

„Intensitätsmodulierte Strahlentherapie“

Diplomarbeit

Eingereicht von:
Lidija DAMNJANOVIC

Im Rahmen der Ausbildung

zum/r diplomierten radiologisch-technischen
Assistent/in an der Akademie für den
radiologisch-technischen Dienst am
Krankenhaus der Stadt Wien – Lainz

98/01

Wien, 28. Mai 2001

Ehrenwörtliche Erklärung

„Ich erkläre, dass ich die vorliegende Diplomarbeit selbst verfasst habe, und dass ich dazu keine anderen als die angegebenen Behelfe verwendet habe. Außerdem habe ich die Reinschrift einer Korrektur unterzogen und ein Belegexemplar verwahrt“.

Abgabedatum: 28.Mai 2001

Das Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdruckes, der Entnahme von Abbildungen, die Wiedergabe auf photomechanischem oder ähnlichem Wege und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten. Jegliche Verwertung dieses Druckwerkes bedarf – soweit das Urheberrecht nicht ausdrücklich Ausnahmen zulässt – der vorherigen Einwilligung der Verfasserin.

Printed in Wien/Austria

© by Lidija Damnjanovic

<u>3. Intensitätsmodulierte Strahlentherapie</u>	19
3.1. Anwendungsbereiche	19
3.2. Was ist von großer Bedeutung?	20
3.3. „Konformale Bestrahlungsplanung“ versus „Inverse Bestrahlungsplanung“	21
3.3.1. Typischer Ablauf einer „Konformalen 3D-Bestrahlungsplanung“	21
3.3.2. Typischer Ablauf einer „Inversen 3D-Bestrahlungsplanung“	22
3.3.2.1. Komponenten des VARIAN-Systems	23
3.3.2.2. Optimierungsparameter	23
3.3.2.2.1. Zielvolumen	24
3.3.2.2.2. Risikoorgane	24
3.3.2.3. Optimierungsvorgang	24
3.3.2.3.1. Gliederung der Iteration in zwei Teilschritte	27
3.3.2.4. Vorteil der inversen Planung	30
3.4. Erzeugung „Intensitätsmodulierter Strahlenfelder“	31
3.4.1. Multileaf – Kollimator	31
3.4.2. Dynamischer Multileaf – Kollimator - „Sliding Window – Technik“	32
3.4.2.1. Voraussetzungen für den dynamischen MLC	34
3.4.2.2. Weitere technische Parameter für die Eignung	34
3.4.3. Statischer Multileaf – Kollimator - „Step and Shoot – Technik“	34
3.5. Dosimetrische Verifikation von Bestrahlungsplänen und Qualitätssicherungsmaßnahmen am Institut für Radioonkologie des Kaiser-Franz-Josef Spitals	36
3.5.1. Methode zur Qualitätssicherung vor der Bestrahlung	36
3.5.1.1. Ionisationskammerdosimetrie	38
3.5.1.2. Filmdosimetrie	39

3.5.2. Methode zur Qualitätssicherung während des Bestrahlungs- zeitraumes	42
<u>4. „Prostata – IMRT-Bestrahlungsplan“</u>	45
4.1. Therapieformen des Prostatacarcinoms	46
4.2. Strahlentherapie	47
4.2.1. Brachytherapie	47
4.2.2. Perkutane Strahlenbehandlung	47
4.2.2.1. Risikoorgane und Nebenwirkungen	47
4.2.2.1.1. Risikoorgane	47
4.2.2.1.2. Nebenwirkungen	48
4.2.2.2. Dosierung	48
4.3. Konformale und intensitätsmodulierte Prostatabestrahlung am Institut für Radioonkologie des Kaiser-Franz-Josef Spitals	49
4.3.1. Konformale Prostatabestrahlung	49
4.3.1.1. Lagerung des Patienten	49
4.3.1.2. Bestrahlungsplanung	50
4.3.2. Intensitätsmodulierte Prostatabestrahlung	53
4.3.2.1. Lagerung des Patienten	53
4.3.2.2. Bestrahlungsplanung	54
4.3.2.2.1. Ablauf der Bestrahlungsplanung	55
4.3.3. Vergleich der Dosis-Volumen-Histogramme	62
<u>5. Erfahrungen und statistische Daten</u>	65
5.1. Institut für Radioonkologie des Kaiser-Franz-Josef Spitals	65
5.2. Institut für Radioonkologie des Sozialmedizinischen Zentrums Ost – Donauspital	68

<u>6. Zusammenfassung</u>	71
<u>7. Abkürzungsverzeichnis</u>	73
<u>8. Abbildungsverzeichnis</u>	75
<u>9. Literatur- und Quellenverzeichnis</u>	79
<u>Abstract</u>	82
<u>Anhang</u>	84

Vorwort

Aufgrund meines großen Interesses für die Strahlentherapie habe ich mich entschieden, in diesem Teilbereich der Ausbildung meine Diplomarbeit zu verfassen.

Vor allem mein Praktikum im Kaiser-Franz-Josef Spital (KFJ), welches vier Wochen dauerte, war dann endgültig ausschlaggebend für meine Entscheidung.

Und zwar wurde mir die Möglichkeit geboten, einen kleinen Einblick in die „Intensitätsmodulierte Strahlentherapie“ (IMRT) zu gewinnen. Dadurch wurde mein Interesse geweckt, über diese noch neuartige Bestrahlungstechnik meine Diplomarbeit zu verfassen.

An dieser Stelle möchte ich mich vor allem bei den Personen bedanken, die mich tatkräftig beim Entstehen meiner Diplomarbeit unterstützt haben, die mir Informationsmaterialien und technische Einrichtungen, wie zum Beispiel das Planungssystem zur Verfügung gestellt haben und auch bei den Personen, die mir ihr Wissen zur Verfügung gestellt haben.

Ganz besonders möchte ich mich bei Hr. Dr. Harald KRAUSS, Medizinphysiker der Abteilung Strahlenphysik am Institut für Radioonkologie des KFJ, bedanken, der mich während der Verfassung meiner Diplomarbeit tatkräftig unterstützt hat und der mir auch die Möglichkeit geboten hat, einen eigenen „Intensitätsmodulierten Bestrahlungsplan“ zu erstellen.

Weiters möchte ich mich bei Hr. Dr. Joerg BOHSUNG, Medizinerphysiker der Abteilung Strahlenphysik der Klinik für Strahlentherapie der Charité-Berlin bedanken, der mir zwei Diplomarbeiten und eigene PowerPoint-Präsentationen zugeschickt hat, welche mir sehr weitergeholfen haben.

Außerdem möchte ich mich noch bei Fr. Lisbeth KOCH, Lehrassistentin (LA) an der Akademie für den radiologisch-technischen Dienst am Krankenhaus – Lainz (KHL), bei Hr. Dr. Werner SCHMIDT, Medizinerphysiker der Abteilung Strahlenphysik am Institut für Radioonkologie des Sozialmedizinischen Zentrums Ost – Donauspital (SMZO), bei Fr. Karin PAVLAS, radiologisch-technische Assistentin (RTA) am Institut für Radioonkologie des SMZO, beim gesamten Strahlentherapie – Team der Institute für Radioonkologie des KFJ und des SMZO und bei allen Personen, die ich namentlich nicht erwähnt habe, bedanken, die mich während dieser Zeit begleitet haben.

Außerdem möchte ich erwähnen, dass meine Diplomarbeit vor allem auf die intensitätsmodulierte Bestrahlungstechnik spezialisiert ist, welche am Institut für Radioonkologie des KFJ eingesetzt wird.

1. Einleitung

Die Strahlentherapie ist neben der Möglichkeit der Operation und der Chemotherapie ein wichtiger Teilbereich bei der Behandlung von Tumorerkrankungen. Da die Anzahl der Tumorerkrankungen stetig steigt, ist es wichtig die verfügbaren Methoden der Diagnostik und der Therapie zu erweitern und zu optimieren, um damit die Heilungschancen und die Überlebenszeit vieler Tumorpatienten zu erhöhen.

Meine Diplomarbeit stellt eine neue Art der Bestrahlungstechnik vor, welche ich während meines Strahlentherapiepraktikums im KFJ kennengelernt habe und in weiterer Folge auch im SMZO, und zwar handelt es sich hierbei um die „**Intensitätsmodulierte Strahlentherapie**“, kurz genannt auch „**IMRT**“.

In meiner Arbeit werden am Anfang die Grundlagen der Strahlentherapie (wie z.B.: Behandlungsziel, Behandlungsvolumina, physikalisch-technischer Bestrahlungsplan), die sowohl für die „Konformale“ als auch für die „Intensitätsmodulierte“ Strahlentherapie gelten, bearbeitet, um einen groben Einblick in den Bereich der Strahlentherapie zu erhalten. Weiters werden dann die Konformale und die Intensitätsmodulierte Strahlentherapie gegenübergestellt. Ich bin vor allem auf die Unterschiede, die während der Bestrahlungsplanung auftreten, eingegangen. Es werden aber auch die Anwendungsbereiche, der Vorteil und Nachteil der IMRT sowie die wichtigsten Komponenten des IMRT - Bestrahlungsplanungssystems vorgestellt.

Um die Veranschaulichung zu vereinfachen habe ich im KFJ einen inversen Bestrahlungsplan erstellt. Weiters habe ich Interviews geführt mit Karin Pavlas – RTA im SMZO und mit Dr. Harald Krauss – Mediziner im KFJ, die einen Einblick in die beiden Institute für Radioonkologie (KFJ und SZMO) ermöglichen, in denen die IMRT eingesetzt wird.

2. Grundlagen der Strahlentherapie

Das Ziel der Strahlentherapie ist es, das Tumorzielvolumen und die regionalen Lymphknotenmetastasen zu zerstören, wobei aber das gesunde Gewebe so gut wie möglich geschont werden sollte.

Bevor jedoch dann endgültig mit der Strahlentherapie begonnen wird, ist der erste Schritt die Aufstellung eines exakten **Bestrahlungsplanes**. Die Bestrahlungsplanung umfasst alle medizinischen, physikalischen, technischen, biologischen und organisatorischen Vorbereitungsschritte für eine Strahlentherapie.

2.1. Behandlungsziel

Bevor der Bestrahlungsplan erstellt wird ist es wichtig sich Gedanken über das Behandlungsziel zu machen. Es sind nämlich dabei folgende Fragen zu klären:

- Besteht eine kurative oder eine palliative Behandlungsindikation?
- Ist eine alleinige Strahlentherapie oder eine Kombinationsbehandlung vorgesehen?
- Soll prä- oder postoperativ bestrahlt werden?
- Ist eine Teletherapie (von außen) oder eine Brachytherapie (von innen) vorgesehen?
- Ist eine Radiochemotherapie oder eine Radiohyperthermie geplant?
- Soll die Behandlung ambulant oder stationär erfolgen?
- Ist eine supportive Therapie erforderlich?

- Wurde der Patient über die vorgesehene Behandlung ausreichend aufgeklärt, und ist er einverstanden?

2.2. Behandlungsvolumina

Die nachfolgenden Definitionen basieren auf der ICRU 50 (International Commission on Radiation Units and Measurements) und auf der DIN 6814 Teil 8. (SACK H. / THESEN N., Thieme Verlag 1998)

2.2.1. Gross Tumor Volume (GTV) – Tumolvolumen

„Das Tumolvolumen umfasst den makroskopischen Tumor, soweit er klinisch oder mit bildgebenden Verfahren gegen das gesunde Gewebe abgrenzbar ist. Tumolvolumina sind alle mit klinischen Untersuchungsmethoden darstellbaren Konglomerate von Tumorzellen wie Primärtumor, Metastasen und befallene Lymphknoten. Wenn der Tumor vor Beginn der Strahlentherapie entfernt wurde, kann kein Tumolvolumen, wohl aber ein Zielvolumen festgelegt werden.“

2.2.2. Clinical Target Volume (CTV) – Klinisches Zielvolumen

„Das klinische Zielvolumen umfasst das makroskopische Tumolvolumen sowie die Zone vermuteter bzw. subklinischer Ausbreitung (Zielvolumen 1. Ordnung). Es können weitere, durchzunummerierende Zielvolumina ohne Primärtumor, z.B. die Lymphknoten, festgelegt werden (Zielvolumina 2. oder 3. Ordnung).“

2.2.3. Planning Target Volume (PTV) - Planungszielvolumen

„Im Planungszielvolumen wird um das klinische Zielvolumen ein weiterer Sicherheitssaum gezogen, mit dem physikalisch – technische Unsicherheiten der Bestrahlungsdurchführung (z.B. Randabfall der Dosisprofile, Lichtvisieranzeige, Reproduzierbarkeit der Lagerung des Patienten) sowie medizinische Unsicherheiten (z.B. Organbewegungen, Bewegungen des Patienten) eingeschlossen werden. Die Randzone um das klinische Zielvolumen soll dabei so bemessen sein, dass Klasse-A-(zufällige) und Klasse-B-(systematische) Unsicherheiten zusammen mit einer Vertrauenswahrscheinlichkeit von 70% erfasst werden.“

2.2.4 Treated Volume – Behandeltes Volumen

„Dies ist ein Volumen, das durch eine Isodose (in der Regel 95%) begrenzt wird, die das Planungszielvolumen umschließt. Ihre Form ergibt sich bei der Optimierung der Bestrahlungstechnik am Planungsrechner. Im Idealfall stimmen Planungszielvolumen und behandeltes Volumen überein.“

2.2.5 Irradiated Volume – Bestrahltes Volumen

„Dieses Volumen wird von der Isodosenfläche umfasst, die gerade noch als relevant hinsichtlich der Strahlenreaktionen von Normalgeweben anzusehen ist. Es ist größer als das Zielvolumen und das behandelte Volumen. Die dort wirksame Dosis wird entweder absolut oder relativ, bezogen auf die Zielvolumendosis, angegeben.“

2.2.6. Organs at risk – Risikoorgane

„Dies sind hinsichtlich unerwünschter Strahlenfolgen für die Planung und die applizierte Dosis relevante Organe oder Bereiche, die folgendermaßen differenziert werden:

- Klasse I: strahlenempfindliche lebenswichtige Organe, deren Schädigung Mortalität oder hohe Morbidität zur Folge hat,

- Klasse II: strahlenempfindliche Organe, deren Schädigung eine mittlere bzw. milde Morbidität verursachen kann,
- Klasse III: Organe, deren Schädigung milde, vorübergehend oder nicht relevant ist.“

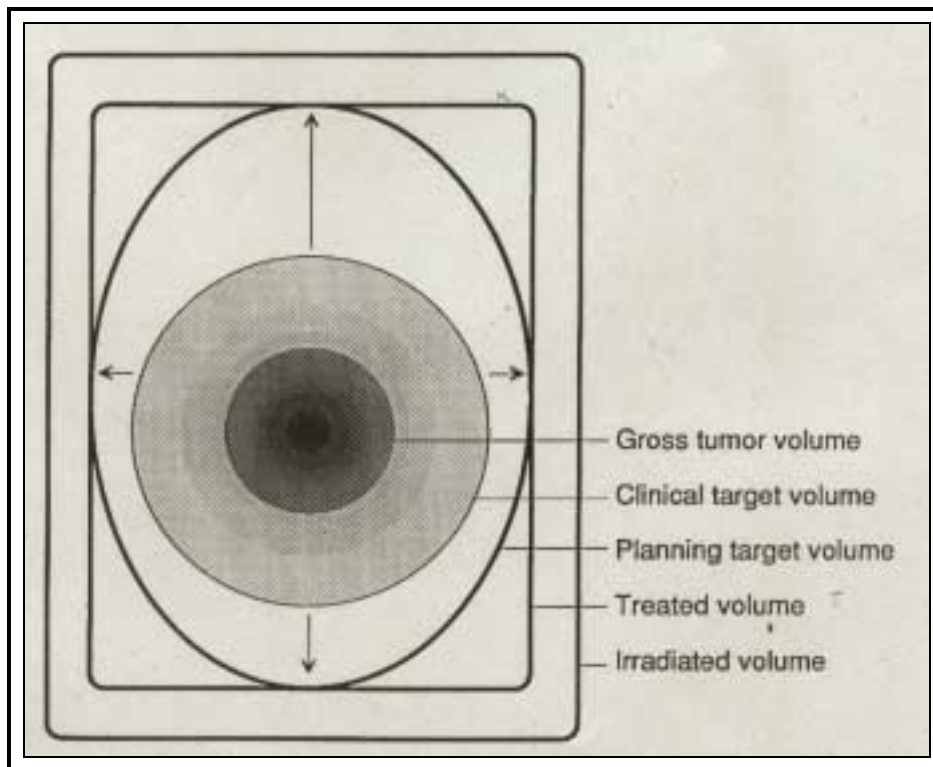


Abbildung 1 : Skizze zur Veranschaulichung der verschiedenen Volumina

2.3. Physikalisch-technischer Bestrahlungsplan

Das Ziel der physikalischen Bestrahlungsplanung ist es, einen Bestrahlungsplan zu erarbeiten, der den Vorgaben der medizinischen Bestrahlungsplanung gerecht wird. Der physikalisch-technische Bestrahlungsplan beinhaltet die vollständige räumliche Dosisverteilung im

Körper, wobei sämtliche Wechselwirkungen der Primär-, Streu- und Sekundärstrahlung mit der Materie berücksichtigt werden.

„Das Niveau der Planung kann in drei Ebenen unterteilt werden:

Teletherapie

(abgeleitet vom ICRU-Report50)

Ebene 1: Berechnung der Dosis im Referenzpunkt aufgrund gemessener Daten.

Ebene 2: Berechnung der Isodosen in ausgewählten Schnittbildern. Dosierung auf den ICRU-Punkt.

Ebene 3: Berechnung der Isodosenverteilung in mindestens 5 Schnittbildern (3D-Planung), Dosierung auf den ICRU-Punkt, irreguläre Formung der Feldgrößen, Dosis-Volumen-Histogramme. „

(Universitätsklinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie Allgemeines Krankenhaus der Stadt Wien in Zusammenarbeit mit der ÖGRO, DEGRO, AGO; Arbeitsmappe - 2. Wiener Fortbildungsseminar für Gynäkologische Radioonkologie – Gynäkologische Brachytherapie; 2. bis 4. April 1997)

2.3.1. Bestrahlungsplanungssystem

Ein Bestrahlungsplanungssystem besteht aus einer zentralen Rechereinheit, einem oder mehreren Monitoren, einem Ausgabegerät und der dazu geeigneten Software.

2.3.1.1. Bestrahlungsplanungssoftware

Die Bestrahlungsplanungssoftware besteht aus mehreren Modulen. Sie enthält Rekonstruktionsalgorithmen, die aus den Kontur- und Querschnittsinformationen über den Patienten ein 2D oder 3D Dichteverteilungsraster erstellen, Module zur Berechnung der Dosis-

verteilung, zur Bildschirmdarstellung, zum Transfer der Pläne in Verifikationssysteme und andere.

2.3.2. Bestrahlungsplan und Bestrahlungsprotokoll

2.3.2.1. Bestrahlungsplan (siehe Anhang)

Der Bestrahlungsplan enthält in schriftlicher und bildlicher Form alle für eine korrekte Durchführung der Strahlenbehandlung notwendigen Angaben. Er besteht im Allgemeinen aus dem Datenblatt mit allen Bestrahlungsparametern, dem Isodosenplan, der Tumorzellen, Klinisches Zielvolumen, Behandeltes Volumen, Bestrahltes Volumen und die kritischen Organe enthält, und eventuell auch aus dem Dosis-Volumen-Histogramm (DVH).

2.3.2.2. Bestrahlungsprotokoll (siehe Abbildung 2)

Das Bestrahlungsprotokoll enthält unter anderem Angaben über die Bestrahlungsfelder und die Dokumentation der Bestrahlungen.

2.3.2.2.1. Geforderte Angaben zur Dokumentation im Bestrahlungsprotokoll

- Bestrahlende Institution
- Bestrahlungsgerät
- Name des zuständigen Arztes für den Patienten

- Patientendaten (Name, Vorname, Geburtsdatum, Adresse, Telefonnummer des Patienten) und Patienten-Identifikationsnummer (ID)
- Diagnose / Operation / Chemotherapie / Histologie / Staging
- Feldbezeichnungen / Feldnummern und Bestrahlungsplan

- Datum der Bestrahlungstage
- Ambulant / Stationär
- Feldnummer
- Feldgröße ($x_{(1)}$, $x_{(2)}$, $y_{(1)}$, $y_{(2)}$ – asymmetrisch / symmetrisch)
- Fokus-Haut-Abstand (FHA)
- Strahlenart / Energie
- Referenzdosis / Monitor Units (MU)
- Tischdrehung / Kollimatorumdrehung / Gantrywinkel
- Keil oder Tubus
- Multileaf – Kollimator (MLC)
- Einzeldosis (ED) / Gesamtherddosis (GHD)
- Portal Imaging (PI) – Aufnahme
- Superstuff
- Anmerkungen (wie z.B.: Lagerung des Patienten, Lagerungsbehelfe)
- Unterschrift von RTA, Physiker und Arzt/Ärztin

Das Bestrahlungsprotokoll enthält zusätzlich Fotos der Patientenposition und der Feldzeichnungen auf der Haut.

KFJ Strahlentherapie IRO											ARZT		FO									
Patient :	Diagnose : Operation : Histologie : Transport : Feld :										LINAC BLAU <input type="radio"/> LINAC GRÜN <input type="radio"/> BRACHYTH. <input type="radio"/>		CHT : T: ___ N: ___ M: ___ G: ___									
Telefon :											Krankenhaus :											
CT :											Bestrahlungsplan :											
Simulation :																						
Datum	Amo	Stu	IL	X _{re}	X _c	Y _{rs}	Y _c	FHA	Str.Art	MU	Teil-Dreh	Coll.	Gantry	Teil a. Tubus	ED	GHD	PI	Super-abult	Anmerkung	Ass.	Phy.	Arzt

Abbildung 2 : Beispiel eines Bestrahlungsprotokoll

3. Intensitätsmodulierte Strahlentherapie

In Europa, und zwar in Deutschland, wurde 1997 erstmals ein Patient mit intensitätsmodulierten Photonenfeldern behandelt. In den USA wird seit 1996 mit modulierten Feldern bestrahlt. Um intensitätsmodulierte Felder zu planen, benötigt man ein völlig neues Planungsprinzip, und zwar handelt es sich hierbei um die „Inverse Bestrahlungsplanung“.

Der Begriff der inversen Planung wird seit den späten achtziger Jahren verwendet und beschreibt allgemein diejenigen Techniken, bei denen der Arzt die gewünschte Dosisverteilung über sogenannte Optimierungsparameter im Patienten vorgibt und das Planungsprogramm daraufhin die erforderlichen Strahlenfelder berechnet. Und zwar werden mittels **spezieller Rechenalgorithmen** die Intensitäten der einzustrahlenden Felder des Beschleunigers, z.B. durch MLC – Bewegungen während der Bestrahlung, so moduliert, dass der Tumor die optimal wirksame Dosis abbekommt und gleichzeitig die Risikoorgane bzw. das gesunde umliegende Gewebe so gut wie möglich geschont werden. Mit der IMRT ist es möglich im Vergleich zur konformalen Bestrahlungstechnik, die Dosis im Zielvolumen deutlich zu steigern, ohne dass die Risikoorgane stärker belastet werden.

3.1. Anwendungsbereiche

Die IMRT wird vor allem bei Zielvolumina verwendet, die sich in unmittelbarer Nähe von Risikoorganen befinden, wie z.B.:

- bei Tumoren im Kopf- und Halsbereich (Risikoorgane wie Augenlinse, Sehnervenkreuzung, Hypophyse und Rückenmark) und

- beim Prostatakarzinom (Risikoorgane wie Blase und Rectum),

wenn bei der herkömmlichen Bestrahlungsplanung keine zufriedenstellende Konformität der Dosisverteilung erzielt werden kann, bzw. wenn es nicht möglich ist, eine ausreichend hohe Dosis im gesamten Tumor zu applizieren, ohne die Toleranzdosisschwellen der Risikoorgane zu überschreiten.

3.2. Was ist von großer Bedeutung?

Aufgrund dessen, dass bei der IMRT sehr kleine Zielvolumina (z.B.: Boostbestrahlungen) bestrahlt werden, sollte die Lagerung des Patienten genau reproduzierbar sein (Simulation, Computertomographie (CT), Magnetresonanztomographie (MRT)), das ist derzeit vor allem bei der Bestrahlung im Kopf- und Halsbereich, aufgrund der Maskenhalterung, aber auch bei der Prostatabestrahlung, aufgrund speziell entwickelter Lagerungshilfen, möglich. Die Reproduzierbarkeit der Lagerung ist deshalb wichtig, dass eine Überdosierung der Risikoorgane und eine Unterdosierung des Zielvolumens vermieden werden.

Die Kontrolle der exakten Lagerung erfolgt mittels:

- Lichtmarkierungen (Laserlicht)
- Hautmarkierungen (äußere Referenzpunkte und –linien)
- Portal Imaging (PI) – Aufnahmen, sogenannte Verifikationsaufnahmen, die dann verglichen werden mit den Simulatoraufnahmen (anatomische / innere Referenzpunkte)

- Kamerabasierten Positionierungssystemen, wie z.B. „ExacTrac“:

„Bei diesem Positionierungssystem werden Bodymarker an reproduzierbaren Stellen auf der Haut des Patienten angebracht. Sie bestehen aus Kunststoff und sind mit einem Plastiksockel verschraubt, auf welchem sich auswechselbare Klebestreifen befinden, die auf die Haut geklebt werden und während der gesamten Bestrahlungsserie dort verbleiben. Mittels eines Infrarot-Kamera-Systems ist es möglich, die Position der Marker im Raum und somit die Lage des Patienten zu detektieren (siehe Abbildung 24).“

(KURTH C.; Diplomarbeit: Dosimetrie und Verifikation bei der Intensitätsmodulierten Strahlentherapie. Berlin: Mai 2000)

3.3. „Konformale Bestrahlungsplanung“ versus „Inverse Bestrahlungsplanung“

3.3.1. Typischer Ablauf einer „Konformalen 3D – Bestrahlungsplanung“:

- Definition des Behandlungszieles (präoperativ, postoperativ).
- Festlegung der Strahlendosis für die Zielvolumina (ED und Gesamtdosis (GD) in Gray (Gy)) und für die Risikoorgane.
- Wahl der Strahlenart und der Bestrahlungstechnik.
- Festlegung der Lagerung und Immobilisierung des Patienten.
- Anfertigung der Planungs-CT:

Die Planungs-CT ist deshalb nötig, weil das Planungssystem Informationen benötigt über die

- Außenkonturen des Patienten
- Lage des Zielvolumens und der Risikoorgane

→ Gewebisdichte:

Aus den im CT gemessenen Hounsfield-Einheiten (HE) kann das Planungssystem direkt auf die Gewebisdichte (Elektronendichte) schließen.

- Übertragung der CT-Daten vom CT zum Planungsrechner.
- Segmentierung der CT-Daten:
Die Bilddaten des Patienten müssen segmentiert werden, d.h. dass die äußeren Umrisse des Patienten sowie des Tumors (Zielvolumina) und der Risikoorgane als geometrische Koordinatendaten festgelegt werden.
- Planung der Bestrahlung:
Es werden geeignete Bestrahlungsparameter (Anzahl, Einstrahlrichtung, Keilfilter, Größe und Gewichtung der Felder, Ausblockung der Risikoorgane mittels MLC oder Individualblöcke) festgelegt. Es werden dabei verschiedene Feldeinstellungen ausprobiert und für jede Feldeinstellung wird eine Dosisberechnung (Absolutdosierung auf den Referenzpunkt) durchgeführt, dann wird der am Besten erscheinende Plan ausgewählt, das heißt es wird die Dosisverteilung bewertet, anhand der Isodosen und der DVH.
- Berechnung der MU.
- Dokumentation und Speicherung des Bestrahlungsplanes.
- Simulation der Strahlenbehandlung.
- Ersteinstellung am Bestrahlungsgerät mit Dokumentation.
- Durchführung der Bestrahlung.

3.3.2. Typischer Ablauf einer „Inversen 3D – Bestrahlungsplanung“:

Bis zur Segmentierung der CT-Daten ändert sich im Ablauf im Vergleich zur „Konformalen Bestrahlungsplanung“ nichts. Der Unterschied liegt

eigentlich im Großen und Ganzen darin, dass sich der Ablauf der Planung in dem Sinne ändert, dass die sogenannten Optimierungsparameter (Dosisvorgaben und Prioritätsfaktoren für jedes Organ) vom Arzt vorgegeben werden und die Optimierungsschleife durchlaufen wird.

3.3.2.1. Komponenten des VARIAN-Systems

Die folgenden Abschnitte beziehen sich auf das 3D – Planungsprogramm „CadPlan“ mit den inversen Planungsmodulen „Helios“ und „Leaf Motion Calculator (LMC)“ des VARIAN – Systems.

Das Modul „Helios“ ist das sogenannte „Inverse Dosisberechnungs- und Optimierungsmodul“, welches die Fluenzmatrizen aus den vorgegebenen Dosis-Randbedingungen berechnet.

Das Modul „LMC“ berechnet dann letztendlich die Lamellenbewegungen des dynamischen MLC.

3.3.2.2. Optimierungsparameter (Dosisvorgaben und Prioritätsfaktoren)

Die Dosisvorgaben und Prioritätsfaktoren für jedes Organ bilden das Hauptinstrumentarium, mit denen der Strahlentherapeut das Ergebnis der Planung steuert.

3.3.2.2.1. Zielvolumen

Um die gewünschte Dosishomogenität im Zielvolumen zu spezifizieren werden ein unterer und oberer Dosisgrenzwert (in Gy) mit entsprechenden Prioritätsfaktoren (in %) festgelegt. Die Prioritätsfaktoren geben an, wie wichtig das Einhalten dieser Dosisgrenzwerte im Vergleich zu den Toleranzdosiswerten in den Risikoorganen ist.

3.3.2.2.2. Risikoorgane

Es wird eine obere Toleranzdosis, die nicht überschritten werden sollte, die die Empfindlichkeit des Organs bei Überschreiten dieser Höchstdosis charakterisiert, vorgegeben und deren Prioritätsfaktor festgelegt.

Man unterscheidet zwischen "Hard Constraints" (Prioritätsfaktor = 100%, Überschreitung nicht erlaubt) und "Soft Constraints" (Prioritätsfaktor < 100%). Zusätzlich gibt es noch die Möglichkeit ein gewünschtes DVH der Risikoorgane punktweise anzugeben. Diese Punkte ("DVH-Constraints") besitzen wieder jeweils einen Prioritätsfaktor zwischen 0 und 100%. Damit besteht beispielsweise die Möglichkeit eine Randbedingung in der Form "nicht mehr als x % des Volumens des Risikoorgans dürfen eine Dosis von mehr als y Gy erhalten" anzugeben.

3.3.2.3. Optimierungsvorgang

Das Programm arbeitet mit einem iterativen Optimierungsalgorithmus (Methode der konjugierten Gradienten). Und zwar fließen dabei alle im

oberen Abschnitt genannten Randbedingungen (Dosisvorgaben und Prioritätsfaktoren) in eine "Zielfunktion" ein. Diese Zielfunktion ist ein Maß für die Güte der Optimierung. Bei der Optimierung versucht nun das Planungssystem in der Iterationsschleife die Zielfunktion zu minimieren (siehe Abbildung 3). Die Optimierungsschleife wird verlassen, wenn entweder die vorgegebene Anzahl der Iterationen erreicht ist oder keine weitere Verbesserung erreicht werden kann.

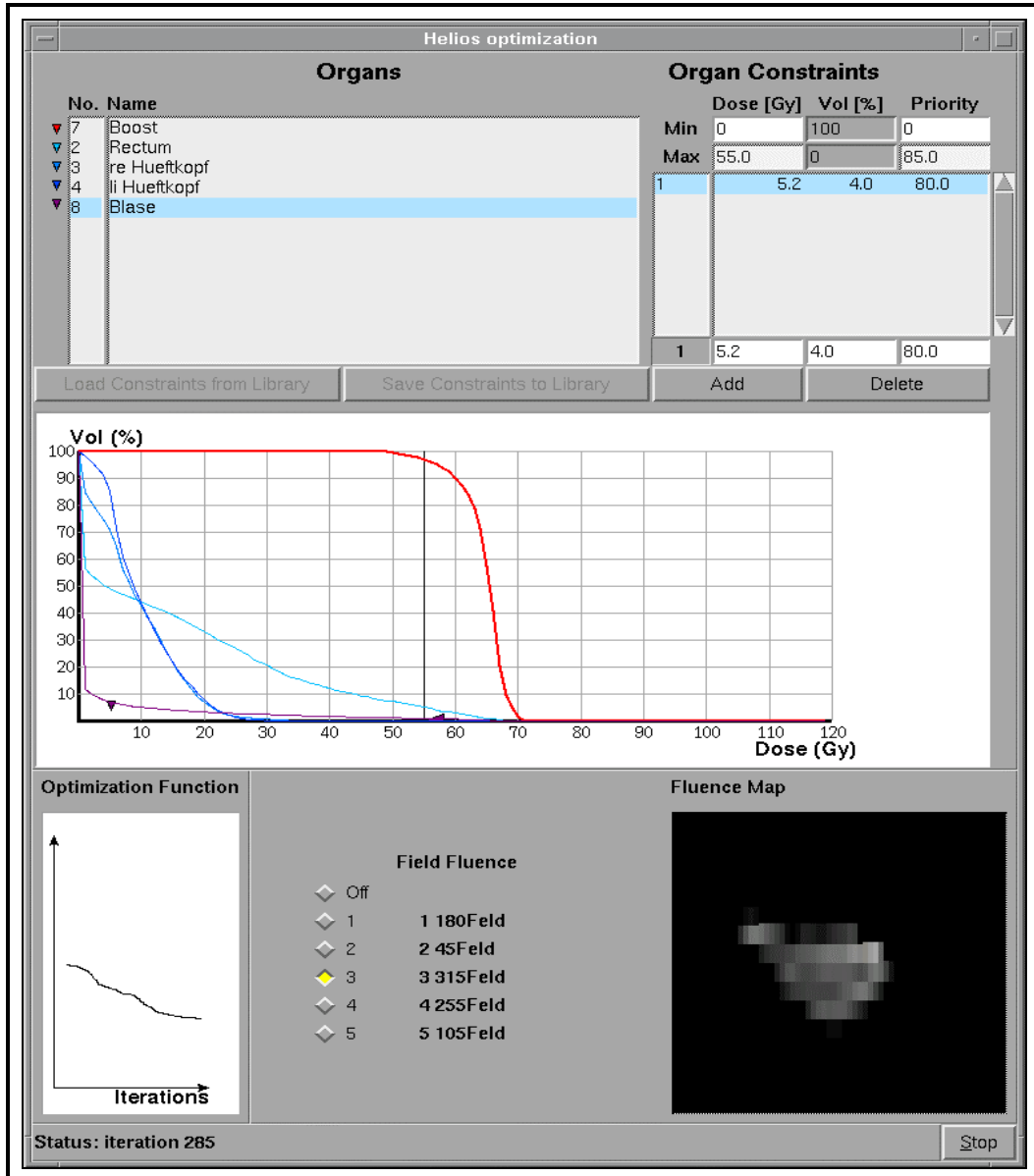


Abbildung 3 : Arbeitsoberfläche beim Optimierungsvorgang (CadPlan)

3.3.2.3.1. Gliederung der Iteration in zwei Teilschritte:

1. Teilschritt:

Jedes Voxel des Berechnungsvolumens wird überprüft, ob und ggf. wie stark es die Dosisvorgaben über- oder unterschreitet. Liegt eine solche Verletzung vor, so ermittelt der Algorithmus für jedes Feld anhand des von der Strahlenquelle zum Voxel führenden Nadelstrahles die zugehörige Position in der jeweiligen Intensitätsmatrix (siehe Abbildung 4) und korrigiert in allen Intensitätsmatrizen den entsprechenden Wert ein wenig.

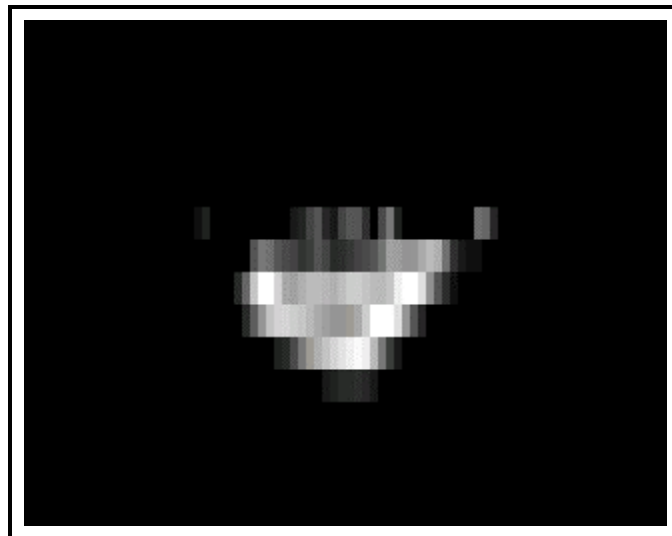


Abbildung 4 : Beispiel einer Intensitätsmatrix

2. Teilschritt:

Die GD wird neu berechnet, indem unter Berücksichtigung der zugehörigen Fluenzmatrix die von jedem Feld beigetragene Teildosis berechnet und zur neuen GD addiert wird.

Das Ergebnis der Iteration sind verbesserte Intensitätsprofile und die aus ihnen resultierenden DVH. Nach jedem Optimierungsschritt erfolgt eine Aktualisierung der bildlichen Darstellungen (DVH-Fenster, sämtliche Schnittbilddarstellungen und aktuelle Intensitätsprofile). Wenn die Kurvenverläufe nicht den Erwartungen entsprechen, können jederzeit Prioritätsfaktoren, wie die Dosisvorgaben korrigiert werden.

Das medizinische und strahlentherapeutische Wissen des Planers spielt eine Rolle, sowohl bei der Festlegung der Prioritätsfaktoren, als auch bei den Dosisvorgaben für die Organe. Außerdem ist eine geschickte Wahl der Einstrahlrichtungen genauso wichtig wie bei der Planung von konformalen Bestrahlungen. Eine ungünstige Wahl der Gantrywinkel kann in der Iterationsschleife meistens nicht mehr kompensiert werden (z.B. wenn das Zielvolumen in Einstrahlrichtung hinter dem Risikoorgan liegt). Letztendlich wird die Qualität des Planes nach den DVH, wie auch bei der konformalen Bestrahlungsplanung beurteilt.

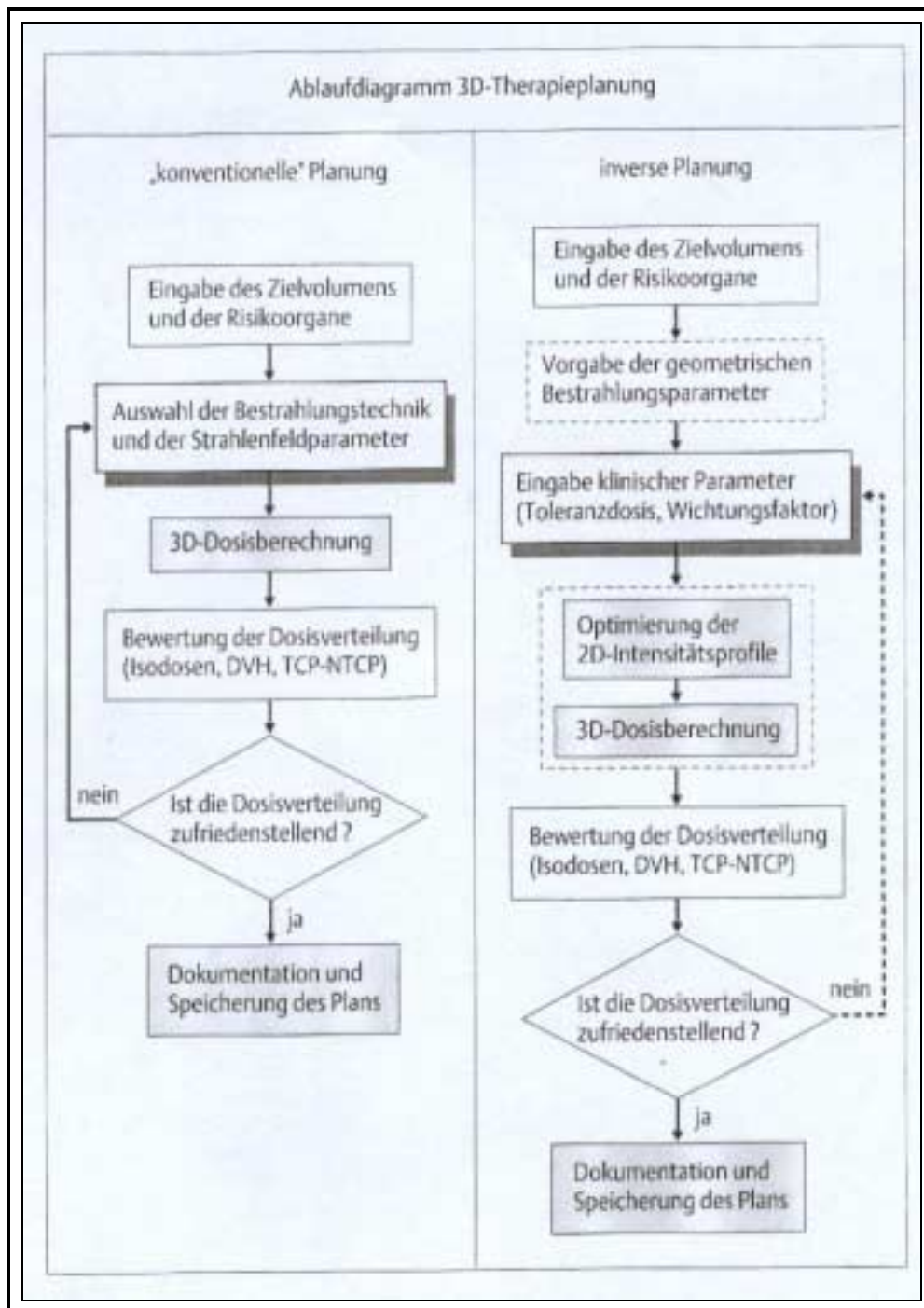


Abbildung 5 : Gegenüberstellung „konventioneller“ und „inverser“ Planung

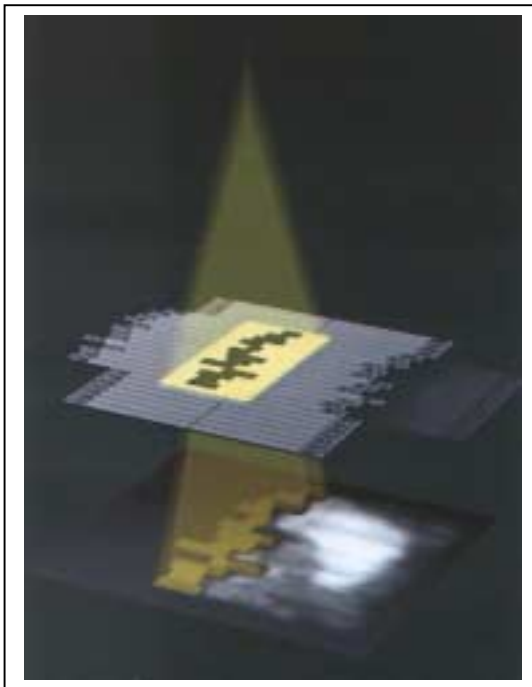
3.3.2.4 Vorteil der „Inversen Planung“

Es können die medizinisch orientierten Sollkriterien, wie Solldosis im Zielvolumen, Höchstdosiswerte in den einzelnen Risikoorganen und die jeweilige Prioritätsfaktoren unmittelbar vorgegeben werden. Es wird meistens eine hervorragende Anpassung der Solldosis an das Zielvolumen ermöglicht.

3.4. Erzeugung „Intensitätsmodulierter Strahlenfelder“

In Wien sind derzeit zwei Techniken in Anwendung, und zwar die „Sliding Window – Technik“ (KFJ) und die „Step and Shoot – Technik“ (SMZO). Bei diesen zwei Techniken werden die Photonenfelder mittels MLC moduliert.

3.4.1. Multileaf – Kollimator



MLC werden zur Formung irregulärer Bestrahlungsfelder verwendet. Sie bestehen aus vielen blattförmigen, parallel laufenden Wolframlamellen, welche je zur Hälfte links und rechts des Zentralstrahles opponierend zueinander angeordnet sind. Die Lamellen projizieren sich bei einem FHA von 100cm 1cm groß, und sie können computergesteuert motorisch bewegt werden. Die

einzelnen Lamellen sind ähnlich wie Nut- und Federbretter miteinander verzahnt, um die Transmission zwischen den Lamellen zu minimieren, außerdem sind sie am Ende halbrund, um die Abhängigkeit des geometrischen Halbschattens von der Feldgröße zu verringern. Der MLC ist im Linearbeschleuniger integriert.

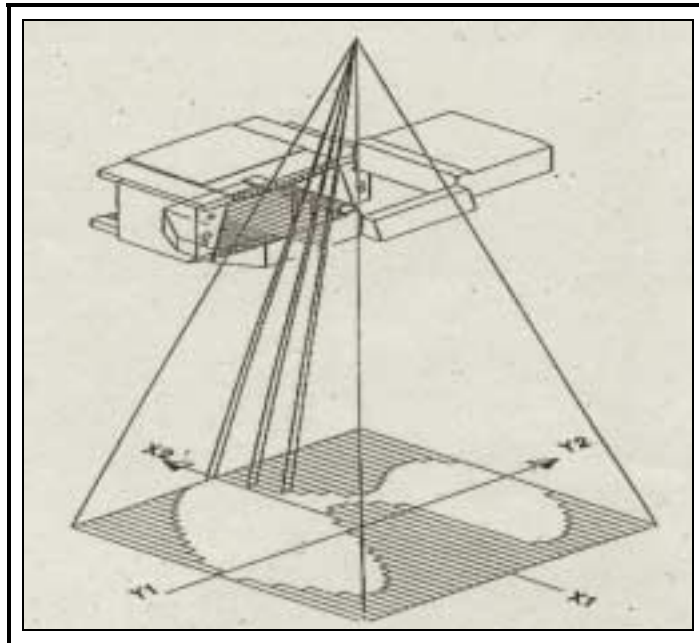


Abbildung 6 : Skizze zur Veranschaulichung der Multileaf-Technik

Damit mit MLC gearbeitet werden kann, benötigt man ein entsprechendes Planungssystem, und eine entsprechende Vernetzung zwischen Planungssystem und Linearbeschleuniger, um die Daten vom Planungssystem übernehmen zu können.

3.4.2. Dynamischer Multileaf-Kollimator - „Sliding Window – Technik“

Bei der „Sliding Window – Technik“ werden die Lamellen während der Bestrahlungszeit kontinuierlich über das Bestrahlungsfeld bewegt, wobei sich die Abstände zwischen den Lamellen ständig ändern. Es wird ein Algorithmus verwendet, welcher die Lamellenbewegung des MLC berechnet, um eine möglichst kurze Bestrahlungszeit zu erreichen.

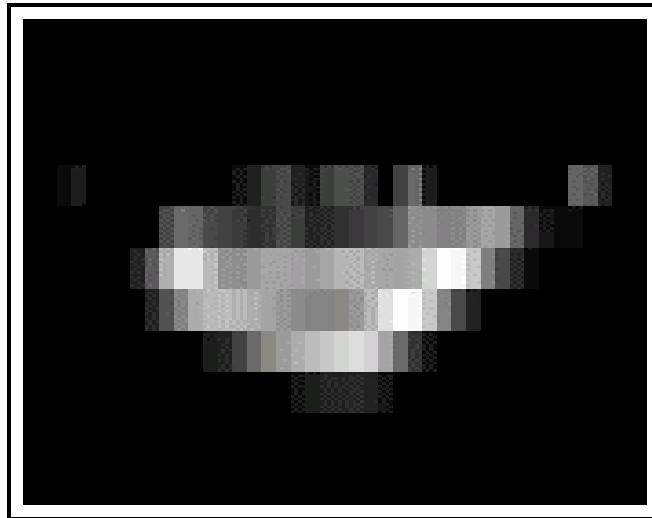


Abbildung 7 : Sliding Window - Photonenflussmatrix

Die Feldform des MLC zu Beginn und am Ende der Bestrahlung ergibt sich aus der zu bestrahlenden Photonenflussmatrix. Zum Beginn der Bestrahlung werden alle Lamellen zur einen Seite des MLC hin verschoben, was aber nicht bedeutet, dass der Kollimator zu Beginn vollständig geschlossen ist – das gleiche gilt für das Ende der Bestrahlung, nachdem sich dann alle Lamellen zur anderen Seite des Kollimators bewegt haben (siehe Abbildung 8).

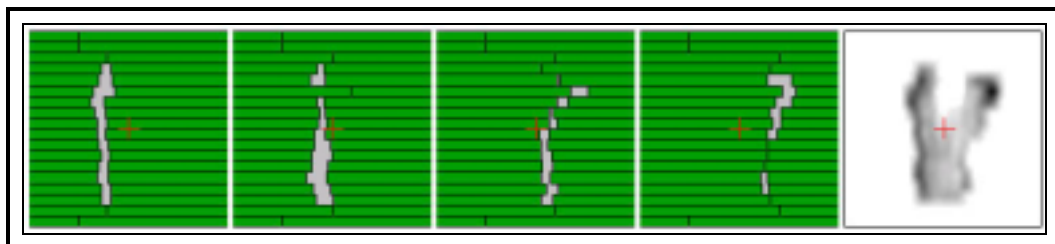


Abbildung 8 : Skizze zur Veranschaulichung der Lamellenbewegungen

3.4.2.1. Voraussetzungen für den dynamischen MLC

- Computergesteuerter motorischer Antrieb
- Möglichkeit, die Lamellen möglichst weit über die Kollimatormittellinie hinaus positionieren zu können
- Software zur Erzeugung der dynamischen Multileaf-Sequenzen

3.4.2.2. Weitere technische Parameter für die Eignung

- Anzahl der Lamellenpaare
- Lamellenbreite im Isozentrumsabstand
- Maximale Feldbreite
- Maximale Geschwindigkeit der Lamellenbewegung
- Lamellenhöhe und Lamellenmaterial
- Durchlassstrahlung
- Fokussierungseigenschaften/Halbschatten

3.4.3. Statischer Multileaf – Kollimator - „Step and Shoot – Technik“

Bei der „Step and Shoot – Technik“ werden mehrere Teilfelder aneinandergereiht. Bei entsprechend hoher Anzahl von Teilfeldern ist die Erzeugung nahezu beliebiger Intensitätsverteilungen möglich. Umgekehrt bedeutet eine Vorgabe von feineren Intensitätsabstufungen (sogenannte Levels) auch eine höhere Anzahl von Teilfeldern.

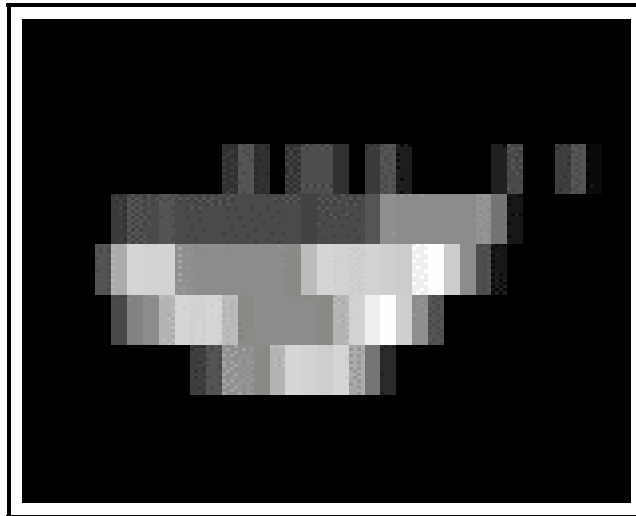


Abbildung 9 : Step and Shoot – Photonenflussmatrix

Der Unterschied zur „Sliding Window – Technik“ liegt darin, wie es der Name schon sagt, dass sich die einzelnen Lamellen nicht kontinuierlich über das Bestrahlungsfeld bewegen, sondern diese zunächst zur jeweiligen gewünschten Position fahren und dann erst bestrahlt wird.

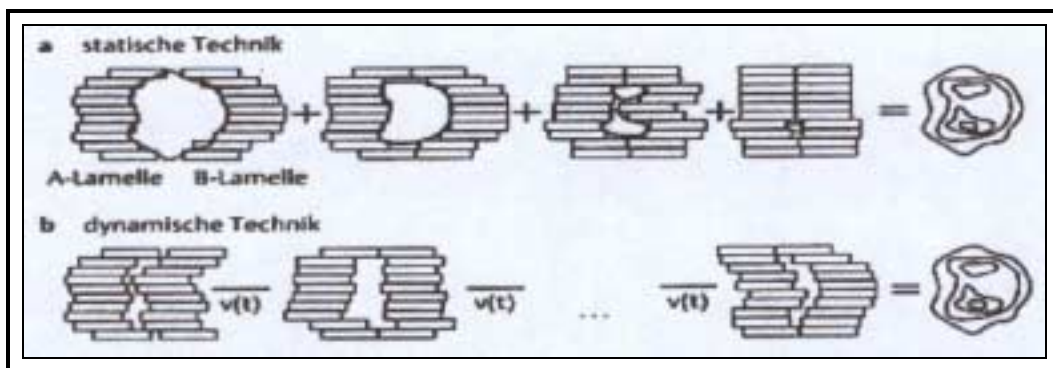


Abbildung 10: Gegenüberstellung statischer und dynamischer Technik

3.5. Dosimetrische Verifikation von Bestrahlungsplänen und Qualitätssicherungsmaßnahmen am Institut für Radioonkologie des Kaiser-Franz-Josef Spitals

Die dosimetrische Verifikation von Bestrahlungsplänen und die Qualitätssicherungsmaßnahmen im Bereich der IMRT sind von sehr großer Bedeutung.

3.5.1. Methode zur Qualitätssicherung vor der Bestrahlung

Bevor der Patient bestrahlt wird, werden Phantommessungen durchgeführt, um die invers geplanten, intensitätsmodulierten Dosisverteilungen zu überprüfen. Es stehen unterschiedliche Dosimetrieverfahren (Ionisationskammer- und Filmdosimetrie) und unterschiedliche Messphantome wie z.B.:

- Plattenphantome aus wasseräquivalentem RW3 (eine Kunststoffmischung) oder Plexiglas (siehe Abbildung 13 und 17)
- Universal IMRT-Phantome (siehe Abbildung 11),
- Aldersonphantome (siehe Abbildung 12) und
- Gel-Messphantome

zur Verfügung.

An dieser Stelle würde ich gern auf die Diplomarbeit von Juanita Rizzi – Studierende der radiologisch-technischen Akademie des Allgemeinen Krankenhauses der Stadt Wien (AKH) verweisen, die im Rahmen ihrer

Diplomarbeit Messungen am Aldersonphantom, bezüglich IMRT, durchgeführt hat.

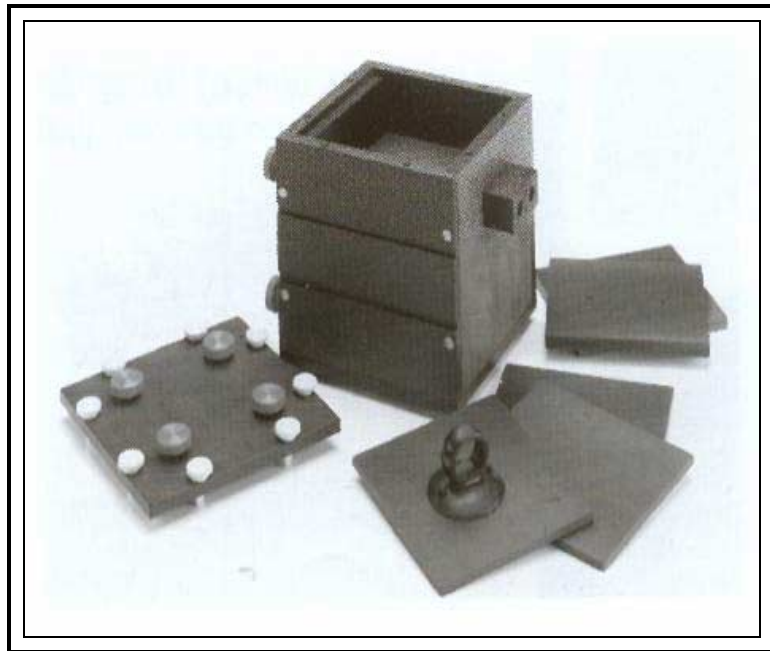


Abbildung 11: IMRT - Messphantom



Abbildung 12: Aldersonphantom

3.5.1.1. Ionisationskammerdosimetrie

Unter Ionisationskammerdosimetrie versteht man, dass Punktdosismessungen mittels der Ionisationskammer durchgeführt werden.

Es werden einzelne bestimmte Punkte im CadPlan im Bestrahlungsfeld ausgewählt, an denen dann mittels der Ionisationskammer und dem Plattenphantom die Dosis während der Bestrahlung gemessen wird. Die Messung muss für jeden einzelnen Punkt separat durchgeführt werden. Die Dosis, die gemessen wird, wird dann mit der Dosis verglichen, welches das CadPlan angibt. Die Dosiswerte vom CadPlan und die gemessenen Dosiswerte werden dann in einer Tabelle gegenübergestellt und verglichen, welche dann die Abweichung (in %) berechnet (siehe Abbildung 13).

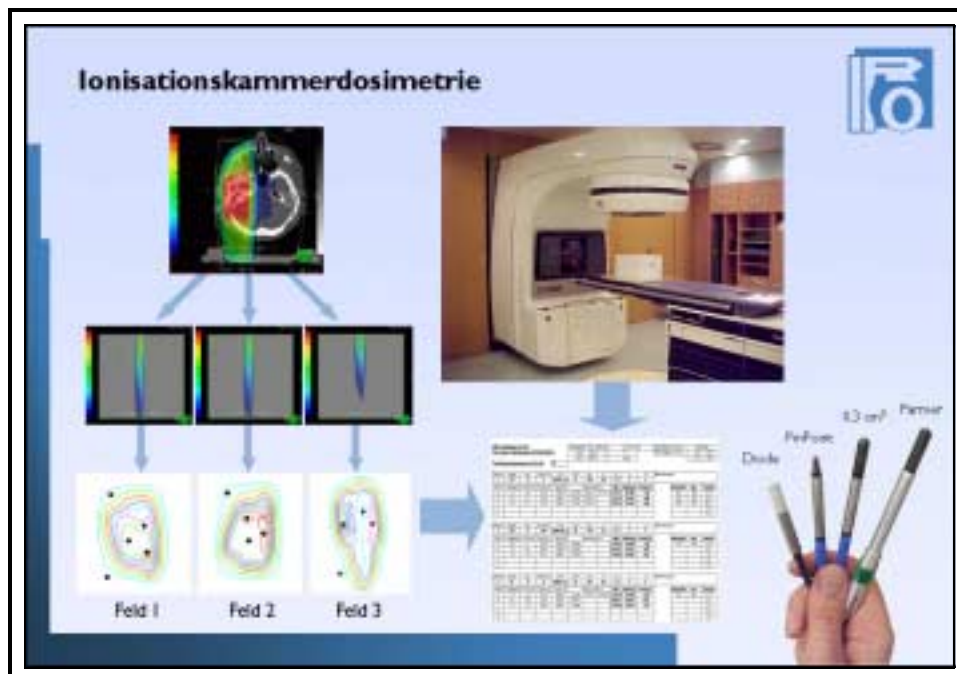


Abbildung 13: Veranschaulichung der Ionisationskammerdosimetrie

3.5.1.2. Ablauf der Filmdosimetrie

Bei der Filmdosimetrie handelt es sich um eine Einzelfeldverifikation der relativen Dosisverteilungen. Und zwar wird jedes Feld, welches geplant wurde, einzeln verifiziert.

1. Schritt:

Es muss der IMRT-Bestrahlungsplan, für den Patienten, fertig geplant und eigentlich schon einsetzbar sein.

2. Schritt:

Dann wird im Anschluss für jedes Feld ein eigener Plan am Plattenphantom erstellt. Die Felder, die nun am Plattenphantom geplant werden, entsprechen den Feldern des IMRT-Planes (isozentrisch; die Tiefe des Isozentrums entspricht der Tiefe im Patientenplan; die Fluenz wird importiert und es wird die Dosisverteilung berechnet).

3. Schritt:

Danach erfolgt die Verifikation der einzelnen Felder, und zwar wie oben schon erwähnt mit radiographischen Filmen (Fa. Kodak „X-OMAT V“).

Es werden vier Löcher in den Film mit einer Nadel gestochen (siehe Abbildung 14), die wichtig sind für das Setzen des Koordinatensystems und zur Bestimmung des Zentralstrahls.

Dann wird für jedes IMRT-Feld am Linearbeschleuniger (LINAC) ein Film bestrahlt.

Zur Auswertung der Filme wird ein Laserscanner verwendet. Beim Laserscanner handelt es sich um ein digitales, abtastendes Laserdensitometer zur Auswertung radiographischer Filme. Die Abtastung erfolgt dabei direkt mit Hilfe eines Laserstrahls. Die Steuerung des Densitometers erfolgt durch einen separaten Rechner.

Der Scanner erlaubt eine schnelle und zuverlässige Auswertung von Strahlentherapiefilmen zur Bestimmung der Isodosen (siehe Abbildungen 14, 15 und 16)

Das bedeutet nun, dass der Film nachdem er bestrahlt wurde, eingescannt wird und die Isodosen berechnet werden. Durch das Setzen des Koordinatensystems können die Isodosen des Filmes und des Planungsprogramms räumlich zugeordnet werden. Das wird mit jedem einzelnen Film gemacht.

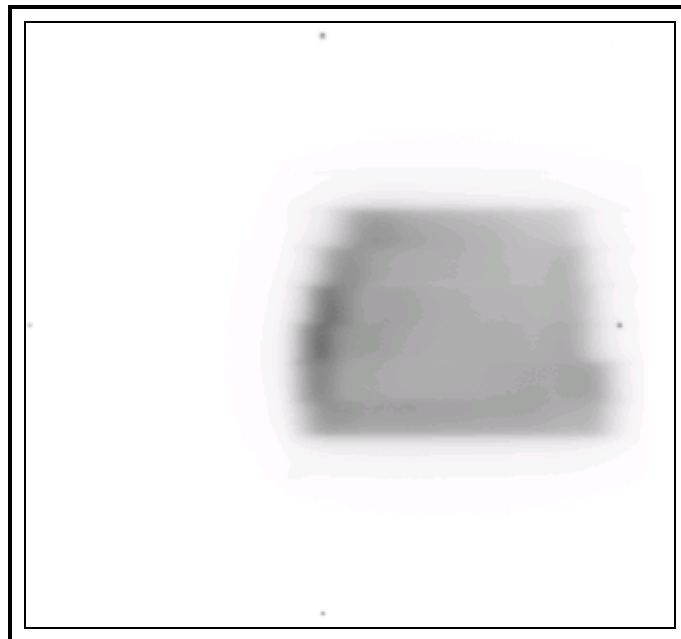


Abbildung 14: Eingescannter radiographischer Film

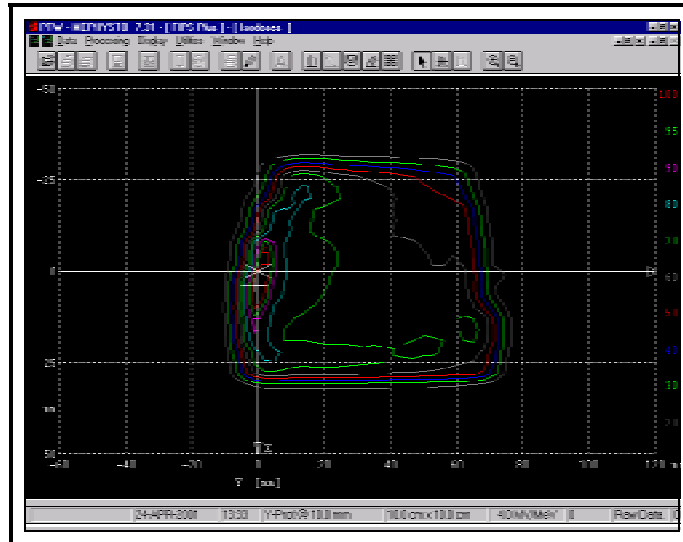


Abbildung 15: Isodosen, berechnet aus dem oben angeführten eingescannten Film

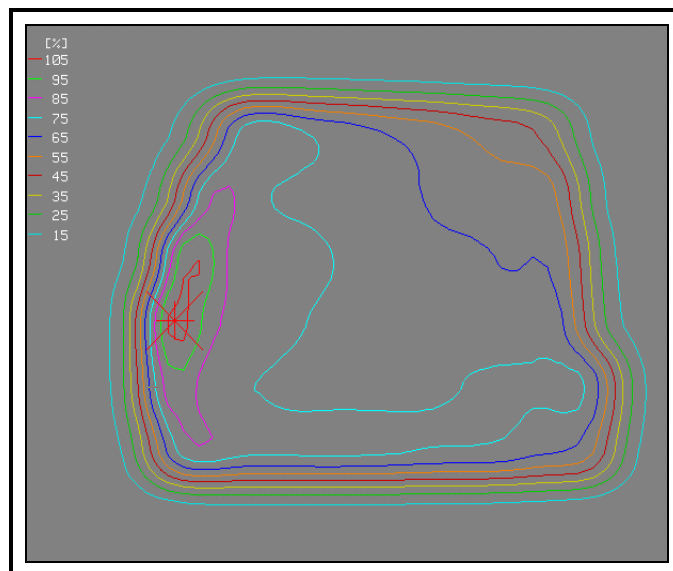


Abbildung 16: Isodosen mit CadPlan berechnet

4. Schritt:

Diese daraus resultierenden Isodosen werden dann mit den entsprechenden Isodosen der IMRT-Bestrahlungsfelder vom CadPlan verglichen (siehe Abbildung 17).

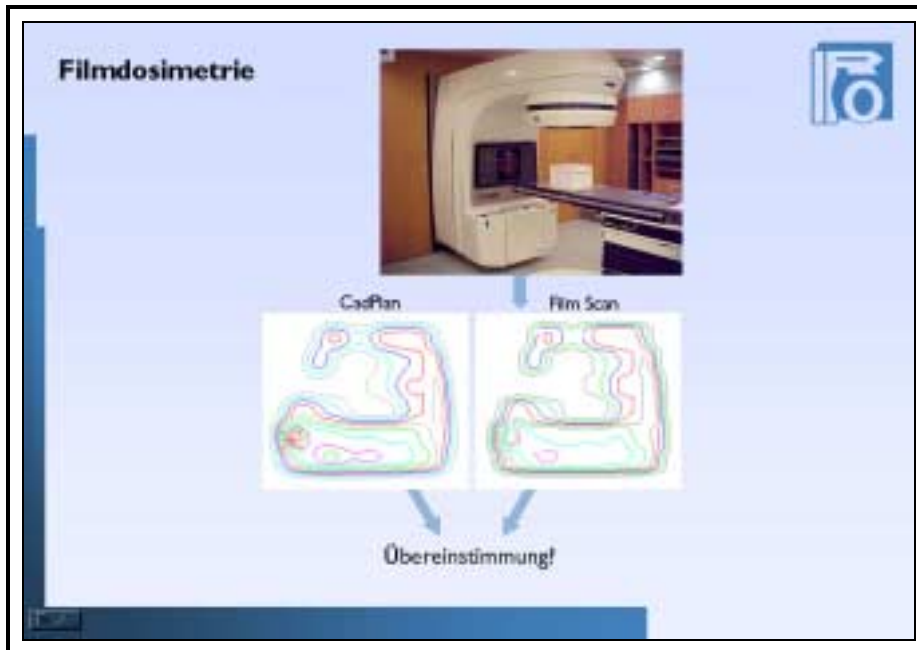


Abbildung 17: Veranschaulichung der Filmdosimetrie

3.5.2. Methode zur Qualitätssicherung während des Bestrahlungszeitraumes

Während der Patient bestrahlt wird, müssen ebenfalls regelmäßige Kontrollen der Lagerung des Patienten durchgeführt werden. Dies erfolgt mittels PI – Aufnahmen, wie es auch bei der konformalen Bestrahlung üblich ist, die dann mit den Simulatorenaufnahmen verglichen werden.

Wobei aber zu erwähnen ist, dass es sich bei der IMRT-Bestrahlung um sogenannte Setup-Felder (Einstellfelder), zur Kontrolle der Lagerung, handelt, die separat zur tatsächlichen IMRT-Bestrahlung „geplant“ werden (siehe Abbildung 18). Meistens sind zwei Setup-Felder ausreichend.

Eine zusätzliche Kontrollmöglichkeit ergibt sich daraus, dass PI – Aufnahmen der intensitätsmodulierten Felder grob die Fluenzverteilungen wiedergeben (siehe Abbildung 19).

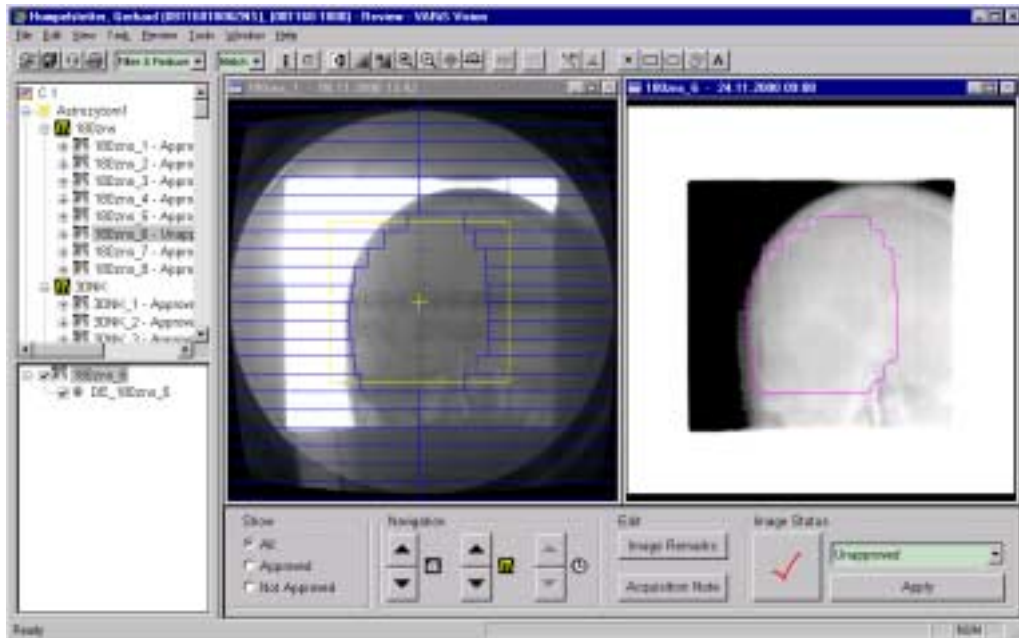


Abbildung 18: Vergleich Simuloraufnahme und konventionelle Verifikationsaufnahme

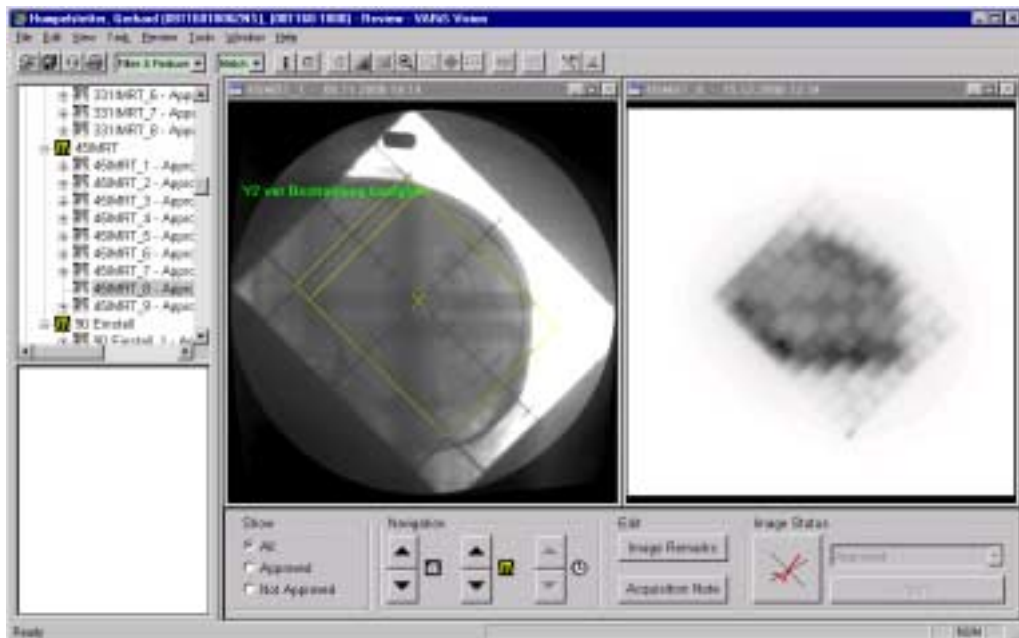


Abbildung 19: Vergleich Simuloraufnahme und IMRT-Verifikationsaufnahme

4. „Prostata – IMRT-Bestrahlungsplan“

Das Ziel welches ich verfolge ist es die Unterschiede zwischen der konformalen und der intensitätsmodulierten Bestrahlung anhand eines Fallbeispielenes zu veranschaulichen. Aber vor allem möchte ich damit zeigen, dass die Risikoorgane bei der IMRT noch besser geschont und damit auch die Nebenwirkungen der Strahlenbehandlung noch mehr minimiert werden können als mit der konformalen Bestrahlungstechnik.

Aufgrund der Aktualität der Bestrahlung der Prostata mit IMRT habe ich mich entschieden einen IMRT-Bestrahlungsplan für die Prostata zu erstellen. In Deutschland wird bereits die Prostata routinemäßig mit IMRT bestrahlt. In den beiden Kliniken in Wien, wo IMRT angewendet wird, befindet sich die IMRT-Bestrahlung der Prostata noch in den Anfangsphasen.

Die Prostata eignet sich gut für die Anwendung der IMRT, aufgrund ihrer anatomischen Lage, weil sie nahe dem Rectum und der Harnblase liegt. Rectum und Harnblase reagieren sehr empfindlich auf Strahlung, und werden deshalb bei der Bestrahlungsplanung als Risikoorgane eingezeichnet, und es wird versucht diese so gut wie möglich während der Bestrahlung zu schonen (siehe Abbildung 20).

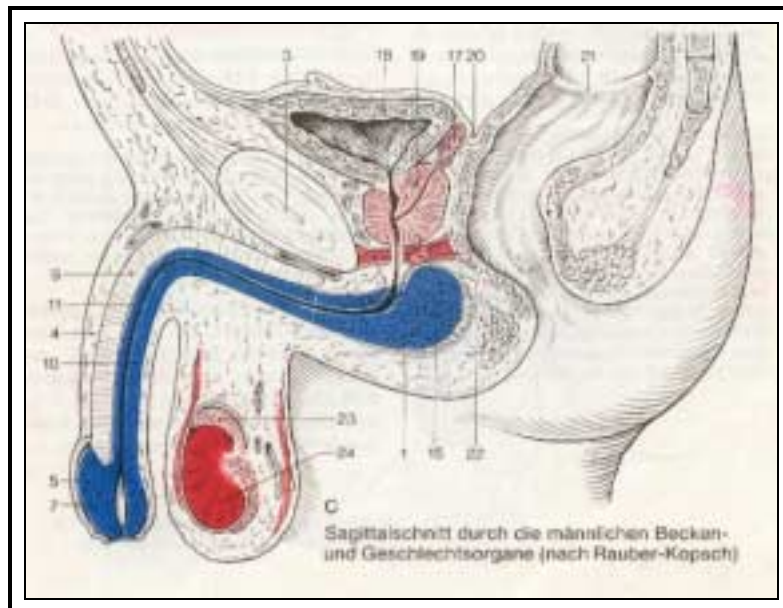


Abbildung 20: Anatomische Lage der Prostata

- 1 M. transversus perinei profundus
- 3 Symphyse
- 4 Penisrücken
- 5 Eichel
- 7 Vorhaut
- 9 oberer Schwellkörper
- 10 unterer Schwellkörper
- 11 Harnröhre
- 15 Bulbus penis
- 17 Samenbläschen
- 18 *Hintere Harnblasenwand*
- 19 Prostata
- 20 Excavatio rectovesicalis
- 21 *Rectum*
- 22 Glandulae bulbourethrales Cowperi
- 23 Nebenhoden
- 24 Hoden

4.1. Therapieformen des Prostatacarcinoms

- Operative Therapie
- Hormontherapie
- Chemotherapie
- Strahlentherapie

4.2. Strahlentherapie

4.2.1. Brachytherapie

Bei der Brachytherapie gibt es die Möglichkeit der interstitiellen Therapie (sogenannte Prostataspickung) bzw. die Möglichkeit der temporären Implantation (siehe Diplomarbeit von Godoberto GUEVARA ROJAS; Lg 96/99 – KHL; „Dauerimplantate in der Brachytherapie“). Die Brachytherapie kommt meistens als Boost (Tumoraufsättigung) in Kombination mit der perkutanen Strahlentherapie zur Anwendung.

4.2.2. Perkutane Strahlenbehandlung

„Die perkutane Strahlentherapie ist indiziert:

- falls die Resektionsränder nach einer radikalen Prostataektomie nicht im gesunden Gewebe liegen (postoperativ),
- bei dem Auftreten von lokalisierter Rezidive nach einer Prostataektomie oder nach TUR,

- bei N+, bei Inoperabilität und bei Operationsverweigern."

(SACK H. / THESEN N., Thieme Verlag 1998)

4.2.2.1. Risikoorgane und Nebenwirkungen

4.2.2.1.1. Risikoorgane

Nach Sack/Thesen (Thieme Verlag 1998):

Risikoorgane sind Harnblase und Rectum, Dick- und Dünndarm, Urethra und Oberschenkelhalse.

Obere Toleranzgrenzen ($TD_{5/5}$) nach Sack/Thesen (Thieme Verlag 1998) sind:

- Rectum: 60 Gy / 6 Wochen,
- Harnblase: 65 Gy / 6,5 Wochen,
- Dünndarm: 40 Gy / 4 Wochen,
- Colon: 45 Gy / 4,5 Wochen,
- Schenkelhals: 52 Gy / 7 Wochen.

4.2.2.1.2. Nebenwirkungen

Man unterscheidet zwischen akuten Nebenwirkungen (wie Reizung von Harnblase und Rectum, Diarrhöen und abdominalen Krämpfen) und Spätfolgen (wie chronischer Zystitis, Diarrhöen, Proktitis und rektale Blutungen). Die Nebenwirkungen können sehr stark reduziert werden, wenn eine optimale Bestrahlungstechnik (wie zum Beispiel IMRT) und eine optimale Fraktionierung eingesetzt werden.

4.2.2.2. Dosierung

„Dosierung nach Richter/Feyerabend (Springer Verlag 1996):

Gesamtdosis 70 Gy, 5mal 2 Gy/Woche. Nach 50 Gy Umplanung mit Zielvolumenverkleinerung, d.h. ausschließlich der Primärtumor wird bestrahlt. Alternativ kann ein Boost mit 30 Gy via interstitieller Bestrahlung appliziert werden.“

Dosierungsplan nach Sack/Thesen (Thieme Verlag 1998) siehe Abbildung 21:

Dosierungsplan			
	Angestrebte Gesamtdosis	Höhe der Einzeldosis	Gesamtbestrahlungszeit
Definitive Strahlenbehandlung <ul style="list-style-type: none"> • Becken (ggf. einschließlich para-aortale Lymphknoten) • Prostata: <ul style="list-style-type: none"> – ohne Samenbläschen – mit Samenbläschen 	45 (- 50) Gy	1,8 Gy	5 – 6 Wochen
	Isodosis Boostdosis	bei T1a, T1b, G1 – G2: bei T1c, T2a, T2b, G1 – G2: bei T1G3, T2G3: bei T2c, T3, alle G:	bis 68 Gy (konformierende Technik) bis 72 Gy (konformierende Technik) bis 72 Gy (konformierende Technik) bis 72 Gy, davon 12 Gy einschließlich Samenbläschen, danach erreicht Verkleinerung des Zielvolumens
Postoperative Strahlenbehandlung <ul style="list-style-type: none"> • Rezidivrisikoänder nach radikaler Prostatektomie nicht im Gesunden <ul style="list-style-type: none"> – Resttumor in mikroskopischer Größe – Resttumor in makroskopischer Größe 	60 Gy	2 Gy	6 Wochen
	65 – 68 Gy	2 Gy	7 Wochen
	Beginn 3 – 4 Wochen nach der Operation		
Lokalrezidive (auf die Prostata begrenzt) <ul style="list-style-type: none"> • bei Anstiegen des PSA nach radikaler Prostatektomie, ohne Nachweis eines makroskopischen Tumors 	60 Gy	2 Gy	6 Wochen
Palliative Strahlenbehandlung	50 Gy	1,8 Gy	5 – 6 Wochen

Abbildung 21: Dosierungsplan

4.3. Konformale und intensitätsmodulierte Prostata- bestrahlung am Institut für Radioonkologie des Kaiser-Franz-Josef Spitals

4.3.1. Konformale Prostatabestrahlung

4.3.1.1. Lagerung des Patienten

Der Patient wird in Rückenlage gelagert und die Arme werden über der Brust verschränkt. Der Patient bekommt eine Knierolle, um ihm das Liegen soweit wie möglich bequemer zu gestalten und zusätzlich ein Fußbrett, um die Lagerung noch besser reproduzieren zu können.

4.3.1.2. Bestrahlungsplanung

Am Institut für Radioonkologie des KFJ wird das Prostatacarcinom standardmäßig isozentrisch mit vier Feldern (Box-Technik) bestrahlt, mit einem ventralen, einem dorsalen und mit zwei seitlichen Feldern (0°, 90°, 180° und 270°). Die Risikoorgane, wie Rectum und Harnblase, werden so gut wie möglich mittels MLC ausgeblockt (siehe Abbildung 22). Außerdem wird ein größerer Sicherheitssaum um die Prostata gelegt (PTV), als bei der IMRT-Prostatabestrahlung.

Der Patient bekommt in der Regel 66 - 70 Gy verabreicht, und zwar fraktioniert bei täglichen Dosen von 2 Gy.

Die Normierung der Dosisverteilung für das zu behandelnde Volumen erfolgt auf den ICRU – Referenzpunkt.

Die „genauen“ einzelnen Schritte der Planung entnehmen Sie bitte dem Kapitel 3.3.1. „Typischer Ablauf einer „Konformalen 3D – Bestrahlungsplanung“.

Am Ende der Planung wird dann letztendlich anhand des DVH (Abbildung 25) der Plan beurteilt.

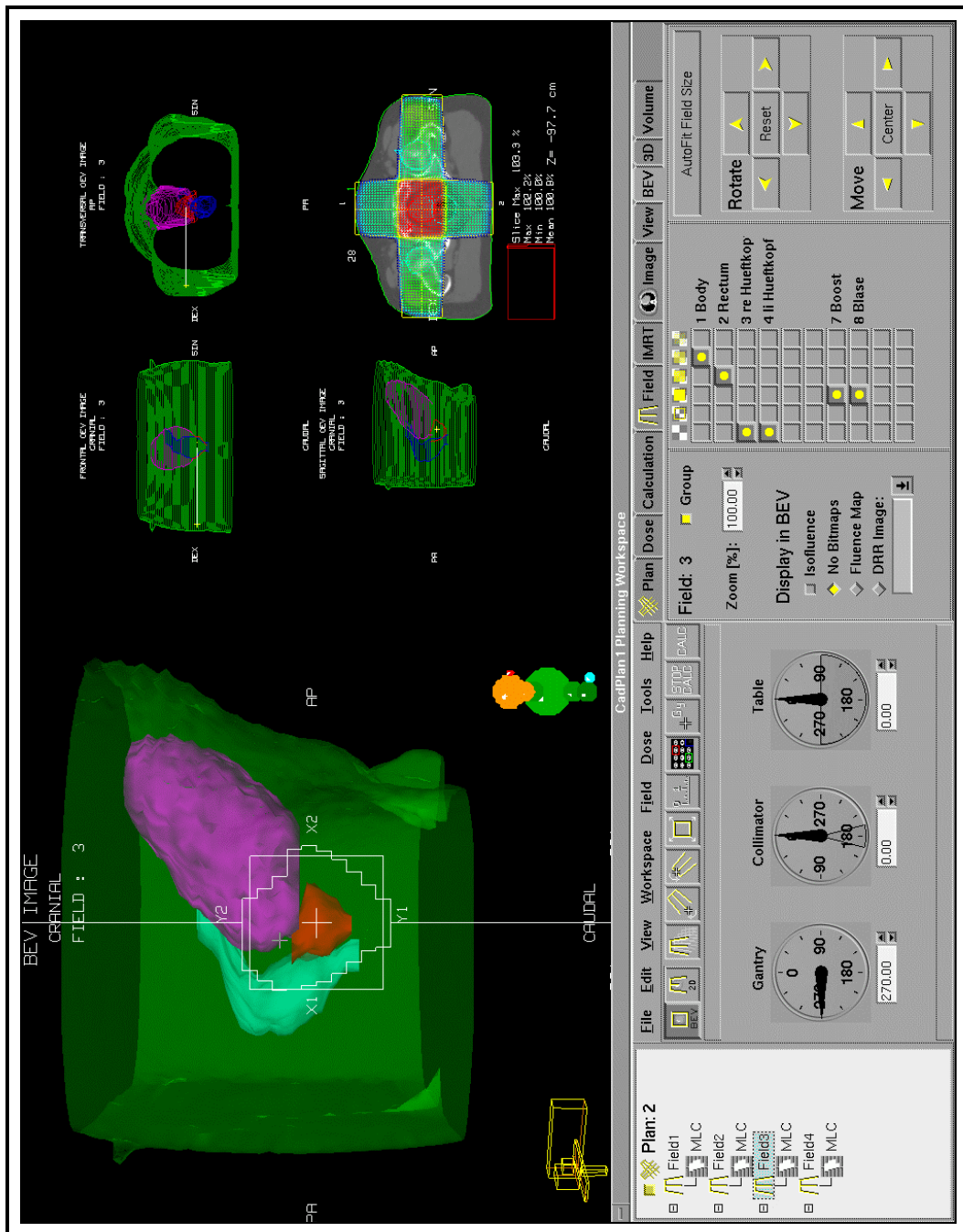


Abbildung 22: Arbeitsoberfläche beim konformalen Planen (CadPlan)



Abbildung 23: Konformales Dosis-Volumen-Histogramm

4.3.2. Intensitätsmodulierte Prostatabestrahlung

Da sich die IMRT-Prostatabestrahlung an der Klinik für Strahlentherapie des KFJ noch in den Anfangsphasen befindet, gibt es derzeit noch keine Standardlagerung und auch noch keine Standardbestrahlungsparameter.

4.3.2.1. Lagerung des Patienten

Die Reproduzierbarkeit der Lagerung spielt bei der IMRT-Bestrahlung eine große Rolle. In der Charité-Berlin wurde zur IMRT-Prostatabestrahlung eigens eine spezielle Fußstütze angefertigt. Der Patient wird wie bei der konformalen Prostatabestrahlung in Rückenlage gelagert und bekommt eine Knierolle (siehe Abbildung 24).



Abbildung 24: IMRT – Fußstütze
„ExacTrac – System“

An der Klinik für Strahlentherapie des SMZO beschäftigt man sich auch schon sehr intensiv mit der Lagerung bei der IMRT-Prostata-

bestrahlung. Und zwar wurde bereits eigens für die IMRT-Bestrahlung eine Lagerungshilfe, ein sogenanntes Lagerungsbrett, angefertigt, welches zusätzlich in Anwendung mit einer Vakuummatratze (siehe Abbildung 25) einzusetzen wäre.



Abbildung 25: IMRT – Lagerungsbrett mit Vakuummatratze

4.3.2.2. Bestrahlungsplanung

Da es noch keine Standardbestrahlungsparameter gibt, habe ich zu diesem Zwecke die Anzahl und die Einstrahlrichtungen der Felder von der Klinik für Strahlentherapie der Charité-Berlin übernommen. Die Optimierungsparameter (Dosisvorgaben und Prioritätsfaktoren) habe ich selbst gewählt.

4.3.2.2.1. Ablauf der Bestrahlungsplanung

1. Schritt – Konturierung

Das Setzen der Konturen ist besonders wichtig bei der IMRT, denn man muss sich genau überlegen welche Volumina einzuzeichnen sind, die dann das Planungssystem berücksichtigen soll. Zusätzlich habe ich zur Harnblase und zum Rectum noch die Hüftköpfe als Risikoorgane konturiert.

Außerdem habe ich zum 1. Zielvolumen „Prostata“, die Prostata mit einem 5mm Sicherheitssaum (2. Zielvolumen) eingezeichnet. Das 2. Zielvolumen wird nur zur Optimierungshilfe eingezeichnet, um die tatsächlich gewünschte Dosisverteilung im 1. Zielvolumen zu erreichen.

2. Schritt – Planen der Felder

Zunächst habe ich mir diejenige Schicht aus dem CT-Datensatz des Patienten aufgerufen, die das Isozentrum enthalten soll. In dieser Schicht wurde das Isozentrum in die Mitte des Zielvolumens gesetzt (ICRU-Referenzpunkt). Danach habe ich die Bestrahlungsfelder eingezeichnet, und zwar habe ich die Prostata mit fünf Feldern geplant, mit einem dorsalen (180°) zur optimalen Schonung der Harnblase, und mit vier schrägen Feldern (45° , 105° , 255° , 315°) (siehe Abbildung 27).

3. Schritt – Eingabe der Optimierungsparameter

Nachdem dann die Felder endgültig festliegen, werden die Optimierungsparameter für das Zielvolumen und für die Risikoorgane eingegeben.

Die Optimierungsparameter habe ich wie folgt gewählt für:

	Dosisvorgabe	Prioritätsfaktor
▪ das 2. Zielvolumen:	min. 65.8 Gy	95%
	max. 66.2 Gy	95%
▪ die Harnblase:	max. 55 Gy	50%
▪ das Rectum:	max. 60 Gy	55%
▪ die Hüftköpfe:	max. 15 Gy	50%

Die DVH – Constraints habe ich wie folgt gesetzt:

	Dosisvorgabe	Volumen	Prioritätsfaktor
▪ Rectum:	max. 34.1 Gy	10.5 %	50%
	max. 24.9 Gy	24.4 %	50%

Und zwar sollte bei der Eingabe der Optimierungsparameter darauf geachtet werden, dass die Strahlenbelastung der Risikoorgane unter den Toleranzdosen (siehe Kapitel 4.2.2.1.1.) liegt.

4. Schritt – Berechnung der Fluenzmatrizen und Lamellenbewegungen für die einzelnen Felder

Nach der Eingabe der Optimierungsparameter und der Anzahl der Iterationen (z.B.: 300) berechnet nun das Modul „Helios“ die Fluenzmatrizen, die zur optimalen Dosisverteilung führen sollen. Danach berechnet das Modul „LMC“ die Lamellenbewegungen des dynamischen MLC bzw. des statischen MLC. Es gibt nämlich die Möglichkeit zwischen der „Sliding Window – Technik“ und der „Step and Shoot – Technik“ zu wählen. Außerdem kann man in diesem Fenster auch angeben, ob die MU für die PI – Aufnahmen abzuziehen sind

(siehe Abbildung 26). In diesem Fall wird für die PI – Aufnahmen ein zusätzliches statisches MLC – Feld generiert.

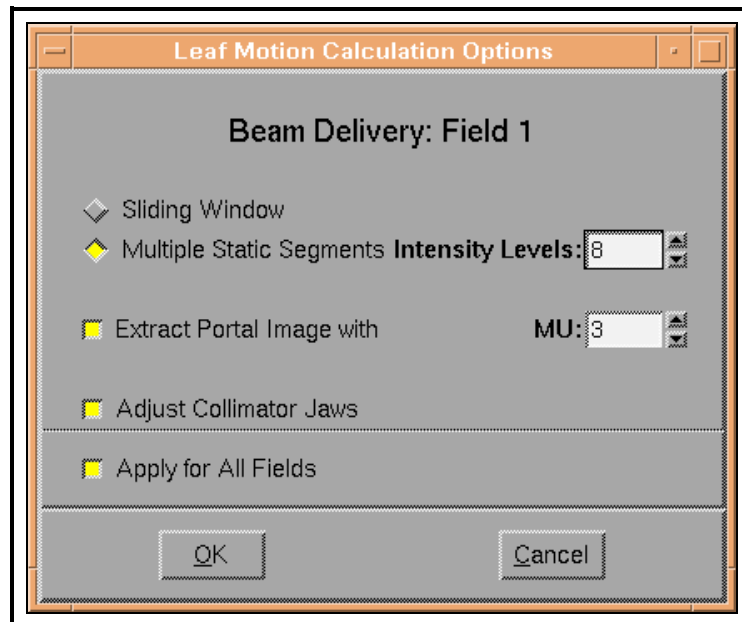


Abbildung 26: „Leaf Motion Calculator“ (CadPlan)

5. Schritt – Berechnung der Dosisverteilung für das gesamte Volumen und Normierung auf den ICRU-Referenzpunkt

Letztendlich wird dann das DVH (siehe Abbildung 28) erstellt, welches dann verglichen werden kann mit anderen Alternativplänen, die bereits erstellt worden sind.

6. Schritt – Planung der Set-Up – Felder (Einstellfelder)

Das Planen der Set-Up – Felder ist der letzte Schritt der Bestrahlungsplanung. Ich habe zwei Einstellfelder geplant, um die Lagerung des

Patienten genau reproduzieren zu können, und zwar ein dorsales (180°) und ein seitliches Feld (270°) (siehe Abbildung 29).

Hierbei werden die MU vorgegeben, die notwendig sind um eine PI – Aufnahme machen zu können (3 – 4 MU). Daraus ergibt sich die Dosis im ICRU-Referenzpunkt. Diese Dosis wird im Verifikationssystem separat ausgewiesen, um die GD, die der Patient verabreicht bekommt, zu dokumentieren. Alternativ gibt es die Möglichkeit, die für die PI – Aufnahme benötigten MU und die daraus resultierende Dosis von den IMRT-Feldern abzuziehen, sodass der Patient keine zusätzliche Dosis durch die PI – Aufnahmen erhält (siehe Abbildung 26).

Die „genauen“ einzelnen Schritte der Planung entnehmen Sie bitte dem Kapitel 3.3.2. „Typischer Ablauf einer „Inversen 3D – Bestrahlungsplanung“.

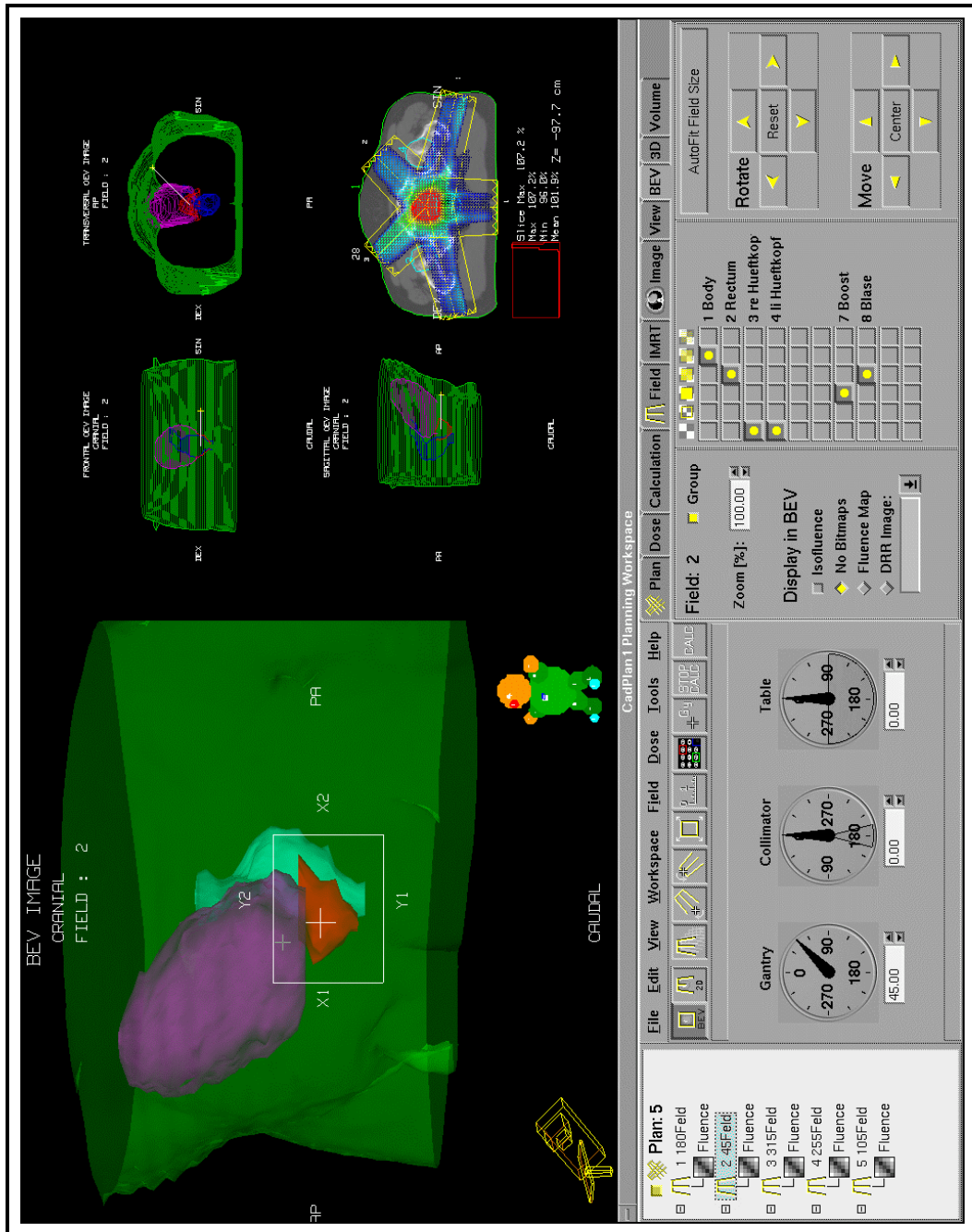


Abbildung 27: Arbeitsoberfläche beim intensitätsmodulierten Planen (CadPlan)

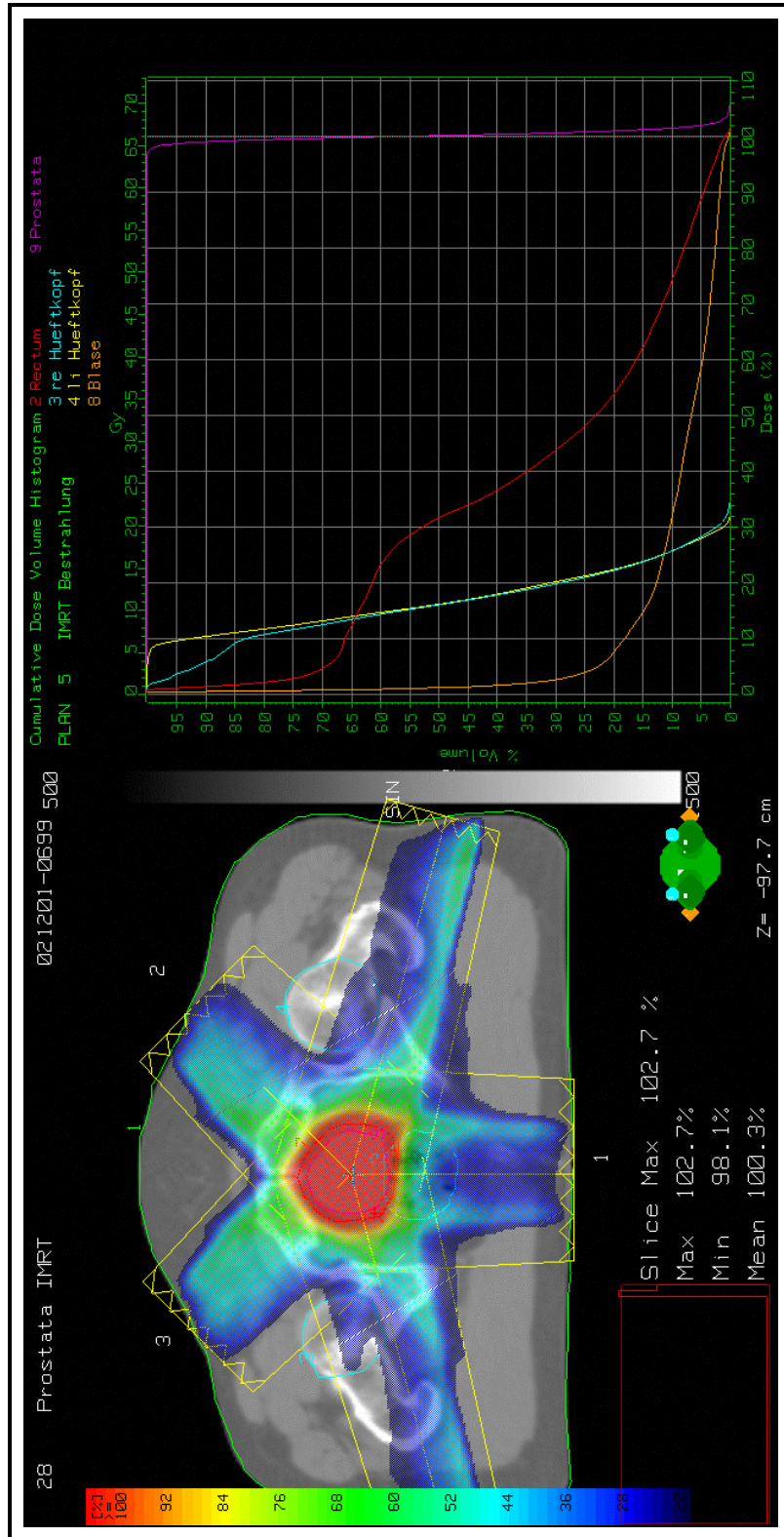


Abbildung 28: IMRT – Dosis-Volumen-Histogramm

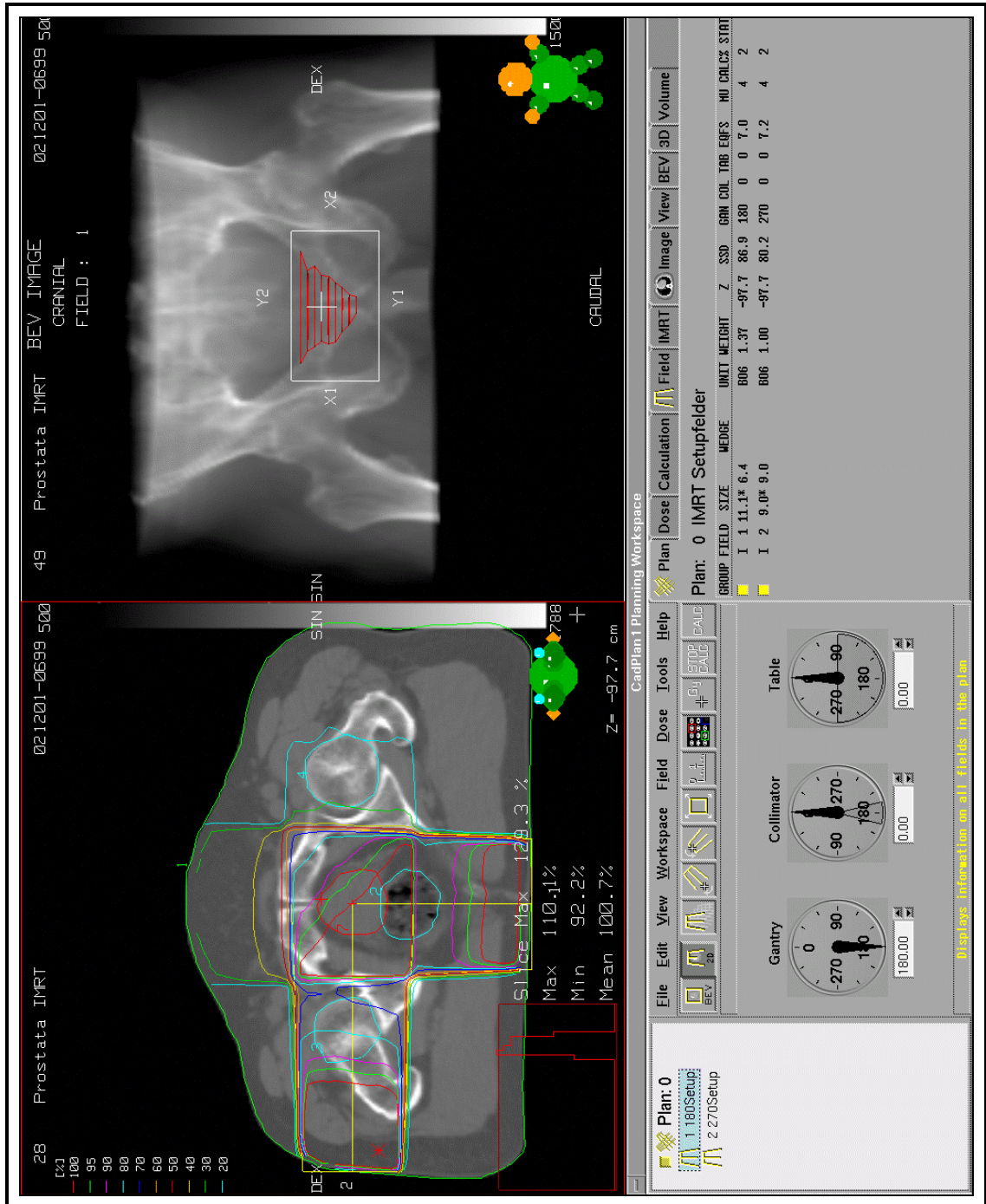


Abbildung 29: Arbeitsoberfläche beim Planen der Set-Up-Felder (CadPlan)

4.3.3. Vergleich der Dosis-Volumen-Histogramme

Anhand der DVH möchte ich nun veranschaulichen, dass die Risikoorgane im Vergleich zur konformalen Bestrahlungstechnik bei der IMRT-Technik eine viel geringere Dosis verabreicht bekommen (siehe Abbildungen 30 bis 33).

Vergleicht man nun die DVH des 1. Zielvolumens (Prostata) miteinander (Abbildung 34), kann man sagen, dass beim ersten Blick kein Unterschied besteht. Schaut man aber genauer hin, erkennt man, dass die Prostata bei der konformalen Bestrahlung eine höhere Dosis appliziert bekommt. Die Begründung dafür ist, dass die Prostata IMRT-Bestrahlung, als Boostbestrahlung (PTV im Vergleich zur konformalen Bestrahlung relativ kleiner) geplant wurde.

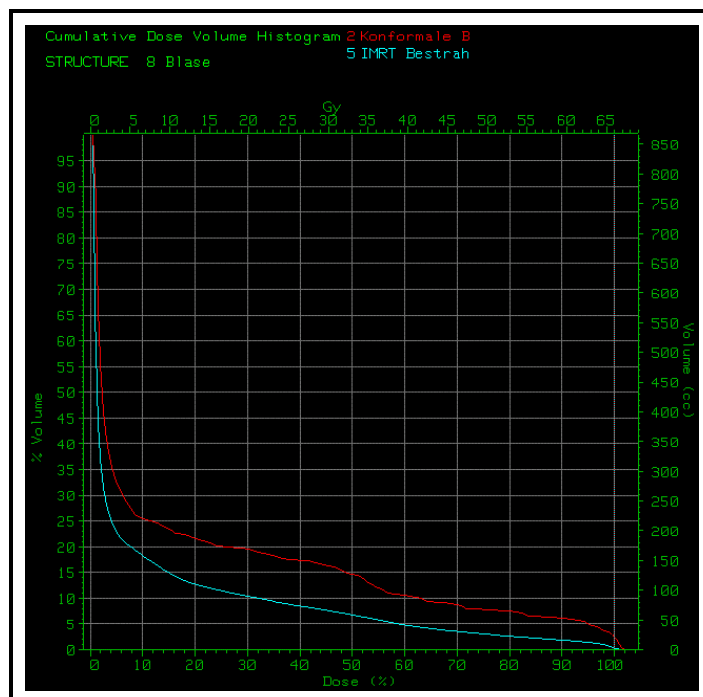


Abbildung 30: Vergleich der Dosis-Volumen-Histogramme für die Blase

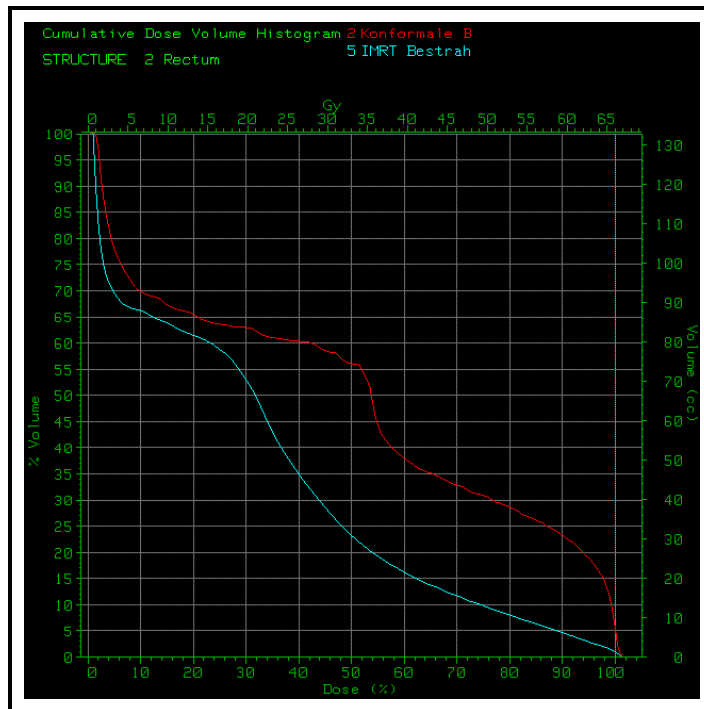


Abbildung 31: Vergleich der Dosis-Volumen-Histogramme für das Rectum

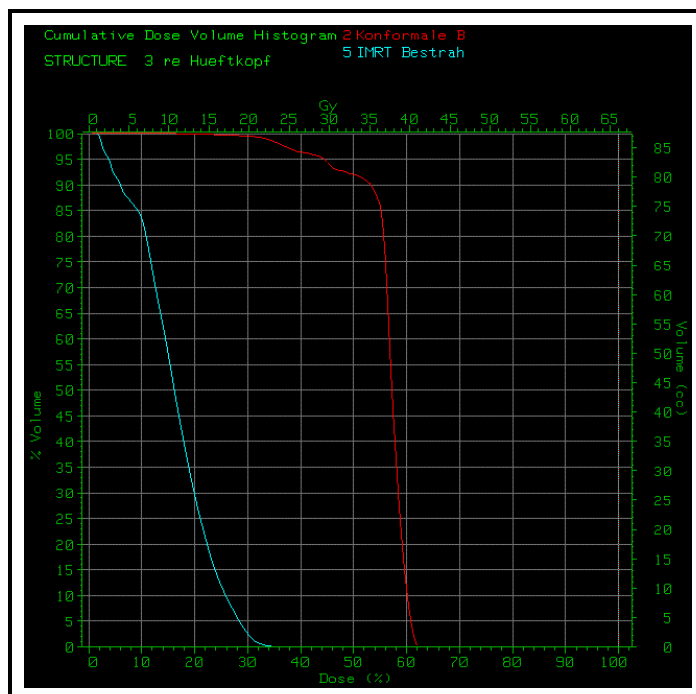


Abbildung 32: Vergleich der Dosis-Volumen-Histogramme für den rechten Hüftkopf

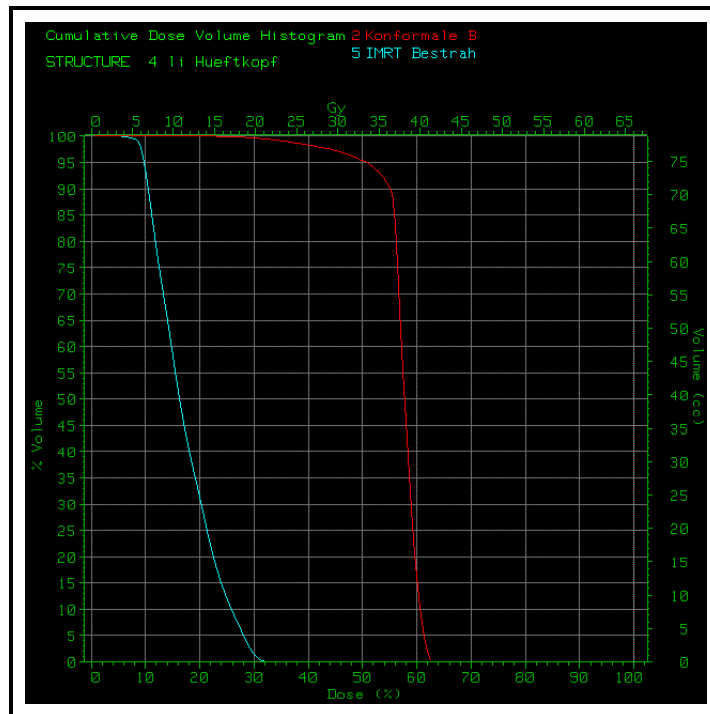


Abbildung 33: Vergleich der Dosis-Volumen-Histogramme für den linken Hüftkopf

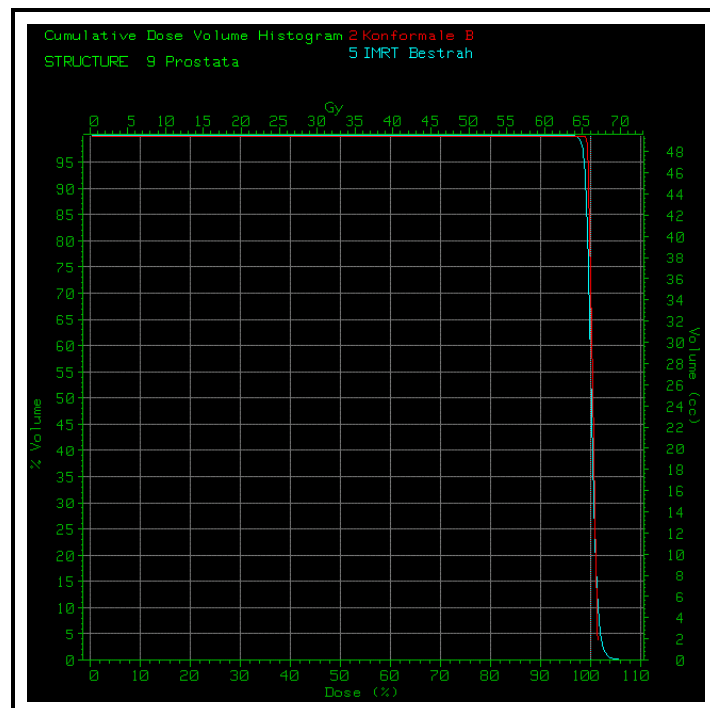


Abbildung 34: Vergleich der Dosis-Volumen-Histogramme für das 1. Zielvolumen

5. Erfahrungen und statistische Daten

Wie ich in der Einleitung schon erwähnt habe, habe ich Interviews geführt mit Dr. Harald KRAUSS (KFJ) und RTA Karin PAVLAS (SMZO). Die Interviews sollen einen besseren Einblick in die beiden Institute ermöglichen, in welchen IMRT eingesetzt wird.

5.1. Institut für Radioonkologie des Kaiser-Franz-Josef Spitals

Wann wurde das IMRT-Planungssystem installiert ?

Die CadPlan 6.0.4-Betaversion wurde im September 1999 installiert. Diese Version war von VARIAN noch nicht zum Patientenbetrieb freigegeben, erlaubte uns aber, Testpläne zu erstellen und Erfahrungen zu sammeln. Die für den klinischen Betrieb freigegebene Version CadPlan 6.1.5 wurde im Juni 2000 installiert und von mir konfiguriert. Die derzeitige Version ist CadPlan 6.2.7.

Welche Planungsmodule, die notwendig sind für die IMRT-Planung, sind zusätzlich zum 3D-Bestrahlungsplanungssystem installiert worden ?

Die Module Helios zur inversen Planung und der Leaf Motion Calculator zur Berechnung der MLC-Sequenzen sind in CadPlan integriert. Mit CadPlan kann daher sowohl konventionell als auch invers geplant werden. Das hat für den Anwender den Vorteil, dass er sich an keine neue Benutzeroberfläche gewöhnen muss.

Welche Probleme sind bei der Einführung des IMRT-Planungssystems aufgetreten ?

Keine besonderen. Die Ärzte, die bei uns alle konventionellen konformalen Planungen für die jeweils von ihnen betreuten Patienten selbst durchführen, werden auch schrittweise in die inverse Planung eingeführt. Dadurch kann die Arbeitslast besser unter Physikern und Ärzten verteilt werden. Diese Vorgangsweise hat sich seit mehr als fünf Jahren bewährt und wird insbesondere auf die inverse Planung zutreffen, da der Zeitaufwand bei der Optimierung doch um Einiges höher ist als bei konventionellen Standardplänen. Der Physiker steht natürlich immer beratend zur Seite und muss sich dann um die Verifikation des fertigen Plans kümmern (Erstellen von Phantomplänen, Messungen etc.).

Wann wurde der 1. Patient bestrahlt ?

Am 4. Dezember 2000.

Wie viele Patienten sind bis jetzt bestrahlt worden, im welchen Bereich und mit welcher Indikationsstellung ?

Bisher sind sechs Patienten bestrahlt worden, die Zielgebiete lagen durchwegs im Kopf-/Halsbereich. Es handelte sich um HNO-Tumore, sowie ein Astrozytom, welche mittels IMRT eine Boostbestrahlung erhielten. Ein ossärer Tumor wurde primär bestrahlt.

Wie lang dauert im Durchschnitt die IMRT-Bestrahlung eines Patienten ?

Inklusive Lagerung des Patienten, Einstellung, Akquisition der PI – Aufnahmen zur Kontrolle der Lagerung und *Bestrahlung* von drei IMRT-Feldern dauert eine durchschnittliche Bestrahlung 15-20 Minuten. Die reine Strahlzeit (MU/ Dosisleistung) ist gegenüber einer statischen Bestrahlung mit gleicher Dosis und Feldzahl um 30 – 50% erhöht.

Welche Probleme sind während der Bestrahlung aufgetreten ?

Keine besonderen. Für den Beobachter im Schaltraum ist überhaupt nur beim genauen Hinsehen ein Unterschied zu einer konventionellen Bestrahlung zu erkennen.

Werden die inversen Bestrahlungspläne von den RTAs erstellt ?

Derzeit nicht. Im Moment werden hauptsächlich Pläne für Mamma-Bestrahlungen von RTAs erstellt. Die restliche Planung ist Aufgabe der Ärzte.

Wie schaut es in Zukunft hinsichtlich IMRT aus ?

Es sollen in Zukunft neben Tumoren im Kopf-/Halsbereich auch andere Lokalitäten bestrahlt werden. Dazu sind vor allem Überlegungen zur Lagerung anzustellen.

5.2. Institut für Radioonkologie des Sozialmedizinischen Zentrums Ost – Donauspital

Wann wurde das IMRT-Planungssystem installiert ?

Installiert wurde das IMRT-Planungssystem im September 1999, und zwar mit Hilfe einer Physikerin von der Fa. NOMOS.

Welche Planungsmodule, die notwendig sind für die IMRT-Planung, sind zusätzlich zum 3D-Bestrahlungsplanungssystem installiert worden ?

Wir arbeiten mit dem 3D-Bestrahlungsplanungssystem „HELAX“. Zum „HELAX“ wurde das IMRT-Planungssystem „CORVUS“ (Fa. NOMOS) installiert.

Welche Probleme sind bei der Einführung des IMRT-Planungssystems aufgetreten ?

Die Einführung des IMRT-Planungssystems erfolgte reibungslos. Das haben wir vor allem der Physikerin zu danken, die von Anfang an dabei war und uns bei der Installierung des Planungssystem geholfen hat und mir die inverse Planung sehr gut erklärt hat.

Wann wurde der 1. Patient bestrahlt ?

Am 9. September 1999.

Wie viele Patienten sind bis jetzt bestrahlt worden, im welchen Bereich und mit welcher Indikationsstellung ?

Insgesamt wurden bis jetzt 18 Patienten mit IMRT bestrahlt, derzeit wird ein Patient im Bereich der Lunge bestrahlt. Den Bereiche und die Indikationen der Bestrahlungen entnehmen Sie der Tabelle:

Patient	Indikation	Bereich
1	Boostbestrahlung	Head & Neck
2	Erstbestrahlung	Brain
3	Boostbestrahlung	Lung
4	Boostbestrahlung	Lung
5	Erstbestrahlung	Brain
6	Boostbestrahlung	Rectum
7	Boostbestrahlung	Abdomen
8	Erstbestrahlung	Head & Neck
9	Erstbestrahlung	Head & Neck
10	Erstbestrahlung	Abdomen
11	Erstbestrahlung	Brain
12	Erstbestrahlung	Brain
13	Boostbestrahlung	Head & Neck
14	Erstbestrahlung	Brain
15	Erstbestrahlung	Lung
16	Erstbestrahlung	Abdomen
17	Boostbestrahlung	Lung
18	Erstbestrahlung	Head & Neck
19	Erstbestrahlung	Lung

Wie lang dauert im Durchschnitt die IMRT-Bestrahlung eines Patienten ?

Im Durchschnitt dauert eine IMRT-Bestrahlung zwischen 15 – 20 Minuten.

Welche Probleme sind während der Bestrahlung aufgetreten ?

Im Großen und Ganzen sind keine gravierenden Probleme aufgetreten, mit Ausnahme, dass manchmal die Leaves hängen geblieben sind.

Werden die inversen Bestrahlungspläne von den RTAs erstellt ?

Derzeit werden die IMRT-Bestrahlungspläne von mir selbst erstellt, da ich damals in das inverse Planungssystem eingeschult worden bin.

Wie schaut es in Zukunft hinsichtlich IMRT aus ?

Ob nun mit IMRT bestrahlt wird oder nicht entscheidet der/die Arzt/Ärztin. Die Indikationen sind sehr eng gestellt. Es werden nur die Patienten mit IMRT bestrahlt, wenn sie vorbelastet sind bzw. wenn keine optimale Dosisverteilung mit dem 3D-Bestrahlungsplanungssystem erreicht werden kann. Man macht sich bereits Gedanken darüber Prostata-Patienten mit IMRT zu bestrahlen, wobei die Überlegungen noch relativ am Anfang stehen. Das Problem, welches wir haben ist die Kapazität. Uns steht nur ein LINAC zur Verfügung, der derzeit sehr stark ausgelastet ist und da die IMRT-Bestrahlung doch mehr Zeit in Anspruch nimmt, ist es ziemlich schwierig IMRT-Patienten unterzubringen.

6. Zusammenfassung

Um den Einstieg in diesen doch speziellen Themenbereich zu erleichtern, habe ich am Anfang einleitend einen kleinen Überblick über die „Grundlagen der Strahlentherapie“ verfasst.

Das Ziel mit meiner Diplomarbeit war es, eine neue Art der Bestrahlungstechnik (IMRT) und deren Vorteile, anhand der Gegenüberstellung der konformalen und der inversen Bestrahlungsplanung, vorzustellen. Zusätzlich habe ich auch die Verifikation von IMRT-Bestrahlungsplänen beschrieben.

Zur besseren Veranschaulichung der Unterschiede habe ich anhand eines Fallbeispiels einen Prostata – IMRT-Bestrahlungsplan erstellt. Zuletzt habe ich dann die DVH beider Bestrahlungstechniken gegenübergestellt, um den Vorteil der IMRT hinsichtlich der Schonung der Risikoorgane darstellen zu können.

Der Ablauf der inversen Planung unterscheidet sich vom Ablauf der konformalen Planung, und die Verifikation der IMRT-Bestrahlungspläne ist wesentlich aufwendiger, als die der konformalen Pläne. Meiner Meinung nach erfordert der Einsatz der IMRT ein fundiertes medizinisches, strahlentherapeutisches und technisches Wissen, um einen reibungslosen Ablauf der IMRT garantieren zu können.

Zum Schluss möchte ich noch erwähnen, dass vor allem die Reproduzierbarkeit der Lagerung des Patienten, den Einsatz der IMRT einschränkt. Das Problem der IMRT ist eigentlich, dass relativ kleine Zielvolumina bestrahlt werden und auch bereits kleine Änderungen der

Patientenlagerung zu einer Überdosierung der Risikoorgane bzw. zu einer Unterdosierung des Zielvolumens führen kann.

Meine Diplomarbeit soll vor allem als Nachschlagewerk für RTAs dienen, um ihnen den Einstieg in diese doch komplexe Bestrahlungstechnik zu erleichtern.

7. Abkürzungsverzeichnis

AKH	-	Allgemeines Krankenhaus der Stadt Wien
bzw.	-	beziehungsweise
CT	-	Computertomographie
CTV	-	Clinical Target Volume
d.h.	-	das heißt
Dr.	-	Doktor
DVH	-	Dosis-Volumen-Histogramm
ED	-	Einzel dosis
Fa.	-	Firma
FHA	-	Fokus-Haut-Abstand
Fr.	-	Frau
GD	-	Gesamtdosis
ggf.	-	gegebenenfalls
GHD	-	Gesamtherddosis
GTV	-	Gross Tumor Volume
Gy	-	Gray
HE	-	Hounsfield Einheiten
HNO	-	Hals-Nasen-Ohren
Hr.	-	Herr
ICRU	-	International Commission on Radiation Units and Measurements
IMRT	-	Intensitätsmodulierte Strahlentherapie

KFJ	-	Kaiser-Franz-Josef Spital der Stadt Wien
KHL	-	Krankenhaus der Stadt Wien – Lainz
LA	-	Lehrassistent/in
LINAC	-	Linearbeschleuniger
LMC	-	Leaf Motion Calculator
MLC	-	Multileaf-Kollimator
MRT	-	Magnetresonanztomographie
MU	-	Monitorunits/Monitoreinheiten
N+	-	Lymphknotenmetastasen vorhanden
Patient ID	-	Patient Identification
PI	-	Portal Imaging
PTV	-	Planning Target Volume
RTA	-	radiologisch – technische/r Assistent/in
SMZO	-	Sozialmedizinisches Zentrum Ost der Stadt Wien – Donauspital
TUR	-	TransUrethrale Resektion
z.B.	-	zum Beispiel

8. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 – Seite 14 (ICRU 50 – Report 1993)
„Veranschaulichung der verschiedenen Volumina“

Abbildung 2 – Seite 18 (KFJ)
„Beispiel eines Bestrahlungsprotokolls“

Abbildung 3 – Seite 26 (CadPlan - KFJ)
„Arbeitsoberfläche beim Optimierungsvorgang“

Abbildung 4 – Seite 27 (CadPlan - KFJ)
„Beispiel einer Intensitätsmatrix“

Abbildung 5 – Seite 29 (Richter / Flentje, Thieme Verlag 1998)
„Gegenüberstellung „konventioneller“ und „inverser“ Planung

Abbildung 6 – Seite 32 (Fr. Koch – Lehrmaterial)
„Veranschaulichung der Multileaf – Technik“

Abbildung 7 – Seite 33 (CadPlan - KFJ)
„Sliding Window – Photonenflussmatrix“

Abbildung 8 – Seite 33 (Dr. Krauss – KFJ)
„Veranschaulichung der Lamellenbewegung“

Abbildung 9 – Seite 35 (CadPlan - KFJ)
„Step and Shoot – Photonenflussmatrix“

Abbildung 10 – Seite 35 (Richter / Flentje, Thieme Verlag 1998)
„Gegenüberstellung statischer und dynamischer Multileaf-Technik“

Abbildung 11 – Seite 37 (Sternick, AdvancedMedicalPublishing 1997)
„IMRT – Messphantom“

Abbildung 12 – Seite 37 (Dr. Schmidt – SMZO)
„Aldersonphantom“

Abbildung 13 – Seite 38 (Dr. Krauss – KFJ)
„Bildliche Veranschaulichung der Ionisationskammerdosimetrie“

Abbildung 14 – Seite 40 (Mephysto – KFJ)
„Eingescannter radiographischer Film (Fa. Kodak „X-OMAT V““

Abbildung 15 – Seite 41 (Mephysto – KFJ)
„Isodosen, berechnet aus dem eingescannten Film“

Abbildung 16 – Seite 41 (CadPlan – KFJ)
„Isodosen mit CadPlan berechnet“

Abbildung 17 – Seite 42 (Dr. Krauss – KFJ)
„Bildliche Veranschaulichung der Filmdosimetrie“

Abbildung 18 – Seite 44 (VarisVision – KFJ)
„Vergleich Simulaturaufnahme und konventionelle Verifikationsaufnahme“

Abbildung 19 – Seite 44 (VarisVision – KFJ)
„Vergleich Simulaturaufnahme und IMRT-Verifikationsaufnahme“

Abbildung 20 – Seite 46 (Leonhardt, Thieme Verlag 1991)

„Anatomische Lage der Prostata“

Abbildung 21 – Seite 49 (Sack / Thesen, Thieme Verlag 1998)

„Dosierungsplan“

Abbildung 22 – Seite 51 (CadPlan – KFJ)

„Arbeitsoberfläche beim konformalen Planen“

Abbildung 23 – Seite 52 (CadPlan – KFJ)

„Konformes Dosis-Volumen-Histogramm“

Abbildung 24 – Seite 53 (Kurth, Technische Fachhochschule Berlin 2000)

„IMRT-Fußstütze – „ExacTrac – System““

Abbildung 25 – Seite 54 (Dr. Schmidt – SMZO)

„IMRT – Lagerungsbrett mit Vakuummatratze“

Abbildung 26 – Seite 57 (CadPlan – KFJ)

„Leaf Motion Calculator“

Abbildung 27 – Seite 59 (CadPlan – KFJ)

„Arbeitsoberfläche beim intensitätsmodulierten Planen“

Abbildung 28 – Seite 60 (CadPlan – KFJ)

„IMRT – Dosis-Volumen-Histogramm“

Abbildung 29 – Seite 61 (CadPlan – KFJ)

„Arbeitsoberfläche beim Planen der Set-Up-Felder“

Abbildung 30 – Seite 62 (CadPlan – KFJ)

„Vergleich der Dosis-Volumen-Histogramme für die Blase“

Abbildung 31 – Seite 63 (CadPlan – KFJ)

„Vergleich der Dosis-Volumen-Histogramme für das Rectum“

Abbildung 32 – Seite 63 (CadPlan – KFJ)

„Vergleich der Dosis-Volumen-Histogramme für den rechten Hüftkopf“

Abbildung 33 – Seite 64 (CadPlan – KFJ)

„Vergleich der Dosis-Volumen-Histogramme für den linken Hüftkopf“

Abbildung 34 – Seite 64 (CadPlan – KFJ)

„Vergleich der Dosis-Volumen-Histogramme für das 1. Zielvolumen“

9. Literatur- und Quellenverzeichnis

Fachbücher

ICRU Report 50; Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. Maryland (U.S.A.) 1993

Leonhardt; Taschenatlas der Anatomie. Band 2: Innere Organe.
6. Auflage, Stuttgart: Thieme Verlag 1991

Richter / Feyerabend; Grundlagen der Strahlentherapie.
3. Auflage, Berlin: Springer Verlag 1996

Richter / Flentje; Strahlenphysik für die Radioonkologie.
Stuttgart: Thieme Verlag 1998

Sack / Thesen; Bestrahlungsplanung.
2. Auflage, Stuttgart: Thieme Verlag 1998

Sauer; Strahlentherapie und Onkologie für MTA-R.
3. Auflage, Wien: Urban & Schwarzenberg 1998

Sternick; The Theory & Practice of Intensity Modulated Radiation Therapy.
Madison: Advanced Medical Publishing 1997

Zeitschrift

Preiser; Bortfeld; Hartwig; Schlegel; Stein; Der Radiologe; 3/98;
S. 228 – 234

Internet

Preiser; Bortfeld; Hartwig; Schlegel; Stein; „Inverse Strahlentherapieplanung für intensitätsmodulierte Photonenfelder“;
www.preiser.de/radiolog/invers5.htm

Deutsche Krebsgesellschaft; „Standard/Leitlinien (ISTO)“
www.krebsgesellschaft.de/ISTO/Standards/index.html

Diplomarbeiten

Kurth Carola; Dosimetrie und Verifikation bei der Intensitätsmodulierten Strahlentherapie. Technische Fachhochschule Berlin: Mai 2000

Moys Anne; IMRT Bestrahlungsplanung an ausgewählten Tumorpatienten – Untersuchung des Stellenwertes und Verifikation an Phantomen. Technische Fachhochschule Zwickau: 2000

Interviews

Dr. Krauss, Harald – Physiker am Institut für Radioonkologie des KFJ

Pavlas, Karin – RTA am Institut für Radioonkologie des SMZO

Sonstige Quellen

Broschüren:

Firma VARIAN

Powerpointpräsentationen:

Dr. Bohsung Joerg; Die klinische Einführung des integrierten IMRT-Systems von VARIAN. Klinik für Strahlentherapie Charité Berlin

Arbeitsmappe:

2. Wiener Fortbildungsseminar für Gynäkologie Radioonkologie – Gynäkologische Brachytherapy 2. bis 4. April 1997; Universitätsklinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie Allgemeines Krankenhaus der Stadt Wien in Zusammenarbeit mit der ÖGRO, DEGRO, AGO.

Abstract

„Intensitätsmodulierte Strahlentherapie – IMRT“

Ziel:

Eine neue Art der Bestrahlungstechnik „Intensitätsmodulierte Strahlentherapie – IMRT“ vorzustellen und die Unterschiede zwischen der konformalen und inversen Bestrahlungstechnik zu erarbeiten.

Inhalt:

Es wurden folgende Themen behandelt:

- Grundlagen der Strahlentherapie
- Intensitätsmodulierte Strahlentherapie – IMRT
- Unterschiede zwischen der inversen und konformalen Bestrahlungstechnik veranschaulicht anhand eines praktischen Beispiels

Methode:

Für den Abschnitt „Grundlagen der Strahlentherapie“ habe ich Lehrbücher verwendet. Für die Ausarbeitung des Themas „Intensitätsmodulierte Strahlentherapie“ habe ich einerseits das Internet und spezielle Literatur als Informationsquellen herangezogen, andererseits wurden mir noch zwei Diplomarbeiten von Absolventen der Technischen Fachhochschule Berlin zur Verfügung gestellt.

Weiters wurde mir die Möglichkeit geboten eigens einen IMRT-Bestrahlungsplan (CadPlan) am Institut für Radioonkologie des Kaiser-Franz-Josef Spitals zu erstellen.

Ergebnis:

Es besteht ein Unterschied zwischen der konformalen Bestrahlung und der IMRT, und zwar beim Ablauf der Bestrahlungsplanung, bei der Verifikation von IMRT-Bestrahlungsplänen und bei der Lagerung des Patienten.

Die Voraussetzung für den reibungslosen Ablauf der IMRT ist vor allem ein fundiertes medizinisches, strahlentherapeutisches und technisches Wissen.

Abstract

Intensity Modulated Radiationtherapy – IMRT

Aim:

To present Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) as a new treatment technique and to work out the differences between conventional 'forward planning' and the new 'inverse planning' of radiation therapy treatments.

Contents:

The following subjects have been treated:

- Basics of radiation therapy
- Intensity Modulated Radiation Therapy – IMRT
- Differences between inversly and conformally planned radiation therapy treatments, illustrated on a concrete example

Method:

For the subject 'Basics of Radiation Therapy' I have used teaching material. The review of the topic 'Intensity Modulated Radiation Therapy' was based on information from the Internet, on specialized literature and on two diploma theses of graduates from the Technical University Berlin.

Additionally, I had the possibility to work out an IMRT treatment plan at the Kaiser-Franz-Josef Spital using the CadPlan planning system.

Results:

There is quite a difference between conventional radiation therapy and IMRT in the workflow of treatment planning, in verification of treatments and in the immobilization of the patient.

A precondition for the successful use of IMRT is sound medical, radiotherapeutical and technical knowledge.

Anhang

Der Anhang enthält den Bestrahlungsplan der:

- Konformalen Prostatabestrahlung
- IMRT – Prostatabestrahlung und
- Setup – Felder.

Der Anhang enthält aber nur jeweils die genauen Bestrahlungsparameter des 1. Bestrahlungsfeldes.