der Abbildung 6.15 wird der Ablauf kurz skizziert.

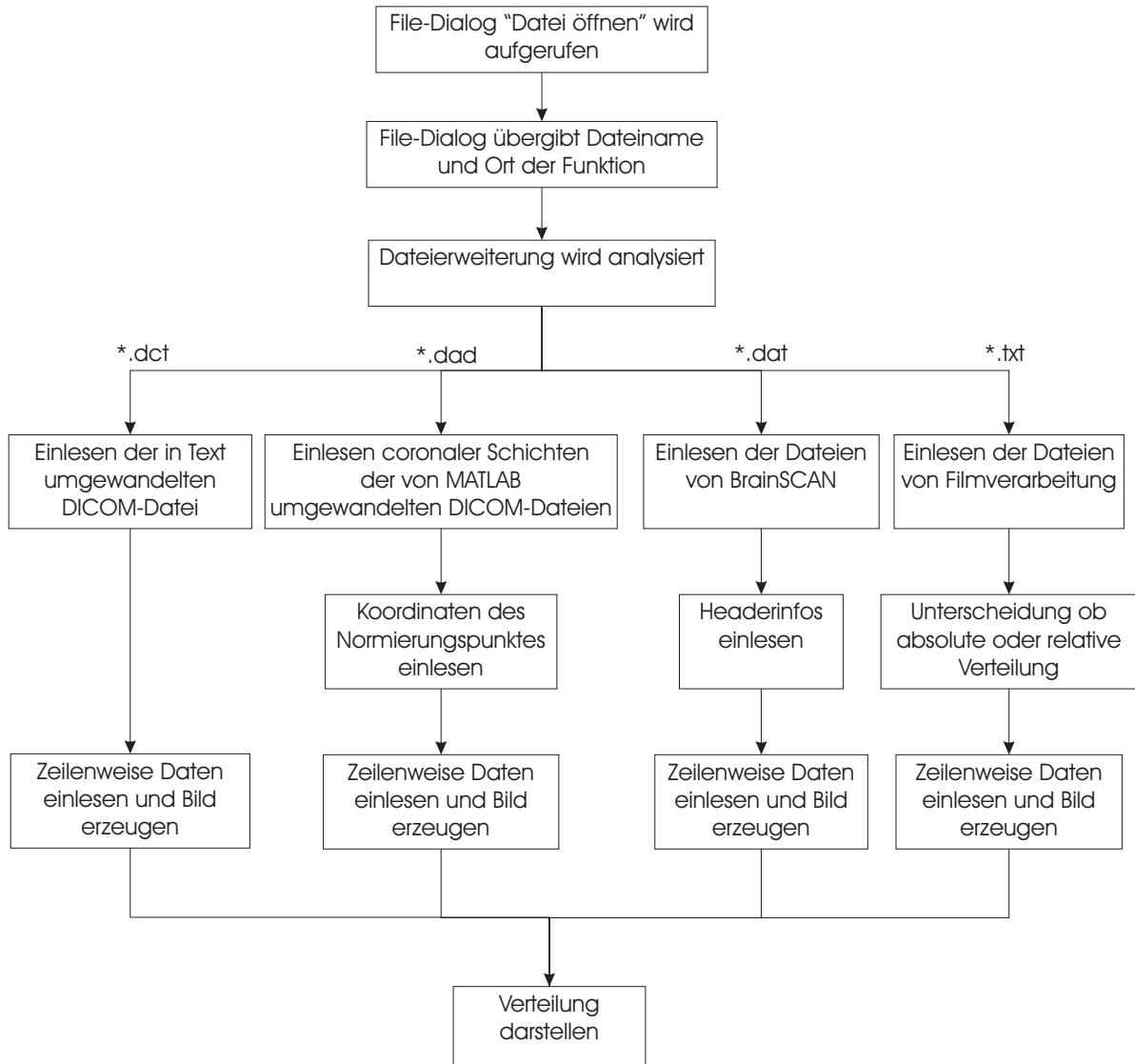


Abbildung 6.15: Ablauf der Funktion OnFileImport

Die nächsten drei Funktionen wurden zur Berechnung der γ -Verteilung entwickelt. Es handelt sich um drei unterschiedliche Algorithmen, in jedem werden jedoch die Verteilungen über den Normierungspunkt geometrisch gleich korreliert (siehe Abbildung 6.16).

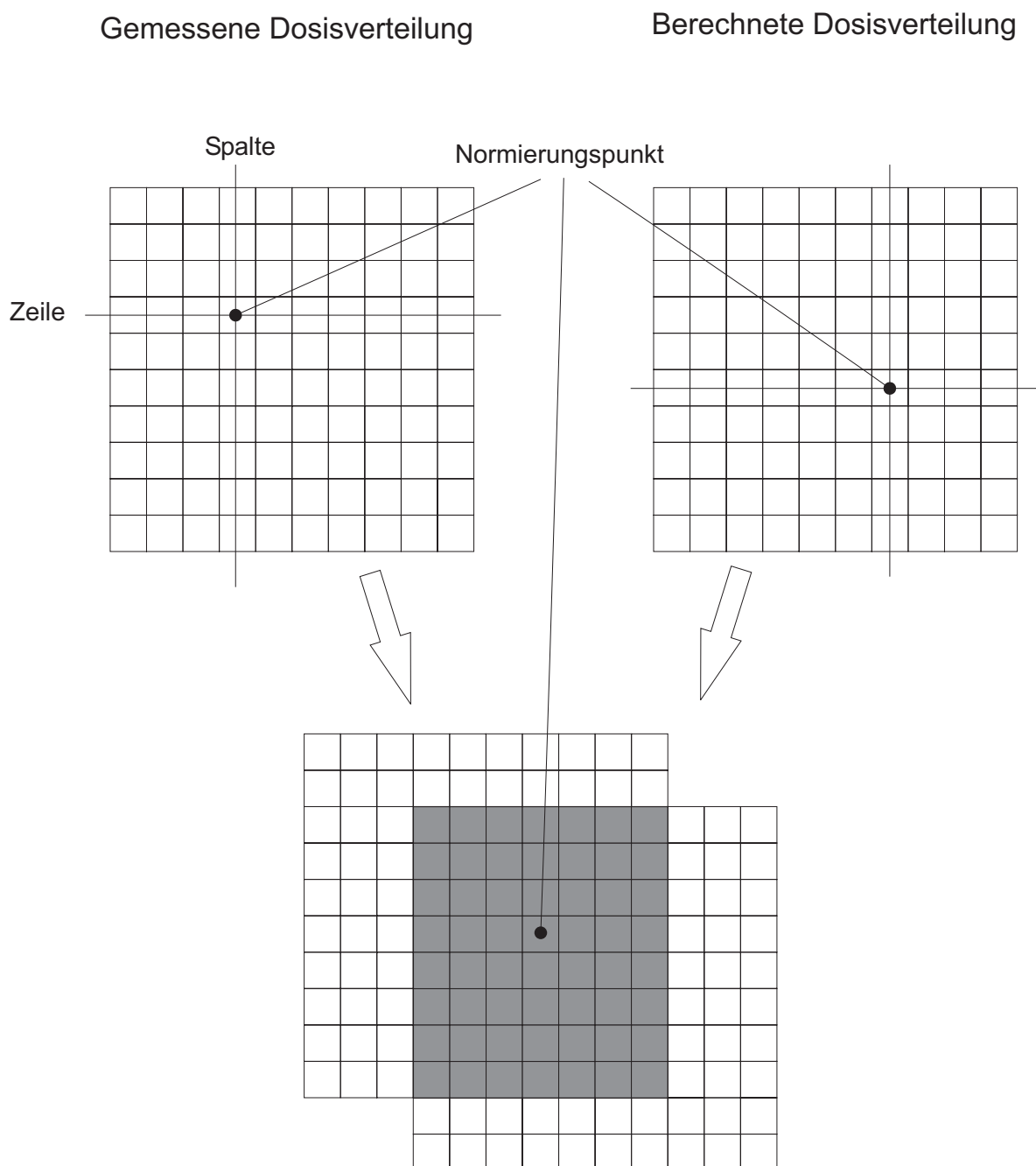


Abbildung 6.16: Geometrische Korrelation von zwei Verteilungen

OnCalcGamma

OnCalcGamma ist in der Datei *DosVerDlg.cpp* definiert und ist eine Funktion der Klasse *CDosVerDlg*. Sie wird durch einen Klick auf den Button "Gamma" aufgerufen und berechnet die γ -Verteilung. Diese Funktion beinhaltet einen Algorithmus, der bei der γ -Berechnung jeden gemessenen Punkt mit jedem berechneten Punkt vergleicht. Dies hat den entscheidenden Nachteil, dass große Verteilungen viele Rechenschritte beinhalten und die Berechnung damit langsam wird. Bei einer angenommenen Verteilung einer Dimension von 200 Spalten mal 200 Zeilen bedeutet dies 200×200 Dosispunkte, wobei für jeden einzelnen 200×200 γ -Werte berechnet werden müssen. Dies beinhaltet in Summe 1.600.000.000 Rechenschritte. In der Abbildung 6.17 wird der Ablauf kurz skizziert.

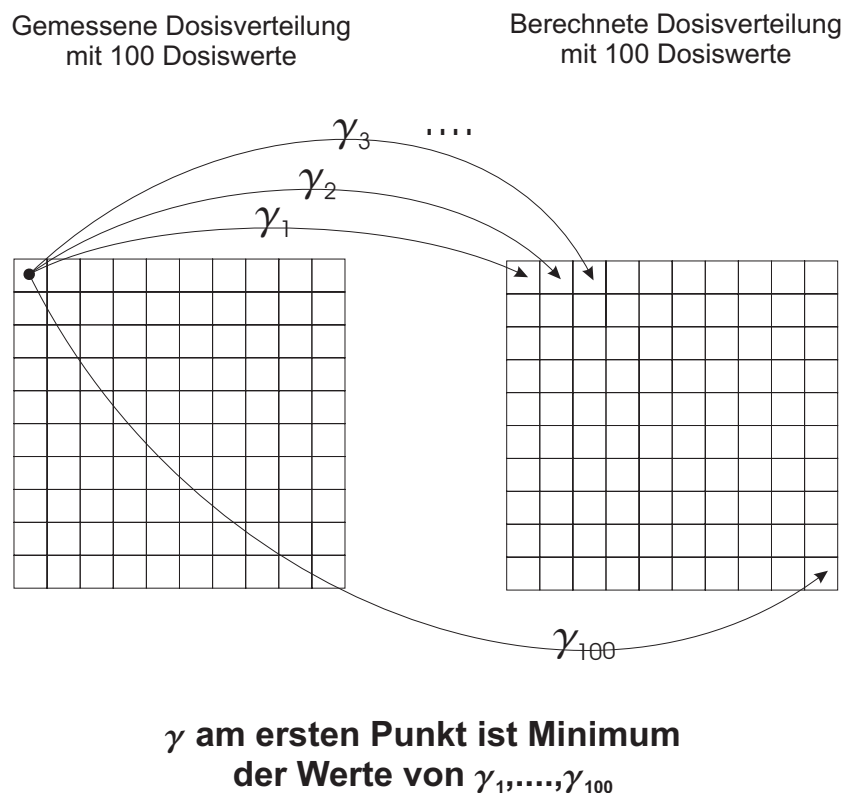


Abbildung 6.17: γ -Berechnung für ersten Dosiswert

OnCalcGammakl

OnCalcGammakl ist in der Datei *DosVerDlg.cpp* definiert und ist eine Funktion der Klasse *CDosVerDlg*. Sie wird durch einen Klick auf den Button "Gamma < reg." aufgerufen und berechnet die γ -Verteilung. Diese Funktion beinhaltet einen Algorithmus der bei der γ -Berechnung jeden gemessenen Punkt mit einem eingeschränkten, quadratischen Bereich aus der berechneten Dosisverteilung vergleicht. Die Größe des quadratischen Bereiches kann im Einstellungen-Dialog gewählt werden und hat den Vorteil

der schnelleren Berechnung der Verteilung. Ein Nachteil kann sein, dass der quadratische Bereich zu klein gewählt wird und sich ein Punkt mit einem niedrigeren γ noch ausserhalb befindet. In der Abbildung 6.18 wird der Ablauf kurz skizziert.

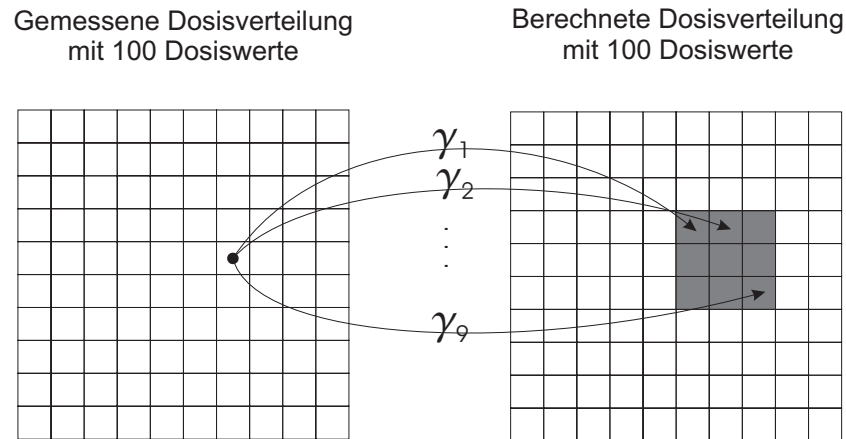


Abbildung 6.18: Berechnung der γ -Verteilung mit Einschränkung auf quadr. Bereich

OnGammaOptimized

OnGammaOptimized ist in der Datei *DosVerDlg.cpp* definiert und ist eine Funktion der Klasse *CDosVerDlg*. Sie wird durch einen Klick auf den Button "Gamma opt." aufgerufen und berechnet die γ -Verteilung. Diese Funktion beinhaltet einen Algorithmus, der bei der γ -Berechnung jeden gemessenen Punkt mit einem veränderlichen Bereich aus der berechneten Dosisverteilung vergleicht. Der veränderliche Bereich ergibt sich aus einer Abbruchbedingung (siehe Abbildung 6.19) und hat den Vorteil der exakten und extrem schnellen Berechnung der Verteilung. In der Abbildung 6.19 wird der Ablauf kurz skizziert. Es wird empfohlen hauptsächlich diesen Algorithmus zu verwenden.

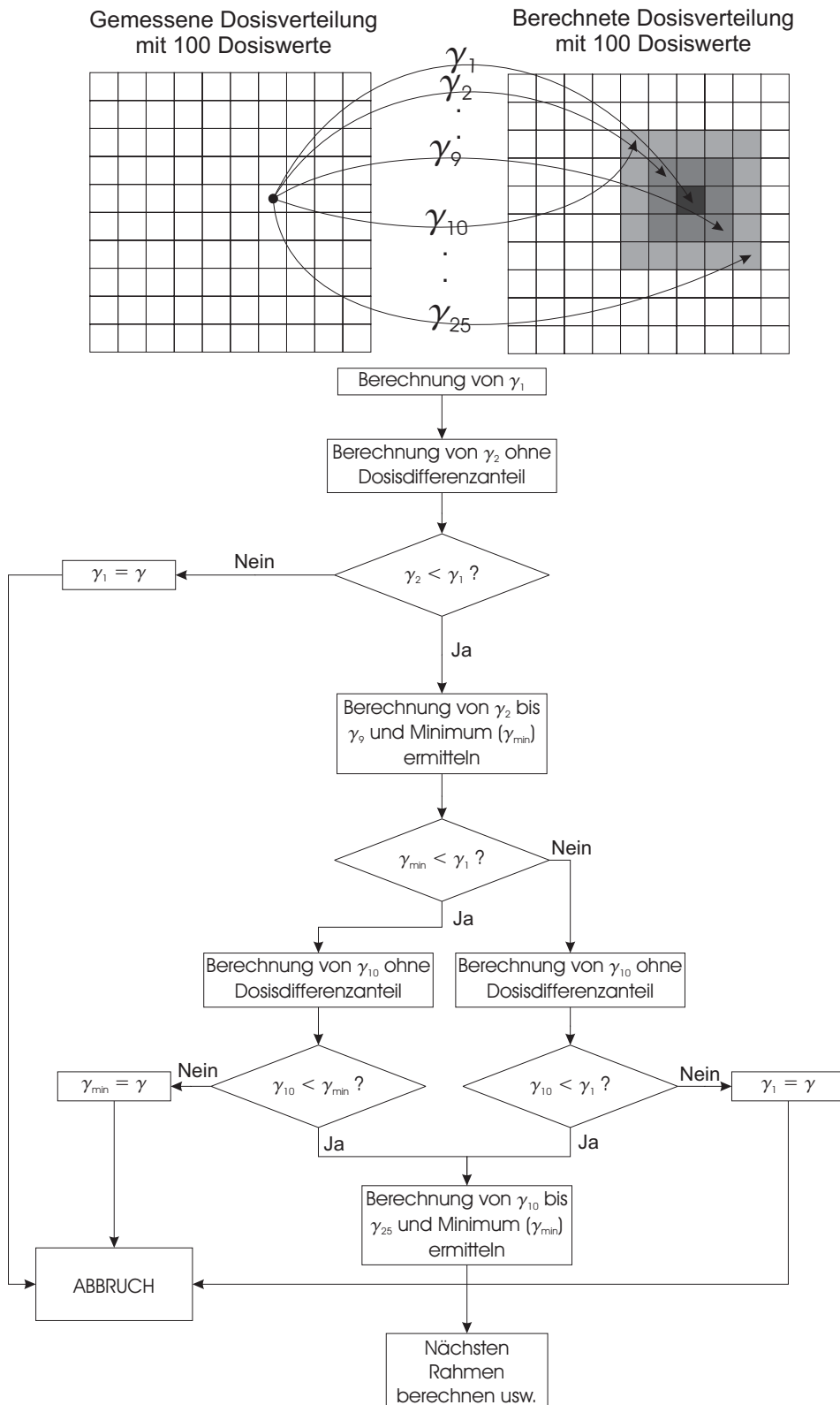


Abbildung 6.19: Optimierte Algorithmus mit Ablaufdiagramm

Kapitel 7

Beispiele und Ergebnisse

7.1 IMRT-Lungenphantom

Die Messungen wurden im Zuge einer IMRT-Studie der Univ. Klinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie des AKH Wien in Kooperation von DI Pavel Dvorak (Dissertant der TU Prag) und mir durchgeführt. Die Studie behandelt die Auswirkung der IMRT auf die extrakranielle stereotaktische Strahlentherapie. Einer der Schwerpunkte war dabei die dosimetrische Verifikation der IMRT-Pläne im Falle großer Inhomogenitäten und der Vergleich zum homogenen Fall. Zu diesem Zweck wurde ein spezielles Lungenphantom und ein homogenes Phantom verwendet.

7.1.1 Aufbau

Das heterogene Lungenphantom ist 30 cm breit, 20 cm tief und 16 cm hoch (siehe Abbildung 7.1).

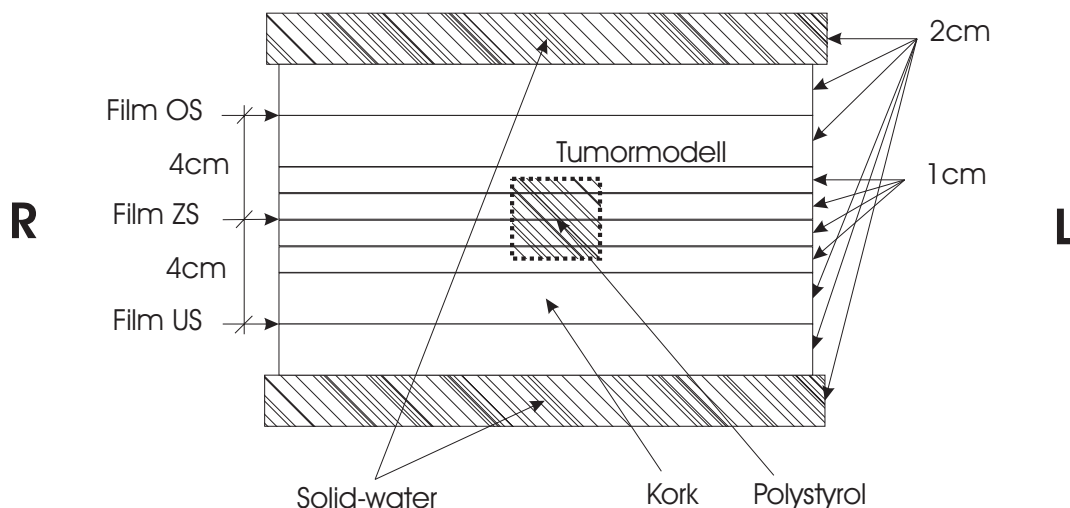


Abbildung 7.1: Heterogenes Lungenphantom

Es wurden Korkplatten als lungenäquivalentes Material verwendet. Das Tumormodell ist ein schwarzer Polystyrol-Zylinder mit 5 cm Länge und 5 cm Durchmesser. Das homogene Phantom ist entsprechend einfacher und besteht nur aus Solid-Water-Platten. In beiden Modellen wurden die Filme in den selben coronalen Schichten platziert. Für beide Modelle wurde ein einzelnes Stehfeld (Gantrywinkel = 0, Feldgröße = 10 cm × 10 cm, SSD = 92 cm) und ein IMRT-Plan mit BrainSCAN und HELAX erstellt. Bei der Bestrahlung wurde für BrainSCAN der μ MLC von BrainLAB und für HELAX der MLC des LINAC verwendet sowie mit der "step & shoot" Technik und 6 MV bestrahlt, um 2 Gy im Isozentrum zu erhalten. Die Auflösung der Dosisverteilungen beträgt 1 mm in x- und y-Richtung.

7.1.2 Auswertung

Es wurden die beiden relativen Dosisverteilungen wie in Kapitel 6.2.1 beschrieben verglichen und die Daten für beide Geometrien und Phantommodelle ausgewertet. Zusätzlich wurden auch Absolutdosismessungen mit einer Ionisationkammer durchgeführt. Im kumulativen Histogramm (siehe z.B. Abbildung 7.3) ist "Anteil" als der Flächenanteil der gesamten ROI der γ -Index-Verteilung zu verstehen.

1-Feld Geometrie

Homogenes Phantom: Aus Tabelle 7.1 und den Abbildungen 7.2 und 7.3 ist deutlich zu erkennen, dass die berechnete und gemessene Dosisverteilung in der zentralen Schicht, also in der Schicht des Isozentrums, am besten miteinander übereinstimmen. Dieser Trend ist auch in den nachfolgenden Auswertungen der 1-Feld-Geometrie zu erkennen. Einzige Ausnahme ist hier die untere Schicht bei der HELAX-Messung. Auffällig ist auch dass, zumindest bis auf den homogenen Fall mit BrainSCAN, immer die oberste Schicht die schlechtesten Ergebnisse lieferte.

Der γ -Index von ungefähr 1 im Niedrigdosisbereich (grüne Flächen in der γ -Verteilung) lässt sich durch die dortige höhere Empfindlichkeit des Films und somit einem erhöhten Dosisunterschied erklären. Bei der Auswertung mit unterschiedlichen DTA-Kriterien (3 mm sowie 4 mm) ist ein geringer Einfluss zu erkennen.

In der Abbildung 7.4 ist die teilweise schlechte Modellierung des Halbschattens durch das BrainSCAN-Planungssystem zu beobachten. Im Vergleich dazu siehe das γ -Index Bild von HELAX in Abbildung 7.5. Die vier Punkte in der Abbildung und in allen weiteren Verteilungsbildern stellen die Markierungen des Normalisierungspunktes dar und befinden sich deshalb ausserhalb der ROI.

Die Absolutmessung mit der Ionisationskammer beim homogenen Phantom im Isozentrum ergab für HELAX eine Abweichung von 1,5 % und für BrainSCAN eine Abweichung von 2,6 %.

TPS:	BrainSCAN						HELAX					
Kriterien:	3 %, 3 mm			3 %, 4 mm			3 %, 3 mm			3 %, 4 mm		
Schicht:	ZS	OS	US	ZS	OS	US	ZS	OS	US	ZS	OS	US
γ_{mean} :	0,44	0,66	0,70	0,41	0,62	0,66	0,57	0,77	0,43	0,53	0,71	0,38
γ_{max} :	2,62	3,46	1,91	2,59	3,35	1,89	1,89	2,53	1,30	1,89	2,52	1,25
$\gamma \geq 1$ [%]:	5,3	12,9	21,6	4,7	9,4	18,0	5,9	25,1	3,8	4,5	21,1	1,8

Tabelle 7.1: Auswertung homogenes Phantom mit 1-Feld-Geometrie

ZS Zentrale Schicht

OS Obere Schicht

US Untere Schicht

γ_{max} maximaler γ -Index in Verteilung

γ_{mean} ... Mittelwert des γ -Index in Verteilung

$\gamma \geq 1$... Prozentsatz des γ -Indexflächenanteils in ROI mit Wert größer 1

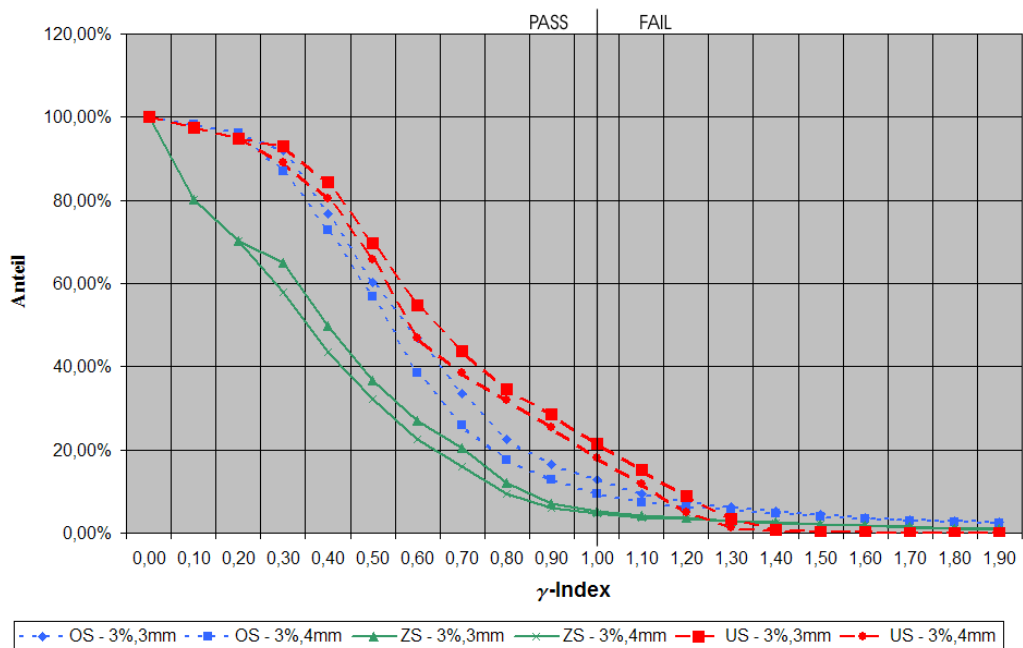


Abbildung 7.2: Kumulatives Histogramm des γ -Index für BrainSCAN bei 1-Feld-Geometrie und homogenen Phantom

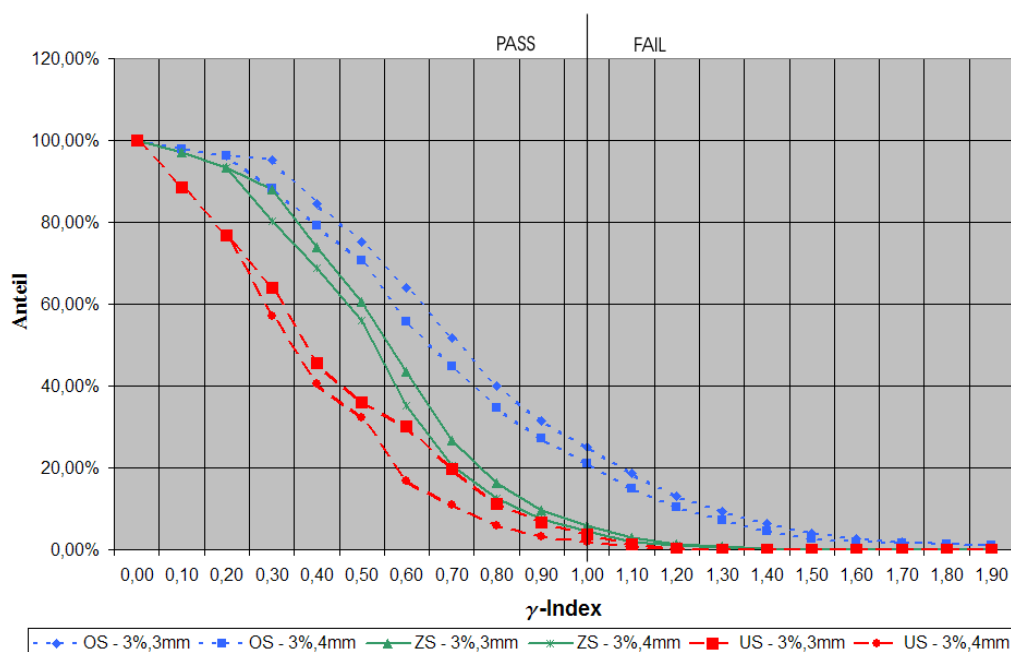


Abbildung 7.3: Kumulatives Histogramm des γ -Index für HELAX bei 1-Feld-Geometrie und homogenen Phantom

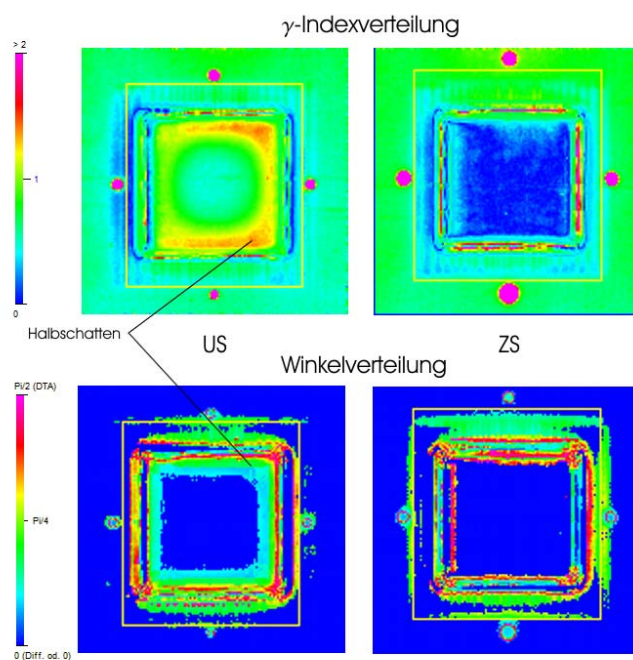


Abbildung 7.4: γ -Index- und Winkelverteilung für BrainSCAN bei 1-Feld-Geometrie und homogenen Phantom mit Kriterien 3 %, 3 mm

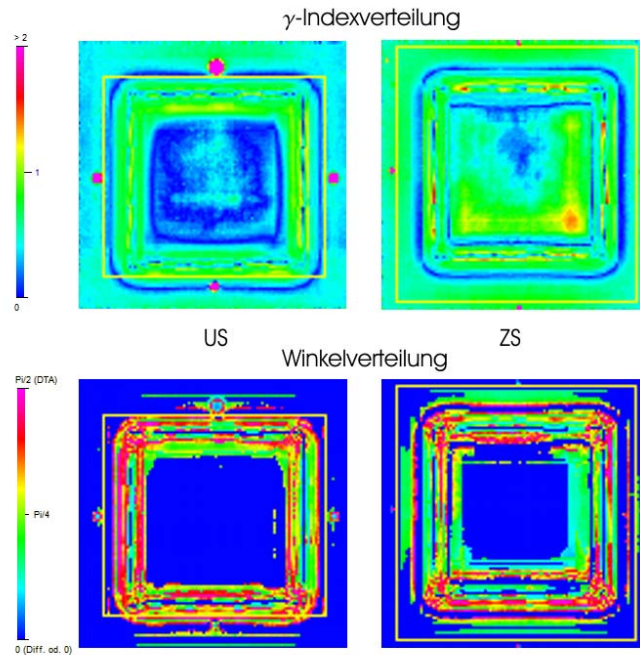


Abbildung 7.5: γ -Index- und Winkelverteilung für HELAX bei 1-Feld-Geometrie und homogenen Phantom mit Kriterien 3 %, 3 mm

Heterogenes Phantom: Die schlechte Übereinstimmung laut Tabelle 7.2 und den Abbildungen 7.6, 7.7 im heterogenen Phantom ist meiner Ansicht nach auf einen systematischen Fehler bei den Messungen zurückzuführen, zumal die Ergebnisse in der IMRT-Geometrie viel besser ausgefallen sind. Ein weiterer Grund ist die in Kapitel 3.3.1 erwähnte Schwäche von Pencil-Beam-Algorithmen in Bereichen von Inhomogenitäten. Die Absolutmessung mit der Ionisationskammer beim heterogenen Phantom lieferte auch größere Abweichungen und ergab im Isozentrum für HELAX eine Abweichung von 3,1 % und für BrainSCAN eine Abweichung von 5,7 %. Diese relativ hohen Abweichungen in der Absolutmessung lassen auf einen systematischen Fehler bei den Messungen schließen und ist Gegenstand weiterer Untersuchungen.

TPS:	BrainSCAN						HELAX					
	3 %, 3 mm			3 %, 4 mm			3 %, 3 mm			3 %, 4 mm		
Schicht:	ZS	OS	US	ZS	OS	US	ZS	OS	US	ZS	OS	US
γ_{mean} :	1,21	1,40	1,12	1,07	1,25	1,00	1,03	1,36	1,09	0,90	1,21	0,97
γ_{max} :	3,01	3,36	2,90	2,98	3,35	2,47	2,85	3,56	3,24	2,30	3,04	2,73
$\gamma \geq 1$ [%]:	65,3	75,3	60,4	59,1	70,1	53,3	50,2	71,4	50,8	40,3	63,2	42,8

Tabelle 7.2: Auswertung heterogenes Phantom mit 1-Feld-Geometrie

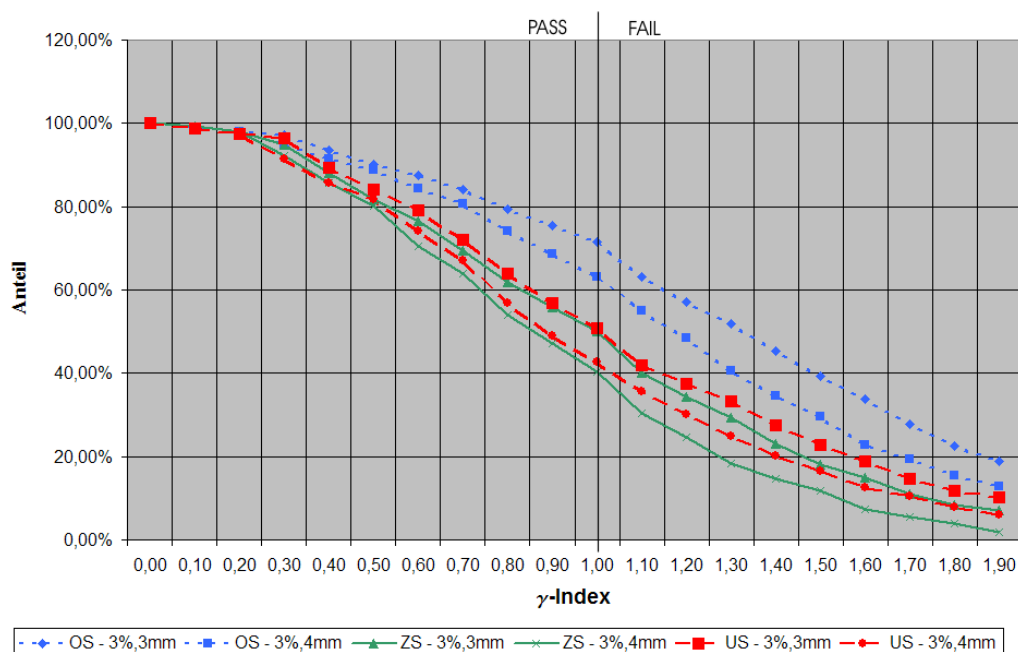


Abbildung 7.6: Kumulatives Histogramm des γ -Index für HELAX bei 1-Feld-Geometrie und heterogenem Phantom

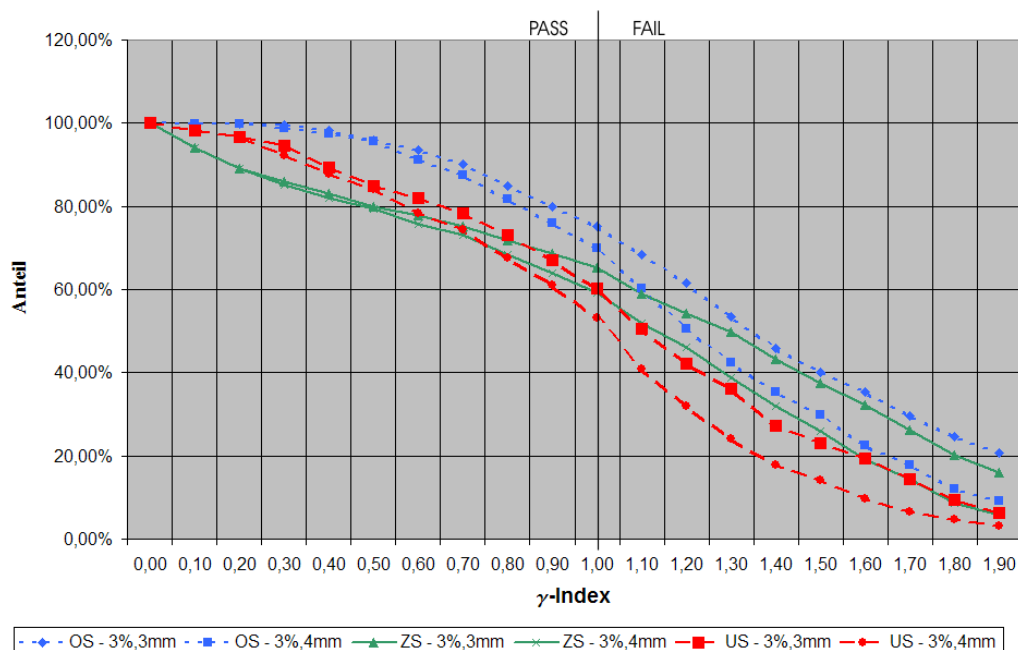


Abbildung 7.7: Kumulatives Histogramm des γ -Index für BrainSCAN bei 1-Feld-Geometrie und heterogenem Phantom

IMRT-Geometrie

In dieser Auswertung ist zu beobachten, dass im Falle der zentralen Schicht die schlechtesten Ergebnisse erzielt wurden (siehe Abbildung 7.10). Meiner Ansicht nach ist dies ebenfalls auf die schlechte Modellierung durch den Pencil-Beam von Inhomogenitäten in der Nähe von homogenen Volumen (Tumor aus Polystyrol) zu erklären. In den anderen Schichten tritt dieser Effekt nicht auf, da dort die Schicht nur von inhomogenen Material umgeben ist. Siehe auch hierzu die Bemerkungen von Kapitel 3.5.1. Auch hier sind die Auswirkungen der unterschiedlichen Kriterien gering.

Die Absolutmessung mit der Ionisationskammer beim heterogenen Phantom im Isozentrum ergab für HELAX eine Abweichung von 3,1 % und für BrainSCAN eine Abweichung von 2,8 %.

TPS:	BrainSCAN						HELAX					
Kriterien:	3 %, 3 mm			3 %, 4 mm			3 %, 3 mm			3 %, 4 mm		
Schicht:	ZS	OS	US	ZS	OS	US	ZS	OS	US	ZS	OS	US
γ_{mean} :	0,84	0,70	0,72	0,79	0,67	0,68	0,86	0,64	0,75	0,80	0,61	0,70
γ_{max} :	4,19	2,10	2,10	3,74	2,07	1,73	3,42	2,30	3,51	2,86	2,03	3,18
$\gamma \geq 1$ [%]:	22,6	8,3	11,2	19,4	5,8	7,9	27,2	11,4	18,7	23,8	9,1	14,9

Tabelle 7.3: Auswertung heterogenes Phantom mit IMRT-Geometrie

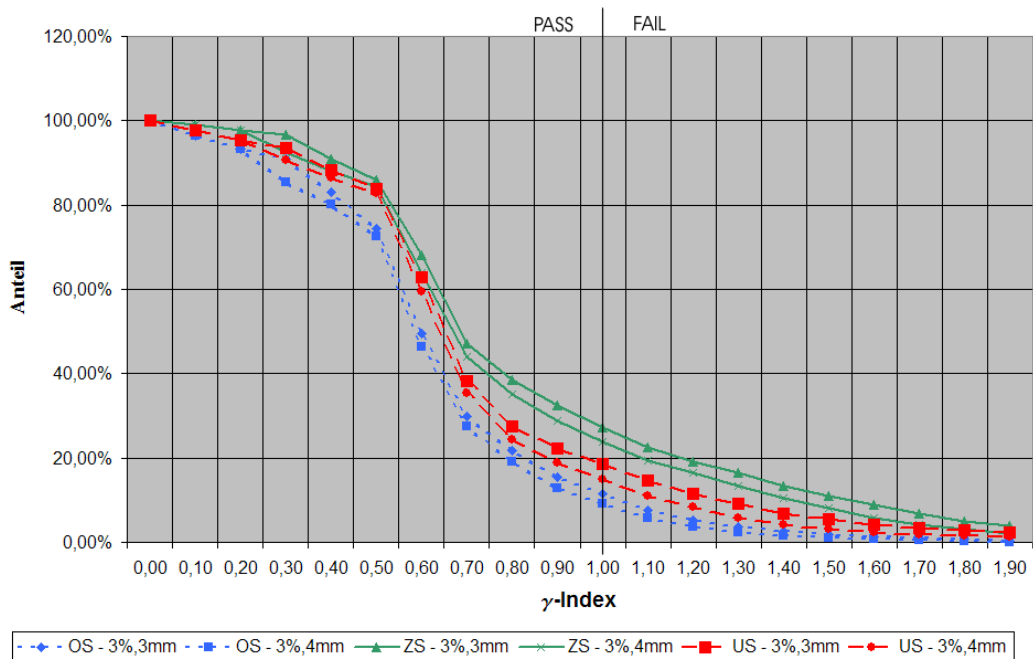


Abbildung 7.8: Kumulatives Histogramm des γ -Index für HELAX bei IMRT-Geometrie und heterogenem Phantom

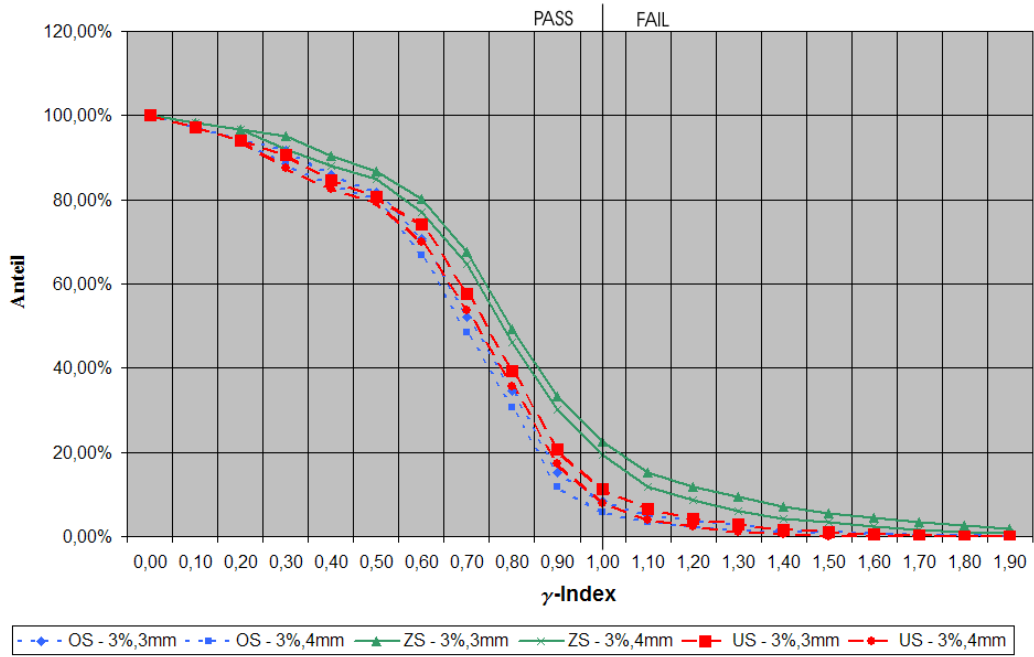


Abbildung 7.9: Kumulatives Histogramm des γ -Index für BrainSCAN bei IMRT-Geometrie und heterogenem Phantom

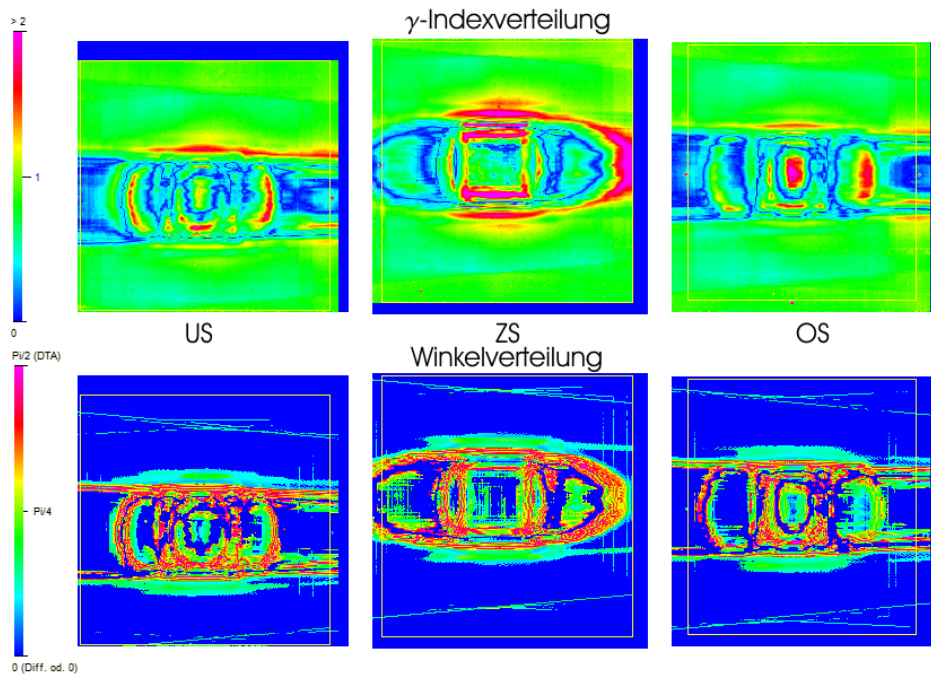


Abbildung 7.10: γ -Index- und Winkelverteilung für BrainSCAN bei IMRT-Geometrie und heterogenem Phantom mit Kriterien 3 % und 3 mm

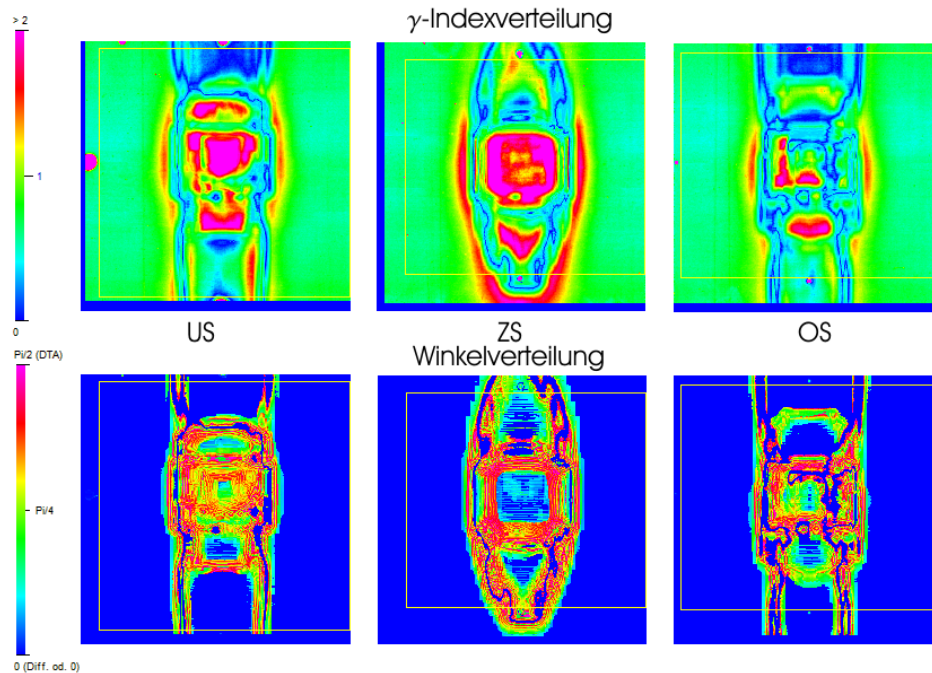


Abbildung 7.11: γ -Index- und Winkelverteilung für HELAX bei IMRT-Geometrie und heterogenem Phantom mit Kriterien 3 % und 3 mm

7.2 Stereotaktisches Augenphantom

An der Univ. Klinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie des AKH Wien wurde eine spezielle Technik zur nicht invasiven Fixation und stereotaktischen Behandlung von Aderhautmelanomen entwickelt [5]. Mit Hilfe eines montierten Spiegels über dem zu behandelnden Auge kann dieses mit einer Kamera beobachtet und durch Konzentration auf eine Lichtquelle fixiert werden. Bedingt durch die geringe Tiefe des Zielvolumens unter der Körperoberfläche und der Dichteinhomogenitäten des Gewebes im Kopfbereich ergaben sich spezielle Fragestellungen hinsichtlich der Genauigkeit der vom Planungssystem errechneten Dosisverteilungen. Bei solchen Behandlungen werden im Regelfall 8 bis 12 Felder verwendet und es besteht bis auf den Spiegel kein Unterschied zu sonstigen kraniellen stereotaktischen Behandlungen. Die Felder sollten zwar von jedem Planer so gelegt werden, dass die Montageeinrichtung des Spiegels keinen Einfluss hat, es wurde jedoch der Einfluss auf die Dosisverteilungen mit einem eigens entwickelten Phantom untersucht.

7.2.1 Aufbau

Das Augenphantom (siehe Abbildung 7.12) besteht aus schwarzem Polystyrol und wurde schon für mehrere Studien verwendet. Es wurden 4 Filme (auch EDR2) in unterschiedlichen Tiefen (8 mm, 15 mm, 20 mm, 25 mm) im Phantom positioniert. Die Messungen am Augenphantom wurden von DI Bernhard Petersch im Rahmen seiner Dissertation

durchgeführt jedoch von mir später mit dem neuen Verfahren ausgewertet. Die Auflösung der Dosisverteilungen beträgt 0,26 mm.

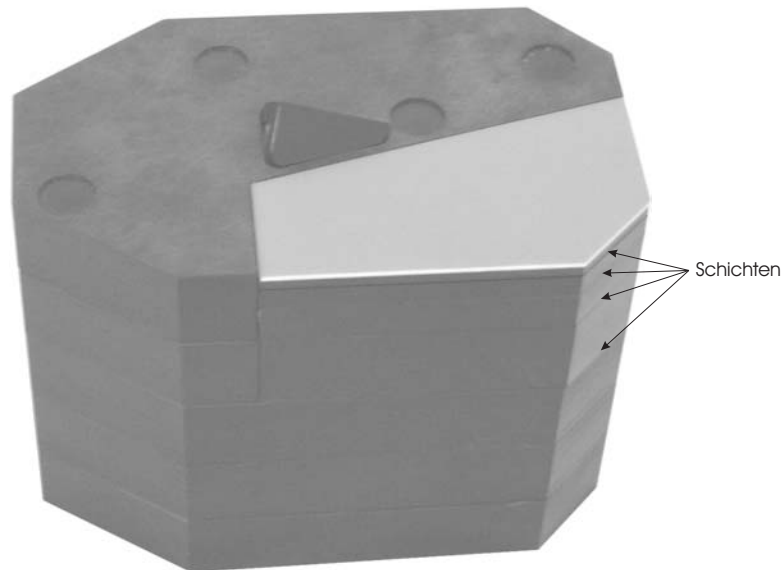


Abbildung 7.12: Bild des Augenphantoms

7.2.2 Auswertung

Hier zeigt sich eine sehr gute Übereinstimmung der berechneten Verteilung mit der gemessenen Verteilung. Bemerkenswert sind auch die geringen Unterschiede in den einzelnen Schichten. Der große Maximalwert des γ -Index in der Isozentrumsschicht ist durch die hohe Dosisdifferenz zu erklären, da die Veränderung des DTA-Kriteriums von 3 auf 4 mm faktisch keinen Einfluss hat. Eine mögliche Erklärung für diesen hohen γ -Wert ist die hohe applizierte Dosis (4 Gy) in diesem Bereich. Bei einer solchen starken Schwärzung des Films gelangt der Filmscanner in einen Bereich mit schlechtem Signal-Rausch-Verhältnis. Das Rauschen trägt einen Großteil zum Signal bei. Dies ist in der γ -Verteilung sichtbar (siehe dazu Abbildung 7.14). Genauers untersucht wurde dieser Einfluss in einer Projektarbeit von Peter Winkler [25].

TPS:	BrainSCAN							
Kriterien:	3 %, 3 mm				3 %, 4 mm			
Schicht [mm]:	8	15	20 (Iso)	25	8	15	20 (Iso)	25
γ_{mean} :	0,40	0,35	0,38	0,42	0,36	0,32	0,34	0,37
γ_{max} :	3,28	2,45	5,23	4,69	2,86	2,42	5,23	4,68
$\gamma \geq 1$ [%]:	2,2	1,4	3,8	5,1	1,7	0,7	1,4	3,5

Tabelle 7.4: Auswertung homogenes Augenphantom mit IMRT-Geometrie

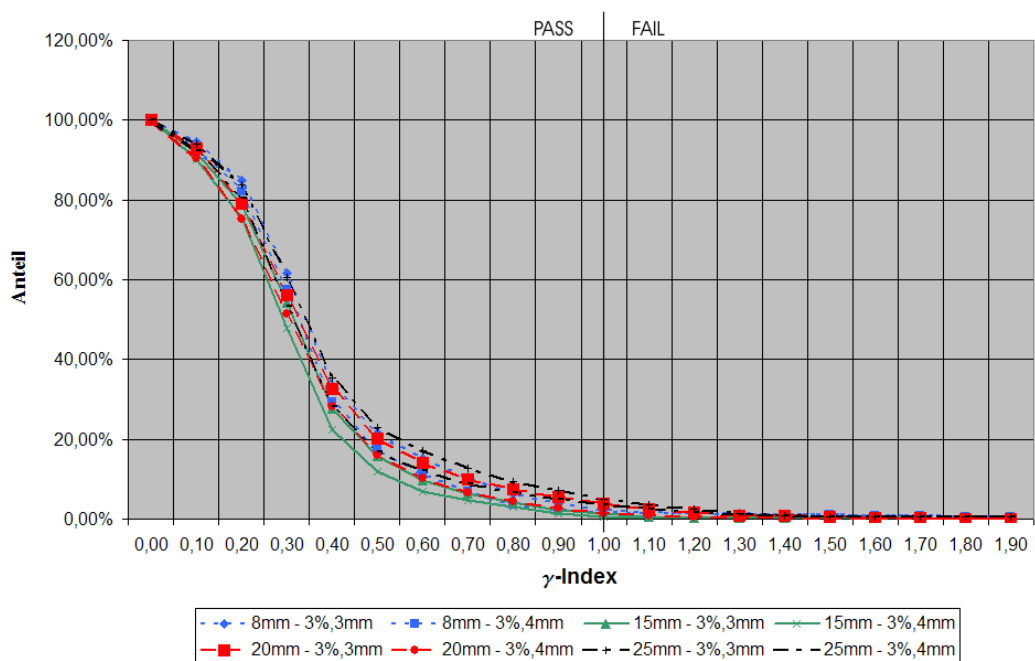


Abbildung 7.13: Kumulatives Histogramm des γ -Index in verschiedenen Tiefen

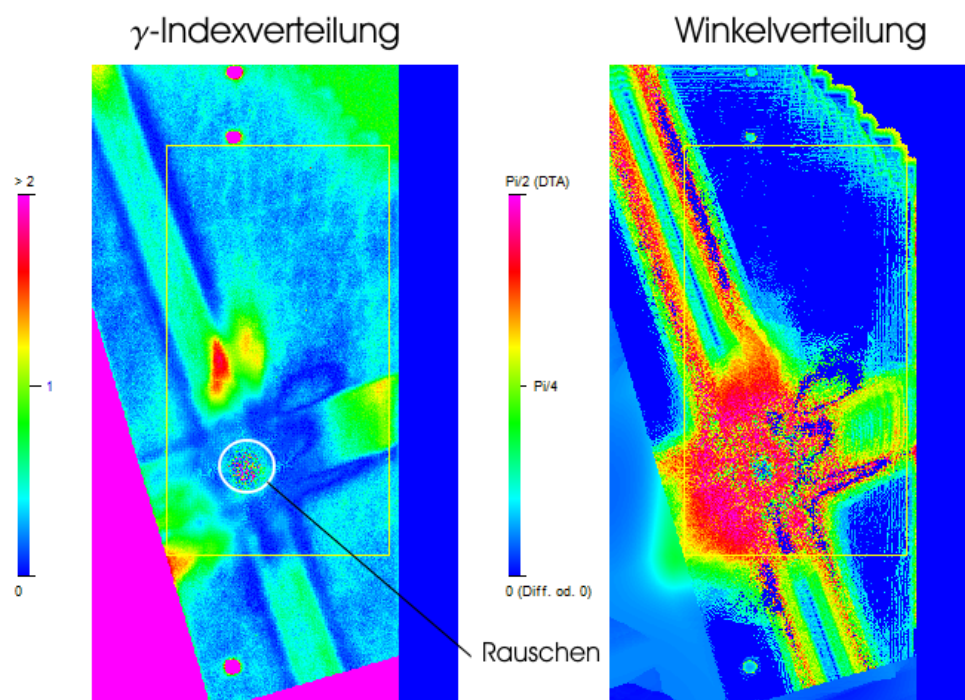


Abbildung 7.14: Rauschen in der Verteilung sichtbar

7.3 IMRT-Prostataphantom

Im Rahmen einer Dissertation wurde die IMRT unter Verwendung der “Step-and-Shoot“-Technik an der Univ. Klinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie im AKH Wien implementiert. Zu diesem Zweck sind auch patientenspezifische Qualitätssicherungsmaßnahmen in Form einer Dosisverifikation mit neu entwickelten Phantomen für Prostata- und HNO-Behandlungen notwendig.

7.3.1 Aufbau

Das Prostataphantom (siehe Abbildung 7.15) wurde speziell für die IMRT-Dosisverifikation an der in der Univ. Klinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie im AKH Wien entwickelt und besteht aus mehreren Platten von schwarzem Polystyrol. In den jeweiligen Filmschichten sind vier Nadeln in den Platten zur Markierung des Normierungspunktes im Film befestigt. Jeder der verifizierten Patientenpläne wurde auf das Prostataphantom übertragen und mit den Phantomparametern unter Beibehaltung der Photonfluenzen neu berechnet.

Die IMRT-Verifikation der Patientenpläne wurde von DI Bernhard Kroupa mit meiner Mithilfe durchgeführt. Die Auflösung der Dosisverteilungen beträgt bei Patient 1 und Patient 2 1,69 mm, bei Patient 3 einmal 1,69 mm und einmal 0,85 mm.

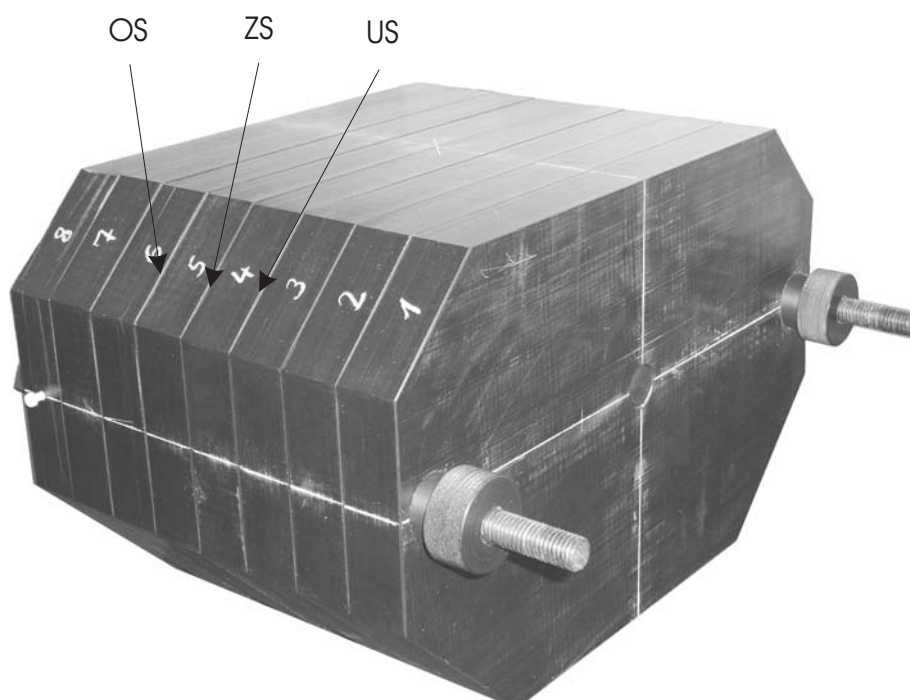


Abbildung 7.15: Bild des Prostataphantoms

7.3.2 Auswertung

Der Prozess der Dosisverifikation vom Zeitpunkt der LINAC-Vorbereitung bis zum Auswerten der letzten Ergebnisse beanspruchte pro Patient 4 Stunden.

Bei allen 3 Patienten waren die Ergebnisse sehr zufriedenstellend. Am Beispiel der oberen Schicht des 1. Patienten ist deutlich, wie es zu einer Unterdosierung aufgrund der schlechten Modellierung des Halbschattens kommt (siehe Abbildung 7.19). Im eingezeichneten Bereich addieren sich die Halbschatten mehrerer Felder. Dies führt zu einer deutlichen Unterdosierung. In diesem Bild sind auch deutlich die einzelnen Beams in der Winkelverteilung aufgrund des überwiegenden DTA-Anteils bei der γ -Index-Berechnung zu erkennen.

Bei Verwendung der Kriterien 3 % und 3 mm ist der Flächenanteil mit $\gamma \geq 1$ bis auf den oben erwähnten Fall bei allen 3 Patienten unter 10 %, bei der alleinigen Betrachtung der zentralen Schicht sogar unter 6 %. Diese zwei Werte würden sich daher als vorläufiges Akzeptanzkriterium der Dosisverifikation anbieten. Bei der Verwendung anderer Kriterien (2 %, 3 mm; 3 %, 4 mm) müsste man jedoch diese Werte entsprechend anpassen.

Die Unterschiede in der Auflösung wie sie bei Patient 3 untersucht wurden, sind meiner Meinung nach zu vernachlässigen.

TPS:	HELAX								
Kriterien:	2 %, 3 mm			3 %, 3 mm			3 %, 4 mm		
Schicht:	ZS	OS	US	ZS	OS	US	ZS	OS	US
γ_{mean} :	0,49	0,85	0,66	0,37	0,69	0,50	0,34	0,60	0,46
γ_{max} :	1,91	6,10	2,75	1,57	4,74	2,34	1,34	4,37	2,01
$\gamma \geq 1$ [%]:	5,0	28,3	19,5	1,5	18,8	8,5	0,4	15,2	5,5

Tabelle 7.5: Auswertung Prostataphantom mit IMRT-Geometrie - Patient 1

TPS:	HELAX								
Kriterien:	2 %, 3 mm			3 %, 3 mm			3 %, 4 mm		
Schicht:	ZS	OS	US	ZS	OS	US	ZS	OS	US
γ_{mean} :	0,58	0,67	0,58	0,44	0,50	0,43	0,40	0,46	0,40
γ_{max} :	3,65	5,30	2,84	2,62	3,84	1,94	2,50	3,62	1,90
$\gamma \geq 1$ [%]:	13,5	18,4	11,6	6,0	6,5	2,6	4,4	4,3	1,6

Tabelle 7.6: Auswertung Prostataphantom mit IMRT-Geometrie - Patient 2

TPS:	HELAX					
Auflösung:	1.69 mm			0.85 mm		
Kriterien:	2%,3mm	3%,3mm	3%,4mm	2%,3mm	3%,3mm	3%,4mm
Schicht:	ZS	ZS	ZS	ZS	ZS	ZS
γ_{mean} :	0,48	0,36	0,33	0,47	0,37	0,33
γ_{max} :	1,68	1,23	1,16	1,79	1,20	1,20
$\gamma \geq 1$ [%]:	5,2	0,7	0,2	6,7	0,8	0,4

Tabelle 7.7: Auswertung Prostataphantom mit IMRT-Geometrie - Patient 3

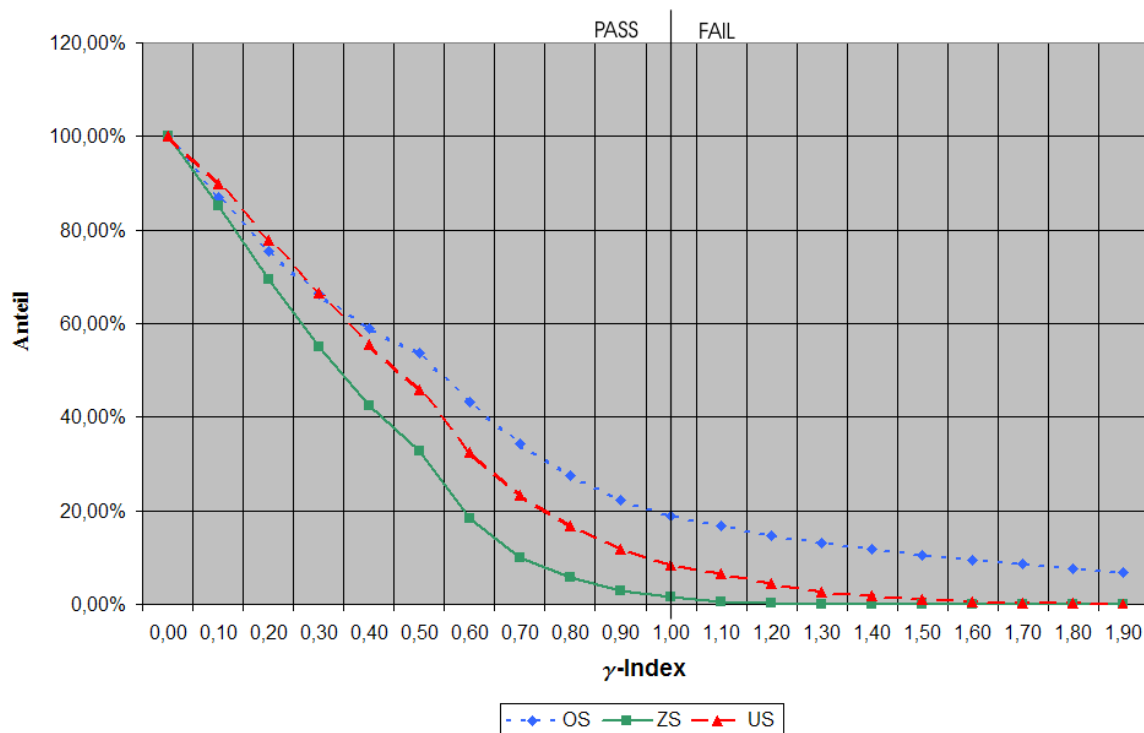


Abbildung 7.16: Kumulatives Histogramm des γ -Index des 1. Patienten bei Kriterium 3 %, 3 mm

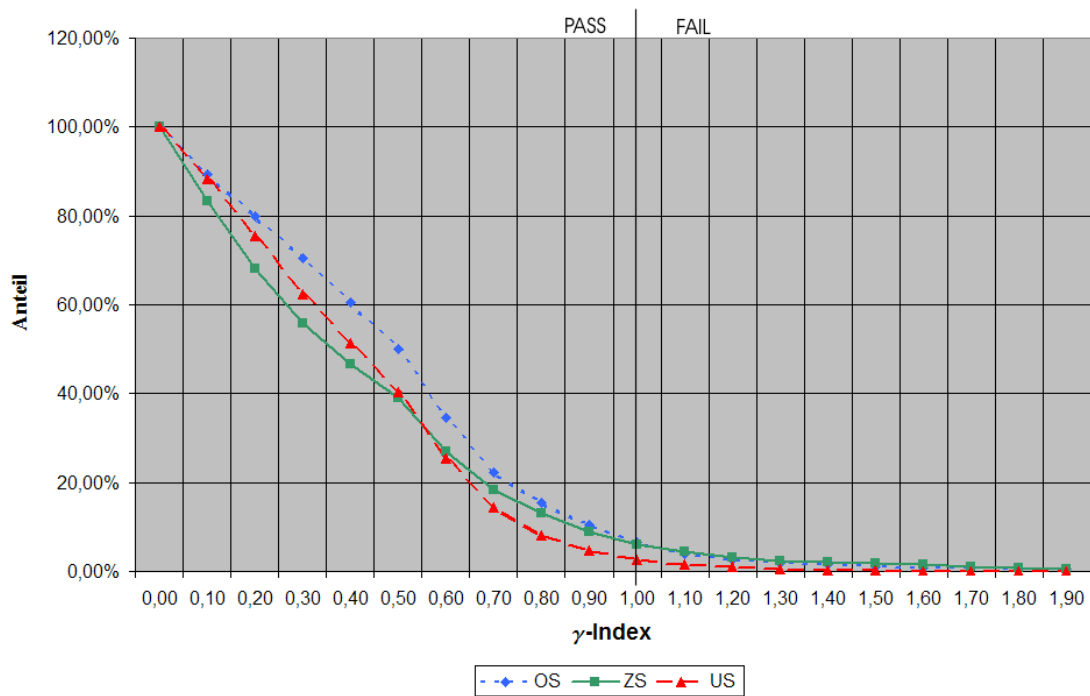


Abbildung 7.17: Kumulatives Histogramm des γ -Index des 2. Patienten bei den Kriterien 3 %, 3 mm

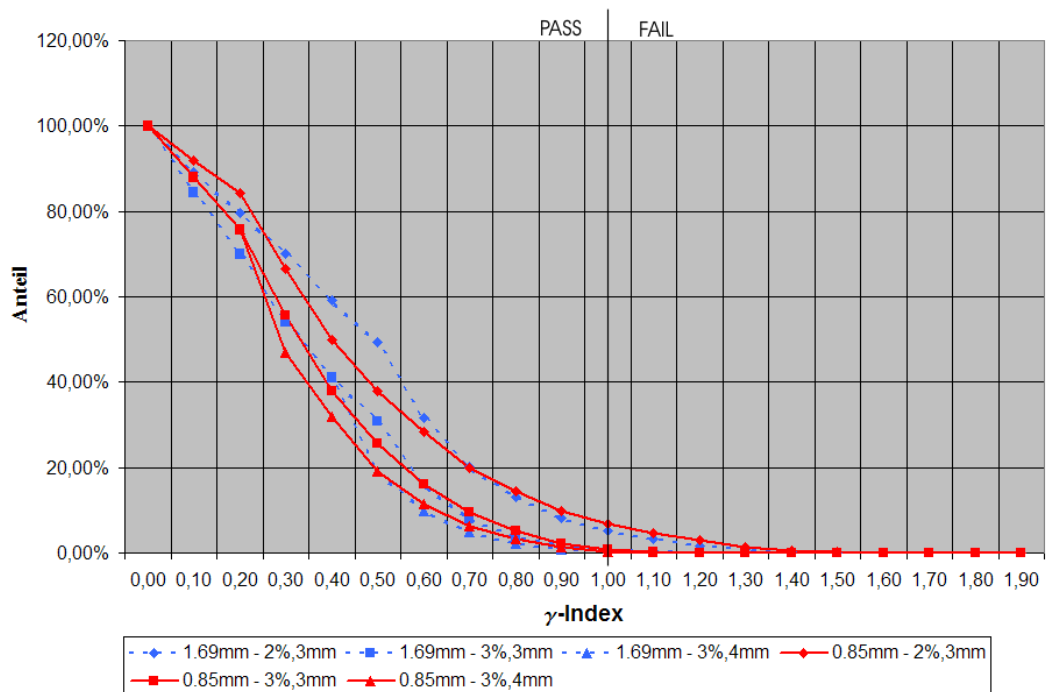


Abbildung 7.18: Kumulatives Histogramm des γ -Index des 3. Patienten bei verschiedenen Auflösungen und Kriterien

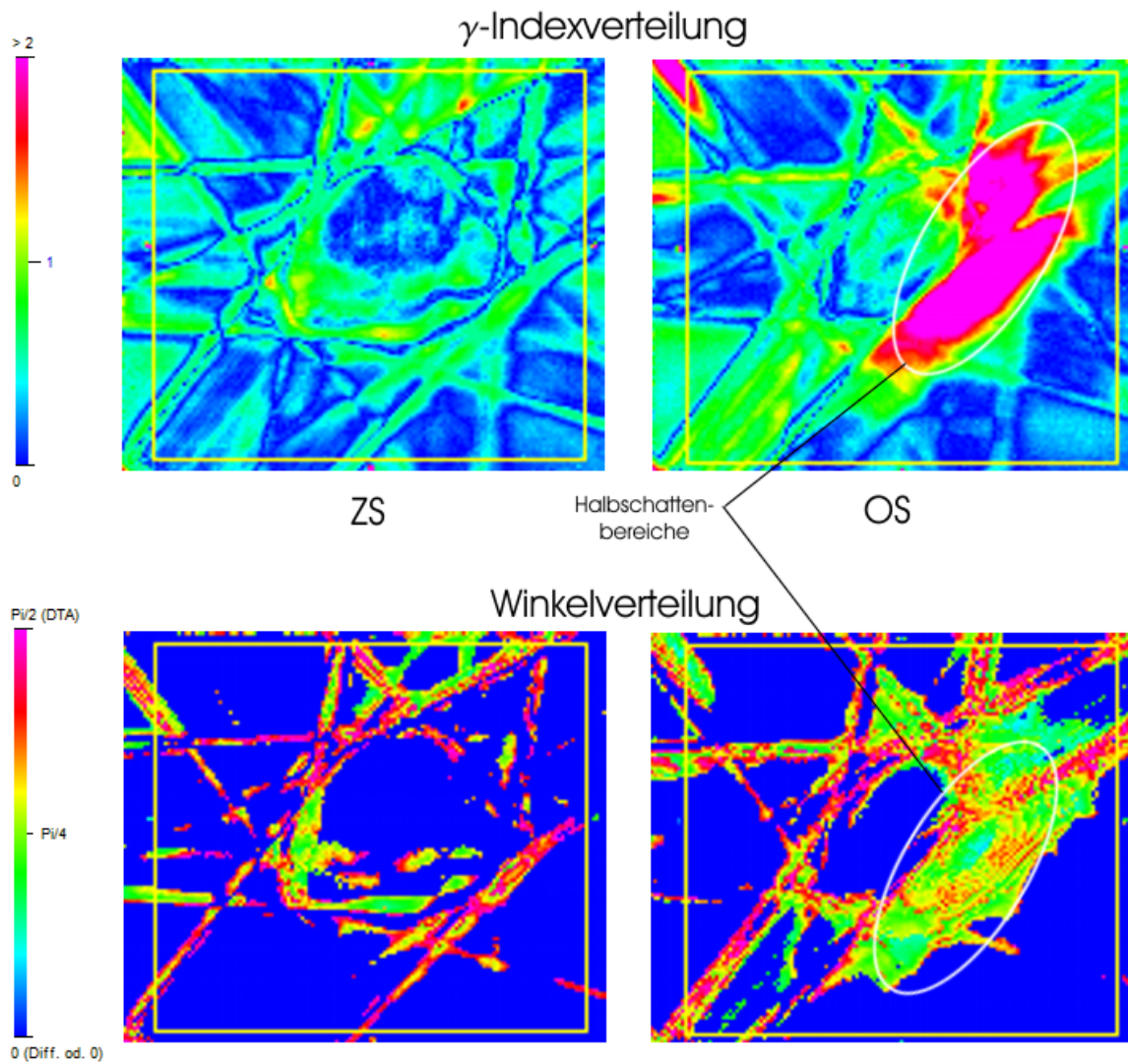


Abbildung 7.19: γ - und Winkelverteilung der ZS und OS bei Patient 1 und den Kriterien 3 %, 3 mm

Kapitel 8

Zusammenfassung

8.1 Diskussion

Die in Kapitel 7 angeführten Beispiele haben gezeigt, dass das γ -Index-Verfahren selbst und die Implementierung des Verfahrens im klinischen Alltag großes Potential hat und die Entwicklung zu einem Standard in der IMRT-Dosisverifikation sehr wahrscheinlich ist. Das neue Auswerteverfahren trägt zur besseren Fehlererkennung und damit zur Erfüllung der Anforderungen aus der Qualitätssicherung bei.

Derzeit ist es mit diesem Programm noch nicht möglich, die ROI auf z.B. die Feldgröße festzulegen. Somit wäre die ROI in jeder Verteilung fix vorgegeben. Momentan beeinflusst jedoch die individuell, manuelle Wahl der ROI die Ergebnisse beim Ausrechnen des Flächenanteils mit $\gamma \geq 1$ in geringer Weise.

Um eine starke Variation zu vermeiden wurde die ROI in jeder exportierten Verteilung eingezeichnet, sowie die Spalten- und Zeilenangaben in den exportierten Histogrammen mitdokumentiert. Weiters ist zu erwähnen, dass bei der klinischen Dosisverifikation mit dem Prostataphantom der Einfluss äusserst gering ist. Hier konnte man eine Standardabweichung der Punktezahl in der ROI vom Mittelwert der Punkteanzahl in allen Ebenen der 3 Patienten von 3,16 % beobachten. Durch die fixe Montage der Nadeln zur Markierung des Normierungspunktes im Phantom wird die ROI immer so gewählt, dass die Einstiche ausgenommen sind und somit eine gewisse Konstanz in der ROI-Wahl gegeben ist. Bei den noch händisch markierten Messungen wird daher empfohlen, durch ein Messen der Abstände die Konstanz sicherzustellen. Im heterogenen Lungenphantom mit IMRT-Geometrie wurde eine Standardabweichung der Punktezahl in der ROI von 8,29 %, beim Augenphantom von 5,49 % beobachtet.

Weiters unberücksichtigt bleibt die mögliche Rotation der Dosisverteilungen. Es können zwar Verschiebungen in x- und y-Richtung durch die Wahl der Normierungspunkte durchgeführt werden, eine Korrektur einer Rotation der beiden Verteilungen gegeneinander kann jedoch nicht korrigiert werden.

Es zeigt sich, dass die Prozentanzahl der Punkte mit $\gamma \geq 1$ als gutes Entscheidungskriterium verwendbar ist. Bei Verwendung des 3 % und 3 mm Kriteriums sollte man je nach betrachteter Schicht unterschiedliche Werte für die zu akzeptierende Prozentzahl festlegen. Bei weiteren klinischen Dosisverifikationen wird sich zeigen, ob die in Kapitel 7.3.2 erwähnten 6 % für die Normierungspunktschicht und die 10 % in anderen Schichten sich als praktikables Akzeptanzkriterium erweisen.

Vereinzelte "Punkte" in denen der γ -Index den Wert 1 übersteigt sind als nicht kritisch anzusehen. Erhöhte Aufmerksamkeit sollte jedoch bei ganzen Flächen geboten sein.

Besonders zu beobachten war auch die S-Form des kumulativen Histogramms bei den Auswertungen zum heterogenen Lungenphantom. Diese bedeutet, dass bei den geringen γ -Werten keine großen Flächenanteile mehr hinzukommen und somit ein großer Teil der Fläche erhöhte γ -Werte aufweist. In den Untersuchungen ist die schlechte Modellierung von heterogenem Material durch die Verwendung von Pencil-Beam-Algorithmen in den derzeitigen Planungssystemen deutlich zu erkennen.

Bestätigt hat sich der flexible Einsatz der Software. Die Dosisverifikation wurde an 3 unterschiedlichen Phantommodellen und 2 Planungssystemen durchgeführt. Sie wird daher den Anforderungen der Univ. Klinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie gerecht. Die Möglichkeiten der Verteilungsdarstellung in Form von Dosisdifferenzbildern, Dosisprofilen sowie γ - und Winkelverteilung in verschiedenen Farbskalen macht die Software zu einem starken Analysewerkzeug und findet deshalb auch hoffentlich häufig Anwendung in der Klinik. Festzuhalten ist auch noch die erzielte Minimierung des Zeitaufwandes des gesamten Verifikationsprozesses auf einen halben Tag.

Mit dieser Diplomarbeit wurde eine Methode der Dosisverifikation zur quantitativen Evaluierung vorgestellt. Die beschriebene Software und die dazugehörigen Arbeitsabläufe sind sicherlich noch nicht perfekt, jedoch soll diese erste Version dazu dienen, Erfahrungen mit dem γ -Index zu sammeln und diese in weiteren Auswertungsmöglichkeiten einfließen zu lassen. Sie soll auch dazu dienen, eine Definition von Akzeptanzkriterien in der patientenspezifischen Qualitätssicherung und der Kommissionierung von Planungssystemen ähnlich den Van Dyk Kriterien in der konventionellen Strahlentherapie zu ermöglichen.

8.2 Ausblick

Für die Zukunft wäre eine Veränderung des γ -Index-Kriteriums vorstellbar. Statt des Ellipsoides könnte man einen Zylinder oder Konus verwenden. Die Größe des Ellipsoides ist jetzt schon durch Veränderung der 3 % und 3 mm einstellbar. Ausserdem könnte das Dosisdifferenzkriterium zu einer Funktion der Raumkoordinaten gemacht werden, um die Sensitivität in bestimmten Regionen zu verändern. Gerade im Niedrigdosisbereich (siehe Abbildung 7.4) wäre ein unterschiedliches Kriterium in der Dosisdifferenz sinnvoll.

Ebenso wie die Dosisdifferenz- und DTA-Berechnung nach deren Anerkennung als Standardverifikation von Planungssystemen in der CRT in diversen Verifikationspaketen Einzug gehalten hat, wäre dies für den γ -Index wünschenswert.

Vorstellbar für die Zukunft wäre auch ein Einsatz der Software bei dem Vergleich der Dosisverteilungen von zwei unterschiedlichen Plänen oder die Anwendung des γ -Kriteriums auf den Vergleich zweier gemessener Verteilungen mit unterschiedlichen Parametern. Als weitere mögliche Anwendung könnte diese Software den Vergleich von mit Portal Imaging Geräten gemessenen Dosisverteilungen mit den Plänen online durchführen und somit dem relativ neuen Gebiet der bildunterstützten Strahlentherapie dienen. Diese oder ähnliche Fragestellungen könnten in weiteren Diplomarbeiten oder Dissertationen behandelt werden.

Literaturverzeichnis

- [1] Ahnesjö A, Saxner M, Trepp A: *A pencil beam model for photon dose calculation*. Med Phys 19(2):263-273, 1992
- [2] Aiginger H: Skriptum zur Vorlesung: *Strahlenphysikalische Methoden in der Medizin Teil I*
- [3] Aiginger H: Skriptum zur Vorlesung: *Strahlenphysikalische Methoden in der Medizin Teil II*
- [4] Bille J, Schlegel W: *Medizinische Physik Bd. 2, Medizinische Strahlenphysik*. Springer-Verlag 2002
- [5] Bogner J, Petersch B, Georg D: *A noninvasive eye fixation and computer-aided eye monitoring system for linear accelerator-based stereotactic radiotherapy of uveal melanoma*. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 56(4):1128-1136, 2003
- [6] Fraass B, Doppke K, Hunt M: *American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning*. Med Phys 25(10):1773-1829, 1998
- [7] Georg D: Skriptum zur Vorlesung: *Basic Radiotherapy Physics*.
- [8] Georg D, Kroupa B, Winkler P, Pötter R: *Normalized sensitometric curves for the verification of hybrid IMRT treatment plans with multiple energies*. Med Phys 30(6):1142-1150, 2003
- [9] Harms WB, Low DA, Wong JW: *A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms*. Med Phys 25(10):1830-1836, 1998
- [10] Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group: *Intensity Modulated Radiotherapy: Current Status and Issues of Interest*. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 51(4):880-914, 2001
- [11] Kodak Health Imaging. (2003). Product Typ EDR2-film. Online im Internet: <http://www.kodak.com/global/en/health/productsByType/medFilmSys/film/onco/qa/edr2Curve.jhtml> (24.06.2003)
- [12] Krieger H, Petzold W: *Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz Bd. 1, Grundlagen*. B. G. Teubner Stuttgart-Verlag 1992

- [13] Krieger H, Petzold W: *Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz Bd. 2, Anwendungen in der Strahlentherapie und der klinischen Dosimetrie*. B. G. Teubner Stuttgart-Verlag 1989
- [14] Low DA: *Quality Assurance of Intensity-Modulated Radiotherapy*. Semin Radiat Oncol 12(3):219-228, 2002
- [15] Low DA, Harms WB, Mutic S: *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions*. Med Phys 25(5):656-661, 1998
- [16] Mohan R, Chui C, Lidofsky L: *Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators*. Med Phys 12(5):592-597, 1985
- [17] Mohan R, Chui C, Lidofsky L: *Differential pencil beam dose computation model for photons*. Med Phys 13(1):64-73, 1986
- [18] Mohan R, Chui C: *Use of fast fourier transforms in calculating dose distributions for irregularly shaped fields for three-dimensional treatment planning*. Med Phys 14(1):70-77, 1987
- [19] Richter J, Flentje M: *Strahlenphysik für die Radioonkologie*. Georg Thieme Verlag 1998
- [20] Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE: *Commissioning and quality assurance of treatment planning computers*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 26:261-273, 1993
- [21] Van Dyk J: *The Modern Technology of Radiation Oncology*. Medical Physics Publishing 1999
- [22] Varian Medical Systems. (2003). Delivery Systems: Multileaf Collimators. Online im Internet: <http://www.varian.com/onc/prd056.html> (24.06.2003)
- [23] Webb S: *The Physics of three-dimensional Radiation Rherapy, Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning*. Medical Science Series - Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia 1993
- [24] Webb S: *Intensity-Modulated Radiation Therapy*. Series in Medical Physics - Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia 2001
- [25] Winkler P: Projektarbeit zum Thema - *Film dosimetrie mittels RIT113 Software: Dosimetrischer Vergleich Low dose range vs. Enhanced dose range Filme*. Februar 2002

Kapitel 9

ANHANG: Arbeitsanweisung und Protokoll