

Aus dem
Institut für Medizinische Informatik
des Zentrums für experimentelle Medizin
des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf
Direktor: Prof. Dr. rer. nat. habil. Heinz Handels

**Anwendung eines interaktiven volumenbasierten
Visualisierungssystems zur Beurteilung
dreidimensionaler Bestrahlungspläne**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von

Bernhard Dippold

geboren in Mannheim

Hamburg, 2005

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Universität Hamburg

am: 7.10.05

Veröffentlicht mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: *Prof. Dr. K.-H. Höhne*

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in: *Prof. Dr. R. Schmidt*

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter/in: *Prof. Dr. V. Rudat*

Inhaltsverzeichnis

Arbeitshypothese und Fragestellung.....	4
Kapitel 1: Einleitung.....	5
Kapitel 2: Material & Methoden.....	7
2.1 Die Bestrahlungsplanung.....	7
2.1.1 Erfassen der Patientenanatomie.....	8
2.1.2 Segmentation der strahlentherapeutisch relevanten Objekte (VoI).....	9
2.1.3 Festlegung der Bestrahlungsparameter.....	11
2.1.4 Berechnung der physikalischen Dosisverteilung.....	12
2.1.5 Berechnung der biologischen Dosisverteilung.....	14
2.1.6 Planbeurteilung am Bestrahlungsplanungssystem.....	17
2.2 Die Beurteilung der Bestrahlungspläne mit VOXEL-MAN.....	20
2.2.1 Die Datenstruktur in VOXEL-MAN, das „Intelligente Volumen“.....	20
2.2.2 Die Darstellung von Volumeninformation.....	23
2.2.3 Die Erstellung zusätzlicher Attributvolumina durch Segmentation.....	24
2.2.4 Exploration des dreidimensionalen Datenvolumens.....	29
2.2.5 Speziell implementierte strahlentherapeutische Funktionen.....	38
Kapitel 3: Ergebnisse.....	43
3.1 Festlegung günstiger Visualisierungsparameter.....	43
3.1.1 Standardisierte Kamerapositionen.....	44
3.1.2 Charakteristische Objektfarben.....	44
3.1.3 Bildschirmaufbau beim Programmstart.....	47
3.2 Einheitliches Vorgehen bei der Planbeurteilung.....	49
3.2.1 Orientierende Beurteilung an dosisgefärbter Körperoberfläche und schrumpfender Dosiswolke.....	49
3.2.2 Räumliche Orientierung und Glaubwürdigkeit der Daten.....	50
3.2.3 Beurteilung der Zielvolumendosis.....	51
3.2.4 Untersuchung der Risikoorgane auf Unterdosierungen.....	53
3.2.5 Spezielle Aspekte der verschiedenen Lokalisationen.....	56
3.2.6 Abschließende Gesamtbeurteilung des Planes.....	58
3.3 Die Optimierung eines Bestrahlungsplanes.....	59

3.3.1 Optimierung der Feldform mit Hilfe des BEV.....	59
3.3.2 Veränderung von Strahlendosis und Fraktionierung.....	61
3.4 Vergleich alternativer Bestrahlungspläne.....	61
3.4.1 Vergleich korrespondierender Dosiswolken in einem 3D-Bild.....	63
3.5 Bisher noch nicht implementierte Funktionen.....	64
3.6 Vollständige Bestrahlungsplanung mit VOXEL-MAN	66
3.7 Strahlentherapeutische Präsentationen und Veröffentlichungen.....	67
3.8 VOXEL-MAN als strahlentherapeutischer Atlas.....	68
3.8.1 Datenbank für klinische Anwendungen.....	69
3.8.2 Tutorensystem für Anwender mit medizinischen Vorkenntnissen.....	70
3.8.3 Informationsvermittlung für medizinische Laien, insbesondere Patienten.....	71
Kapitel 4: Diskussion.....	72
4.1 Räumliche Visualisierung mit den Bestrahlungsplanungssystemen.....	72
4.2 Darstellung mit VOXEL-MAN.....	82
Kapitel 5: Zusammenfassung.....	85
Anhang: Patientendaten.....	86
Patient A: Prostata-Karzinom.....	86
Patient B: Ösophagus-Karzinom.....	88
Patient C: Mundhöhlen-Karzinom.....	90
Literaturverzeichnis.....	91
Danksagung.....	99
Lebenslauf.....	100
EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG:.....	101

Arbeitshypothese und Fragestellung

In der Strahlentherapie sind für dreidimensionale Bestrahlungsplanungen komplexere Darstellungsverfahren notwendig als für die früher standardmäßig verwendeten zweidimensionalen Planungen. Neben Dosis-Volumen-Histogrammen und Schnittbildern ist die räumliche Wiedergabe der Planungsergebnisse ein wichtiges Mittel zur Beurteilung der Planungsqualität und zum Vergleich alternativer Pläne. Dieses Darstellungsverfahren wurde lange Zeit vernachlässigt und ist auch heute noch in vielen Planungssystemen unterrepräsentiert.

Moderne Graphiksysteme beinhalten umfangreiche Möglichkeiten der Visualisierung von Volumendaten, mit denen die Informationsvermittlung in einem dreidimensionalen Bild entscheidend verbessert werden kann.

Ein solches Graphiksystem ist VOXEL-MAN, ein am Institut für Medizinische Informatik (früher Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin) des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf entwickeltes Visualisierungssystem für medizinische Volumendaten. VOXEL-MAN beinhaltet hoch entwickelte Schattierungsverfahren, durch deren realistische räumliche Darstellung die Möglichkeit besteht, auch komplexe Objektkombinationen zu visualisieren, ohne daß eine Überladung des Bildes die Verständlichkeit des Bildes reduziert. Eine intuitive Benutzerführung erleichtert die Nutzung der umfangreichen Funktionalität des Systems zur Modifikation der dargestellten Objekte.

Diese Arbeit soll untersuchen, ob der Einsatz von VOXEL-MAN bei der Beurteilung von Bestrahlungsplänen die Planevaluation erleichtert, indem der Arbeitsaufwand für den Medizinphysiker oder Strahlentherapeuten reduziert wird. Möglicherweise lassen sich sogar Schwachstellen von Bestrahlungsplänen aufdecken, die ohne dieses Visualisierungsverfahren übersehen worden wären.

Kapitel 1: Einleitung

Die Entwicklung der dreidimensionalen Bestrahlungsplanung hat in verschiedenen Bereichen der Strahlentherapie zu qualitativen Verbesserungen geführt, deren Gesamtheit in einer stärkeren Dosiskonzentration auf die zu bestrahlende Region (Zielvolumen) und in einer besseren Schonung des umgebenden Gewebes resultiert (Wiegel et al. 1992; Schraube et al. 1995). Hiervon profitieren die meist an bösartigen Krebserkrankungen leidenden Patienten, deren Chancen auf Heilung oder zumindest auf ein längeres Überleben durch die höhere Zielvolumendosis steigen, während die Gewebeschonung in der Umgebung zu geringeren Nebenwirkungen der Strahlentherapie führt (Grosu et al. 1998; Waldron et al. 2003).

Die wichtigsten Verbesserungen gegenüber der zweidimensionalen Bestrahlungsplanung bestehen in der räumlichen Berechnung der Dosisverteilung unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Strahlenabsorption verschiedener Körpergewebe, in der Entwicklung des Beam's Eye View mit individueller Anpassung der Feldkonturen an die Form des Zielvolumens (McShan et al. 1990; Vijayakumar et al. 1992) und in der Möglichkeit der nicht-koplanaren Bestrahlung, bei der die Ausrichtung der Strahlenfelder von der horizontalen Ebene abweichen kann (Graham et al. 1994).

Nachteil der dreidimensionalen Bestrahlungsplanung ist die wesentlich größere Datenmenge, die in erster Linie bei der Eingabe der Konturen aller strahlentherapeutisch relevanten Objekte (Volumes of Interest, VoI), aber auch bei der Berechnung und der Beurteilung der Pläne mit einem deutlich höheren Aufwand verbunden ist. Während die VoI-Definition durch spezielle Segmentationsverfahren erleichtert wird und die Planberechnung weitgehend automatisiert abläuft, ist für die exakte Beurteilung (Evaluation) eines dreidimensionalen Bestrahlungsplanes das gesamte Datenvolumen vom Strahlentherapeuten zu untersuchen und zu beurteilen.

Nach dem aktuellen Bericht der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik zur Bestrahlungsplanung mit Computern (DGMP 2003) soll das Evaluationsmodul eines Planungssystems neben den orthogonalen auch beliebig anzuordnende Schnittebenen mit Informationen über die Volumes of Interest und die Dosisverteilung enthalten. Außerdem wird eine Vergleichsmöglichkeit zwischen Alternativplänen gefordert. Neben Dosis-Volumen-Histogrammen wird die dreidimensionale Rekonstruktion des Datenvolumens als zentrale Eigenschaft eines 3D-Planungssystems angesehen, für die eine Nutzung externer Programme in einem modularen Konzept explizit befürwortet wird.

Ziel dieser Arbeit ist die Untersuchung, ob durch die Verwendung des interaktiven 3D-Graphiksystems VOXEL-MAN die Beurteilung von Bestrahlungsplänen erleichtert werden kann.

VOXEL-MAN wurde zur interaktiven Segmentation und Exploration medizinischer Volumendaten an der Universität Hamburg entwickelt und ermöglicht die Darstellung beliebiger Objektkombinationen, die aus mehreren Datenvolumina kombiniert werden können. Die Objekteigenschaften sowie der Zugriff auf zusätzliche Bild- oder Textinformation sind über eine Datenbank abrufbar. Aufgrund der volumenbasierten Darstellungsweise können die Objekte auch angeschnitten und Zusatzinformationen auf den Schnittflächen zur Verfügung gestellt werden.

Für den Einsatz in der Strahlentherapie werden verschiedene Darstellungsmöglichkeiten überprüft, wobei insbesondere beliebige Kombinationen aus VoI- und Dosisinformation mit frei wählbaren Dosisgrenzwerten dargestellt und aus allen Richtungen visualisiert werden sollen. Zu jedem interessierenden Punkt am 3D-Bild sollte die Dosisverteilung in der direkten Umgebung auf beliebig ausgerichteten Schnittbildern betrachtet werden können, wobei auf den Schnittebenen auch weitere Informationen darstellbar sein sollten. Zusätzlich ist eine gute Übersichtlichkeit trotz hoher Informationsmenge sowie eine einfache Bedienbarkeit zu fordern.

Durch die Verwendung von Bestrahlungsplänen aus verschiedenen Körperregionen soll eine möglichst einheitliche Vorgehensweise entwickelt und allgemein gültige Visualisierungsparameter festgelegt werden. Falls notwendig, ist der Funktionsumfang von VOXEL-MAN für die Strahlentherapie zu erweitern, um spezielle Informationen darzustellen oder die Arbeit des Anwenders zu erleichtern.

Da mit VOXEL-MAN schon anatomische und funktionelle dreidimensionale Atlas-Systeme aus verschiedenen Körperregionen verwirklicht wurden, liegt der Gedanke nahe, im Rahmen dieser Arbeit auch die Voraussetzungen für die Entwicklung eines strahlentherapeutischen Atlanten zu beschreiben und eventuelle Zielgruppen zu bestimmen.

Kapitel 2: Material & Methoden

Grundvoraussetzung für die erfolgreiche Behandlung einer Tumorerkrankung ist eine möglichst genaue Kenntnis über den Tumor selbst, seine lokale Ausdehnung und eine etwaige Metastasierung. Im Rahmen der sogenannten „Staging-Untersuchungen“ wird durch verschiedene bildgebende Verfahren die Tumorgöße kontrolliert, eine Gewebeprobe entnommen und gegebenenfalls spezifische Blutwerte (Tumormarker) bestimmt. Erst nach der histologischen Untersuchung der Gewebeprobe kann die günstigste Therapieform (in der Regel Operation, Chemotherapie, Strahlentherapie oder eine Kombination dieser Verfahren) ausgewählt werden.

2.1 Die Bestrahlungsplanung

Die Strahlentherapie beinhaltet neben der Möglichkeit, eine Tumorerkrankung zu heilen, immer auch die Gefahr schwerwiegender Schädigungen an gesundem Gewebe. Zur Vermeidung intollerabler Nebenwirkungen wird eine geplante Strahlentherapie am Computer simuliert und die Berechnungsergebnisse vom Strahlentherapeuten beurteilt. Hierbei müssen die verschiedenen Bereiche der Bestrahlungsplanung eine einheitlich hohe Qualität aufweisen und exakt aufeinander abgestimmt sein. Zu diesen Bereichen gehören :

- a) Erfassen der Patientenanatomie
- b) Segmentation der bestrahlungsrelevanten Objekte
- c) Wahl der Bestrahlungsparameter (Strahlenart, Bestrahlungsfelder, Tumordosis)
- d) Berechnung der Dosisverteilung
- e) Darstellung und Beurteilung der Ergebnisse
- f) Wiederholung der Punkte c) bis e) zur Planoptimierung

An jedem Punkt der Bestrahlungsplanung ist das Verfahren kritisch zu hinterfragen. Erscheint die Gefahr schwerwiegender Nebenwirkungen größer als der Nutzen der geplanten Strahlentherapie, müssen die Bestrahlungsparameter modifiziert werden; gegebenenfalls sind Kombinationsverfahren (zum Beispiel vorherige Operation oder Chemotherapie) oder ein komplett anderes Behandlungskonzept der alleinigen Strahlentherapie vorzuziehen. (*Pommier 2002*)

Zur Festlegung günstiger Visualisierungsparameter und zur Bestimmung notwendiger funktionaler Erweiterungen des VOXEL-MAN-Systems wurden Bestrahlungspläne dreier Patienten mit Tumoren aus unterschiedlichen Regionen (Kopf/Hals, Thorax, Becken) verwendet, die an den Bestrahlungsplanungssystemen MEVAPLAN (Siemens) und HelaxTMS (MDS Nordion) berechnet wurden. Bei zwei Bestrahlungen kamen hochenergetische Photonen (42 MV und 16 MV) zum

Einsatz, die dritte wurde mit Neutronen durchgeführt. Genauere Informationen sind im Anhang zusammengefasst.

2.1.1 Erfassen der Patientenanatomie

Soll im Rahmen einer Tumorbehandlung die Strahlentherapie eingesetzt werden, sind zusätzlich zu den Staging-Untersuchungen häufig noch weitere diagnostische Maßnahmen notwendig, um Größe und Position des Tumors sowie aller anderen bestrahlungsrelevanten Organe exakt zu erfassen.

Je nach Lokalisation werden neben der körperlichen Untersuchung des Patienten im Rahmen der Diagnostik verschiedene bildgebende Verfahren eingesetzt:

- konventionelle Röntgen-Diagnostik
- Computertomographie (CT)
- Kernspintomographie (Magnet-Resonanz-Tomographie, MRT)
- Sonographie (Ultraschall Diagnostik, US)
- nuklearmedizinische Untersuchungen (Szintigraphie, SPECT, PET)
- Endoskopie (Bronchoskopie, Ösophago-Gastro-Duodenoskopie, Rekto- und Koloskopie)
- selektive Gefäßdarstellungen (Angiographie)

Hierbei gelten Röntgendiagnostik und CT als Standardmethoden der strahlentherapeutischen Diagnostik, MRT-Untersuchungen gewinnen in letzter Zeit zunehmend an Bedeutung. Sonographie und Endoskopie sowie die Skelett-Szintigraphie wurden häufig schon bei den grundlegenden Staging-Untersuchungen zur Beurteilung von Tumorausdehnung und Metastasierung eingesetzt, angiographische und zusätzliche nuklearmedizinische Untersuchungen bleiben meist speziellen Fragestellungen (beispielsweise zu Gefäßversorgung oder biologischer Aktivität des Tumors) vorbehalten, wobei die Einbindung von PET und SPECT bei verschiedenen Tumoren (vor allem dem Nicht-kleinzelligen Lungen-Karzinom) einen steigenden Stellenwert bekommt (*Paulino et al. 2003*).

Da bei der ursprünglichen Computertomographie in der Regel nicht schon auf eine der eventuell durchzuführenden Strahlentherapie angepasste Untersuchungsposition geachtet wurde, muß die Untersuchung wiederholt werden, da eine exakt gleiche Patientenlagerung bei der Planungs-CT und allen Bestrahlungsterminen grundlegende Voraussetzung für die Dosiskonzentration auf den Tumor und Schonung der benachbarten Organe ist (*Sautter-Bihl et al. 1999*). Auch eine etwas längere Planungsphase kann bei schnell wachsenden Tumoren die Wiederholung eines diagnostischen

Verfahren erforderlich machen, da sonst zu Therapiebeginn deutlich veränderte anatomische Gegebenheiten vorliegen können.

Als volumenbasierte räumliche Verfahren sind sowohl CT als auch MRT in der Lage, die anatomischen Gegebenheiten im Körperinnern wirklichkeitsgetreu darzustellen, so daß der Strahlentherapeut in der Lage ist, den Tumor und bestrahlungsrelevante Organe exakt zu lokalisieren. Während die MRT durch die Bestimmung der Protonendichte eines Gewebes für die Differenzierung der verschiedenen wasserhaltigen Gewebe (inklusive der meisten Tumoren) besonders geeignet ist (*Debois et al. 1999; Khoo et al. 1999*), ist die CT bei Geweben unterschiedlicher physikalischer Dichte (z. B. Knochen und Lungengewebe) von Vorteil (*Khoo et al. 2000*).

Die Bestimmung der Dichtewerte aus der Computertomographie wird auch für die Berechnung der Dosisverteilung im Körper verwendet, da die niederenergetische Röntgenstrahlung der CT und die therapeutisch eingesetzte ionisierende Strahlung in ähnlicher Weise vom durchdrungenen Gewebe absorbiert wird (*Kirschner et al. 1977; Parker et al. 1979; ICRU 1987; Schneider et al. 1996*).

Eine Kombination der CT-Daten mit zusätzlichen räumlichen Untersuchungsergebnissen (MRT, PET oder SPECT) ermöglicht in vielen Fällen eine genauere Abgrenzung des Tumors, befallener Lymphknoten oder Metastasen. Um Fehler bei der Festlegung des Zielvolumens und der Risikoorgane zu vermeiden, ist die exakte räumliche Übereinstimmung der verschiedenen Volumendaten („image fusion“ oder „matching“) erforderlich (*Chen et Pelizzari 1989; Burger 1996*).

2.1.2 Segmentation der strahlentherapeutisch relevanten Objekte (VoI)

Für jeden Bestrahlungsfall ist die Festlegung der strahlentherapeutisch relevanten Objekte („**Volumes of Interest**“, **VoI**) essentiell. Sie bestehen aus dem sogenannten Zielvolumen und den Risikoorganen und werden vom Strahlentherapeuten im computertomographischen oder kernspintomographischen Datenvolumen festgelegt (*ICRU 1993; ICRU 1999*). Die Genauigkeit dieser Definition (Segmentation) hat direkte Auswirkungen auf die Qualität des resultierenden Bestrahlungsplanes.

Das **Zielvolumen** beinhaltet neben der eigentlichen Tumorregion, nachweisbaren Metastasen sowie deren Lymphabflusswegen („Gross Tumor Volume“, GTV) das benachbarte Gewebe und weitere Lymphknoten mit möglicher klinisch nicht nachweisbarer Mikrometastasierung („Clinical Target Volume“, CTV). Zur Bestrahlungsplanung wird ein zusätzlicher Sicherheitssaum hinzugefügt, der das Verbleiben des eigentlichen Bestrahlungszieles im Bereich der höchsten Strahlendosis auch

dann gewährleistet, wenn sich dessen Position durch Organbewegungen oder geringfügig unterschiedliche Patientenlagerung verändert („Planning Target Volume“, PTV).

Als **Risikoorgane** werden Organe in der zu bestrahlenden Region bezeichnet, welche durch eine hohe Strahlendosis deutlich geschädigt würden und deshalb bei der Bestrahlungsplanung berücksichtigt werden müssen („Organs at Risk“, OR). Auch sie werden bei der Planung um einen Sicherheitsaum für Positionsveränderungen erweitert („Planning Organ at Risk Volume“, PRV).

Bei der Definition der VoI wird der die Planung durchführende Strahlentherapeut oder Strahlenphysiker durch verschiedene Hilfsmittel des Bestrahlungsplanungssystems unterstützt (siehe Abbildung 1):

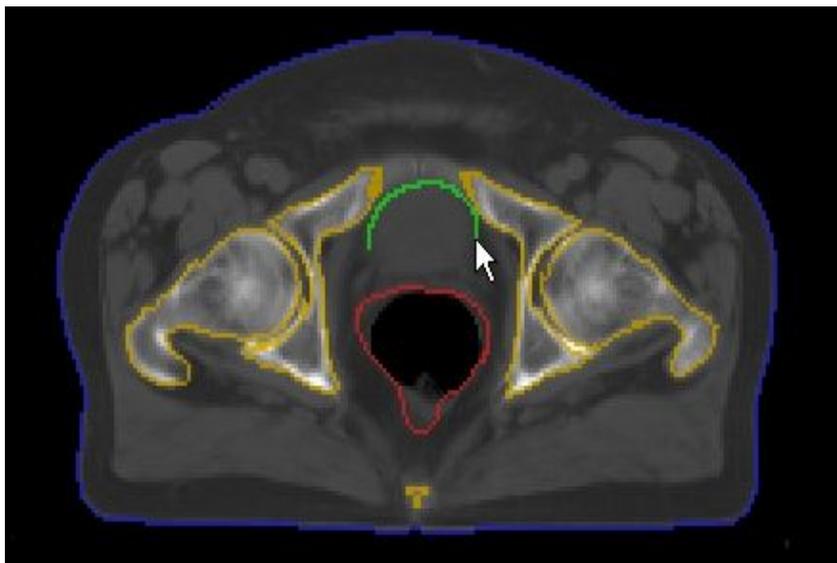


Abbildung 1: Definition der Volumes of Interest mit unterschiedlichen Segmentationshilfen bei der Becken-Bestrahlung. Schwellwertsegmentation für Haut (blau) und Knochen (gelb), Übernahme von Nachbarschicht für Rektum (rot), manuelle Segmentation für Blase - noch unvollständig (grün).

Über Intensitätsbereiche können Objekte, die sich im CT-Datenvolumen durch die in ihnen auftretenden Intensitätswerte von allen anderen Objekten unterscheiden, weitgehend automatisch bestimmt werden. Eine solche eindeutige Definition (Schwellwert-Segmentation) ist beispielsweise für die Lunge oder für Knochenstrukturen möglich.

Bei der manuellen Segmentation muß der Anwender auf jeder betroffenen CT-Schicht die Ausdehnung des jeweiligen Objektes festlegen. Mit der Computermaus oder über einen Digitizer (elektronischer Stift auf speziellem Zeichenbrett) wird hierzu die gesamte Objektkontur markiert, was bei schichtweiser Bearbeitung mehrerer Objekte mit einem hohen Zeitaufwand verbunden ist. Neben dem Zielvolumen, welches keine anatomische Entsprechung besitzt, müssen auch Risikoorgane mit ähnlicher physikalischer Dichte wie das umgebende Gewebe vorwiegend manuell segmentiert werden.

Eine Übernahmefunktion von benachbarten CT-Schichten erleichtert die manuelle Segmentation, wenn sich die Objektausdehnung in der Schichtebene nicht oder nur unwesentlich ändert.

Sowohl bei der manuellen Segmentation als auch bei der Übernahme von der Nachbarschicht können die Eingaben in sagittal und koronar rekonstruierten Schnittebenen überprüft und gegebenenfalls korrigiert werden.

2.1.3 Festlegung der Bestrahlungsparameter

Zur Berechnung der Dosisverteilung benötigt das Bestrahlungsplanungssystem verschiedene Vorgaben, mit denen die zu applizierende Strahlung exakt beschrieben wird.

Hierzu wählt der Strahlentherapeut aus den technisch möglichen Strahlenarten und Energien eine Strahlung aus, die sich bei der Zerstörung des jeweiligen Tumorgewebes als besonders effektiv erwiesen hat und deren Dosisprofil die Risikoorgane optimal schont. Anhand der Lokalisation des Tumors und der individuellen Patientenanatomie mit den Risikoorganen in seiner Umgebung kann die Anzahl und räumliche Anordnung der Strahlenfelder bestimmt werden. Für jedes Bestrahlungsfeld wird neben seiner Orientierung im Raum auch der Abstand zwischen Strahlenquelle und Patient (Fokus-Haut-Abstand), die Feldform und Größe sowie der Einsatz von Blenden, Lamellenkollimatoren, Filtern, Blöcken und Modifikatoren im Strahlengang festgelegt. Für einen Referenzpunkt im Zielvolumen ist die Gesamt-Strahlendosis anzugeben, welche bei einer gewählten Fraktionierung (Anzahl und zeitlicher Abstand von Bestrahlungen mit bestimmter Einzeldosis) erreicht werden soll.

Für die Intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT), die zunehmend für komplexe Bestrahlungen an schwierigen Lokalisationen eingesetzt wird, genügt es nicht mehr, einen Bestrahlungsplan mit festen Parametervorgaben zu berechnen. Aufgrund der Komplexität der Planung wird hier die sogenannte Inverse Planung durchgeführt, bei der dem Planungssystem nach vollständiger Segmentation aller VoI die Mindestdosis im Zielvolumen und Höchstdosen in den Risikoorganen vorgegeben werden. Das Programm ermittelt bei vorgegebener Feldanordnung selbständig die günstigsten Planungsparameter, wobei durch die Bewegung der lamellenförmigen Kollimatorblenden während der Bestrahlung Veränderungen der Strahlenintensität innerhalb eines Feldes ermöglicht werden können. Auf diese Weise ist auch eine Schonung von Risikoorganen möglich, die im Bereich von Feldüberlappungen gelegen sind (*Purdy 1999; Verhey 1999*).

Aufgrund des unterschiedlichen Ansatzes der IMRT beschränkt sich diese Arbeit auf die konventionelle Bestrahlungsplanung, prinzipiell können aber auch IMRT-Pläne mit dem hier beschriebenen System visualisiert werden.

2.1.4 Berechnung der physikalischen Dosisverteilung

Die Absorption von Strahlenenergie und damit die Dosisverteilung im Körper kann am genauesten nach der Monte-Carlo-Methode berechnet werden, welche die Interaktionen zwischen den von der Strahlenquelle ausgehenden Photonen oder Teilchen mit dem durchdrungenen Gewebe auf atomarer Ebene beschreibt (Kawrakow 2000; Lewis et al. 2000). Diese Berechnung ist jedoch sehr aufwendig, so daß sie im klinischen Alltag noch nicht routinemäßig angewendet wird. Klinische Einsatzgebiete finden sich bei der Bestimmung der Dosisverteilung von Nadelstrahlen und anderen Strahlarten, denen eine punktförmige Strahlenquelle zugrunde liegt. Neueste Computersysteme, die erstmals vollständige Monte-Carlo-gestützte Planungen ermöglichen, befinden sich in der klinischen Erprobungsphase (Spezi et Lewis 2002) und werden zum Teil schon von kommerziellen Herstellern von Planungssystemen angeboten.

Die in dieser Arbeit verwendeten Bestrahlungsplanungssysteme greifen zur Berechnung der Strahlenverteilung auf Messwerte zurück, die unter standardisierten Referenzbedingungen mit dem jeweils eingesetzten Bestrahlungsgerät an Wasserphantomen ermittelt wurden.

Mit Hilfe dieser Messungen können Dosiskurven zur Beschreibung der Strahlenabsorption mit zunehmender Gewebetiefe (Tiefendosiskurven) und seitlich des Strahlencentrums (Querprofilkurven) erstellt werden (siehe Abbildung 2) (Ahuja et al. 1980).

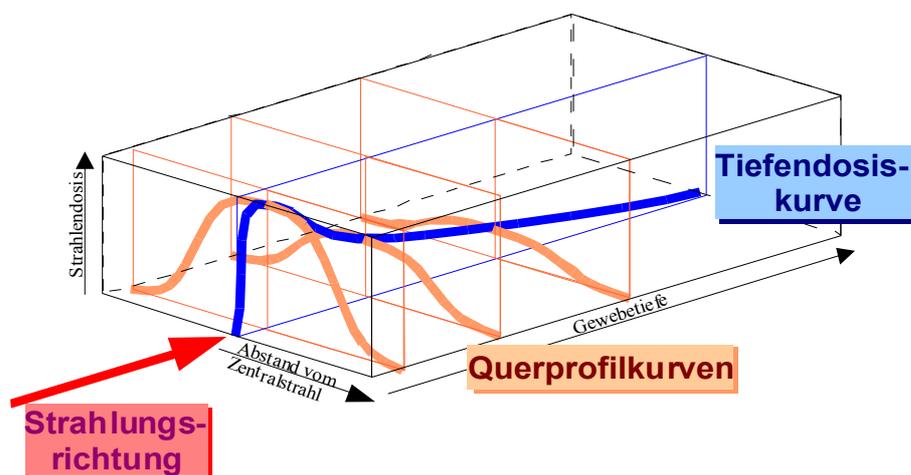


Abbildung 2: Eine Tiefendosis- und mehrere Querprofilkurven ermöglichen die Berechnung der Dosisverteilung an jedem Punkt der bestrahlten Region.

Jeweils eine Tiefendosiskurve beschreibt zusammen mit mehreren Querprofilkurven (in unterschiedlicher Gewebetiefe) die zwei- oder dreidimensionale Strahlenabsorption eines Strahlenfeldes mit bestimmter Strahlenart und definierter Energie. Jede Veränderung dieses Feldes durch eine andere Blendenstellung, durch Filter oder Modifikatoren im Strahlengang oder durch einen größeren

beziehungsweise kleineren Abstand zwischen Strahlenquelle und Wasseroberfläche (entsprechend der Haut des zu bestrahlenden Patienten) machen hierfür wieder spezielle Meßreihen oder Rechenalgorithmen (z. B. SSD^2 -Gesetz) notwendig.

Für jeden Punkt im Patientenkörper kann unter Berücksichtigung seiner Lage (Gewebetiefe und seitlicher Abstand vom Zentralstrahl) der entsprechende Absorptionswert in Wasser aus den Tiefendosis- und Querprofilkurven der jeweiligen Bestrahlungsparameter bestimmt werden. Dieser Wert wird gemäß der physikalische Dichte an diesem Punkt und der Dichte des zuvor von der Strahlung durchdrungenen Gewebes modifiziert, Veränderungen der Streuung durch die individuelle Umgebung werden ebenfalls berücksichtigt.

Das Ergebnis dieser Berechnung entspricht der Strahlenabsorption im Körper des Patienten bei einer Bestrahlung mit den gewählten Parametern (Abbildung 3).

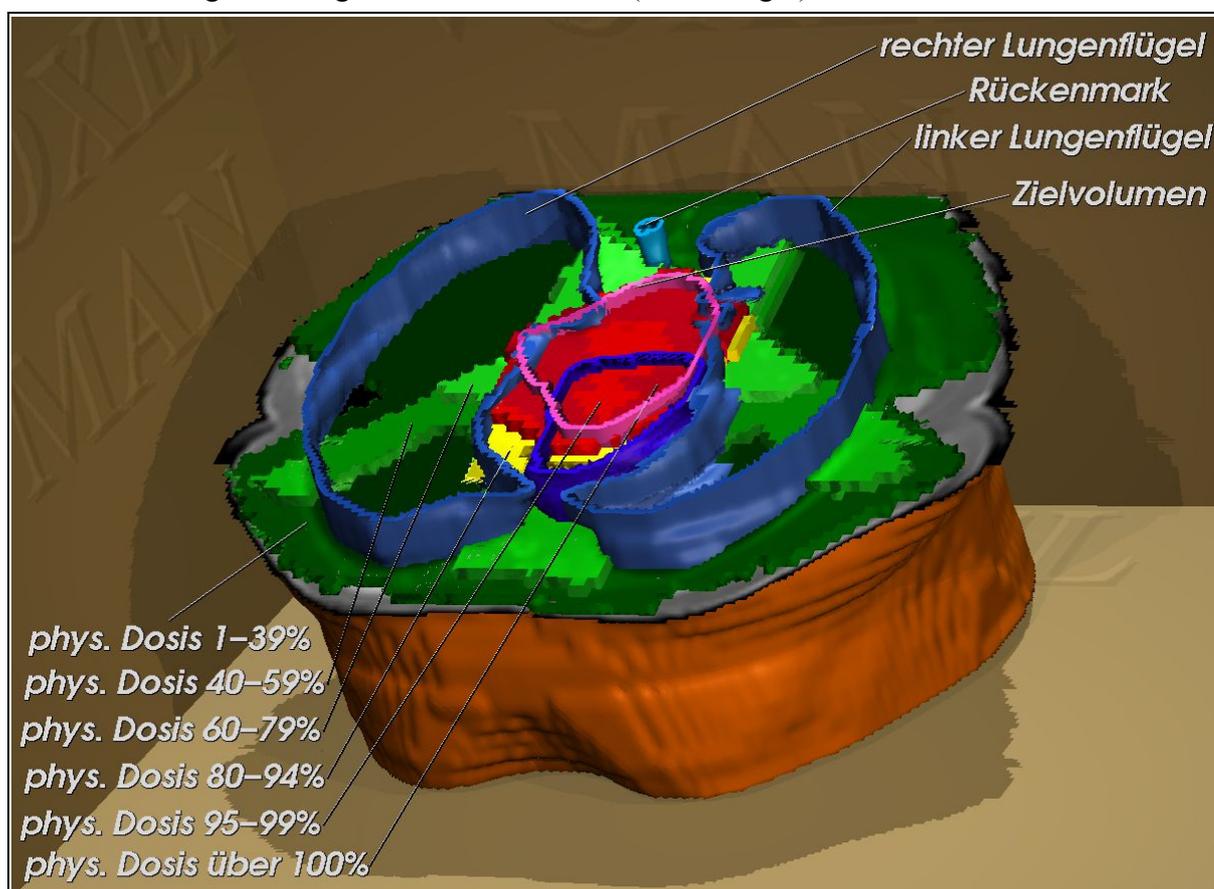


Abbildung 3: Physikalische Dosisverteilung mit Dosiskonzentration im Zielvolumen (hellviolett) bei Schonung der Risikoorgane (blau). Dosisdarstellung als Farbflächen auf einem Sagittalschnitt (Bestrahlungsplanung eines Ösophagus-Karzinoms). Gleichzeitige Darstellung der Vol-Konturen, CT-Information auf dem Schittbild. (Vergleiche Abbildung 4 mit biologischer Dosis)

Durch die Verwendung mehrerer Strahlenfelder, welche sich im Bereich des Zielvolumens überschneiden, kann die Dosis bei Schonung der Risikoorgane auf diese Region konzentriert werden.

Um ein vergleichbares Vorgehen bei Bestrahlungsplänen mit unterschiedlichen Gesamtdosen zu ermöglichen, wird die Strahlendosis auf einen vorgewählten Referenzpunkt im Tumorrinneren normiert, der repräsentativ für die Dosis im Tumorgewebe ist. Durch diese Normierung kann die Dosis an jedem Punkt des Datenvolumens als Prozentwert der Referenzdosis (= 100%) angegeben werden, wobei an allen Punkten im Innern des Zielvolumens bei möglichst homogener Strahlverteilung ein Mindestwert von 95% der Referenzdosis erreicht oder überschritten werden sollte, als Höchstdosis wird ein Wert bis 107% empfohlen (ICRU 1993).

2.1.5 Berechnung der biologischen Dosisverteilung

Die physikalischen Dosiswerte beschreiben den Anteil der Strahlung, welcher von einem bestimmten Gewebepunkt absorbiert wird. Diese Strahlenabsorption hängt einerseits von der Art und Intensität der einwirkenden Strahlung, andererseits von der physikalischen Dichte und atomaren Zusammensetzung des Gewebes ab. Zur Beurteilung der Schädigung eines Organs muß jedoch auch die biologische Wirkung der absorbierten Strahlung auf das Gewebe berücksichtigt werden. Da strahlensensible Organe (wie beispielsweise Niere und Lunge) bei vergleichbarer Strahlenbelastung wesentlich stärker geschädigt werden als Organe mit höherer Strahlentoleranz, kann durch die Berücksichtigung gewebespezifischer Eigenschaften die Qualität der Bestrahlungsplanung verbessert werden (Schmidt et al., 1994).

Für die Einbindung der Strahlenwirkung auf das Gewebe muß in der Bestrahlungsplanung zwischen der Wirkung von Einmaldosen und wiederholter Bestrahlung (Fraktionierung) differenziert werden.

Bei einmaliger Bestrahlung ist die **Gewebetoleranzdosis** ausschlaggebend, mit der die statistische Schädigungswahrscheinlichkeit in einem festgelegten Zeitraum (im allgemeinen 5 oder 10 Jahre) nach dem Einwirken der Strahlung angegeben wird. Zur Berechnung biologisch gewichteter Dosisverteilungen werden im allgemeinen die gewebespezifischen Toleranzdosen $TD_{5/5}$ und $TD_{50/5}$ verwendet, welche die Dosiswerte beschreiben, nach deren Applikation mit 5- beziehungsweise 50-prozentiger Wahrscheinlichkeit innerhalb von 5 Jahren Komplikationen auftreten. (Emami et al. 1991)

Im Regelfall wird die Strahlentherapie nicht in einer Sitzung durchgeführt, sondern in mehrere Einzelbestrahlungen unterteilt. Für diese Fraktionierung sind die Dosis der Einzelbestrahlungen und ihr Abstand zueinander von großer Bedeutung: Je niedriger die Dosis der einzelnen Bestrahlung ist, desto weniger Zellen werden abgetötet. In der Zeitspanne bis zur nächsten Bestrahlung können

gewebespezifische **Reparatur- und Repopulationsvorgänge** einsetzen, welche die Wirkung der ionisierenden Strahlung teilweise wieder aufheben. Die Reparatur von Strahlenschäden wird in allen Geweben (inklusive Tumorgewebe) durch einen größeren zeitlichen Abstand zwischen den Einzelbestrahlungen verbessert. Durch eine sogenannte Hyperfraktionierung mit häufigen Bestrahlungen und geringer Dosis profitieren die Gewebearten, bei denen diese Reparaturvorgänge schneller ablaufen als im Tumorgewebe, wobei die zur Tumorzerstörung notwendige Gesamtdosis mit zunehmender Fraktionierung erhöht werden muß.

Sowohl die Gewebetoleranzdosis als auch die Reparaturfähigkeit eines Gewebes beruhen in erster Linie auf Untersuchungen an isolierten Organpräparationen und empirischen Erfahrungen, denen Tiermodelle zur Seite gestellt wurden. Vor allem für die in der Strahlentherapie häufig auftretende partielle Organschädigung liegen bisher nur wenige exakte wissenschaftliche Fakten vor, so daß alle biologischen Bestrahlungsdaten unter Berücksichtigung einer gewissen Schwankungsbreite zu beurteilen sind.

Um die komplexen Vorgänge von Gewebeschädigung und Regeneration in den bestrahlten Regionen zu beschreiben, wurde immer wieder versucht, Parameter für das Ausmaß der Tumorzerstörung (TCP - tumor control probability) und die Schädigung gesunden Gewebes (NTCP - normal tissue complication probability) festzulegen. Verschiedene Ansätze benutzen hierfür zellbiologische oder physiologische Grundlagen, wobei sowohl die Größe der funktionellen Einheiten des betroffenen Gewebes als auch die Möglichkeit der Funktionsübernahmen durch andere Organbereiche berücksichtigt werden (*Barendsen 1982; Källman et al. 1992; Lyman 1992; Niemierko et Goitein 1993*).

Eine Berechnung biologischer Dosiswerte kann nur innerhalb definierter Organe mit bekannter Toleranzdosis und Reparaturfähigkeit durchgeführt werden, so daß ihre Darstellung auf vom Therapeuten segmentierte Organe – in der Regel auf die Risikoorgane – beschränkt ist. Für das Zielvolumen ist diese biologische Dosisberechnung noch schwieriger, da sich in der Klinik unterschiedliche Tumorstadien und Differenzierungsgrade nebeneinander finden, die eine exakte Vorhersage der Schädigungswahrscheinlichkeit bisher unmöglich machen.

Durch die Modifikation der Rechenverfahren zur Dosisberechnung erhält man unter Einbeziehung dieser biologischen Parameter eine Isoeffektverteilung, bei welcher der gleiche Prozentwert in unterschiedlichen Geweben eine vergleichbare Schädigungswahrscheinlichkeit beschreibt. Als 100%-Wert ist die $TD_{5/5}$ des jeweiligen Gewebes festgelegt. Eine geringere Schädigungswahrscheinlichkeit entspricht Prozentwerten unter 100, hier sind – aufgrund der hohen Strahlensensi-

bilität verschiedener Gewebe – auch deutlich höhere Dosiswerte als 107% (physikalische Höchstdosis laut ICRU) möglich.

Die Visualisierung von Bestrahlungsplänen mit biologisch gewichteter Dosisverteilung (Isoeffektverteilung) verbessert die Beurteilung von Nebenwirkungen einer Bestrahlung und ermöglicht den Vergleich unterschiedlicher Fraktionierungen bei gleicher Feldanordnung (Abbildung 4).

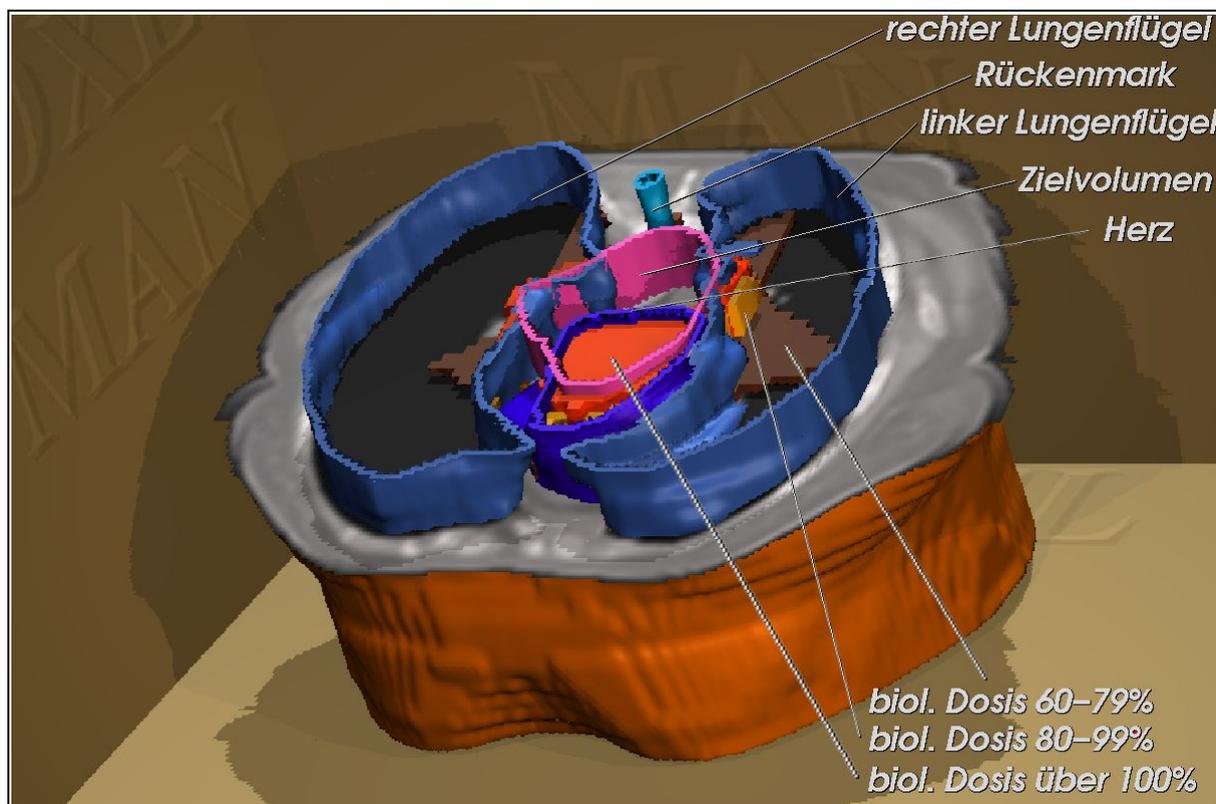


Abbildung 4: Biologisch gewichtete Isoeffekt-Dosisverteilung (Berechnung auf die Risikoorgane beschränkt). Wie in Abbildung 3. (physikalische Dosis) ist die Dosis als Farbflächen und die VoI als Konturen auf einem Sagittalschnitt mit CT-Information dargestellt (Bestrahlungsplanung eines Ösophagus-Karzinoms).

Obwohl eine exakte Definition der biologischen Parameter zur Zeit noch nicht möglich ist, zeigt sich, daß Reparaturfähigkeit des Gewebes und Dosisfraktionierung in ihrer Relevanz für das Auftreten von Strahlenschäden nicht unterschätzt werden dürfen. In den vergangenen Jahren wurden verschiedene Berechnungsverfahren für biologische Dosiswerte vorgestellt, deren Auswertungen jedoch zum Teil recht unterschiedliche Daten ergeben (Ragazzi et al. 1999; Holloway et al. 2002; Stavreva et al. 2003).

Für diese Arbeit wurde das Modell der biologischen Isoeffekt-Dosis nach Beck-Bornholdt verwendet, das in der Universitätsklinik Eppendorf (UKE) entwickelt wurde (Beck-Bornholdt et al. 1991).

2.1.6 Planbeurteilung am Bestrahlungsplanungssystem

Eine berechnete Dosis- oder Isoeffektverteilung muß dem Therapeuten in geeigneter Weise präsentiert werden, damit er die Qualität des Bestrahlungsplanes beurteilen kann. Zeigt sich, daß die gewählten Parameter zu einer günstigen Dosisverteilung (Dosiskonzentration im Zielvolumen, möglichst weitgehende Schonung der Risikoorgane) geführt haben, so kann die Bestrahlung des Patienten mit diesen Parametern durchgeführt werden. Andernfalls ist eine erneute Berechnung mit modifizierten Parametern (Planoptimierung) erforderlich.

Die Planbeurteilung erfolgt vorwiegend am Bildschirm, wobei im allgemeinen drei Darstellungsverfahren verwendet werden:

Transversale **Schnittbilder** ermöglichen die schichtweise Beurteilung des Bestrahlungsplanes. Auf ihnen können die Volumes of Interest gemeinsam mit Liniendarstellungen der Dosisverteilung (Isodosen) farbigen dargestellt werden. Die Isodosen beschreiben ähnlich wie Höhenlinien in Geländekarten Bereiche gleicher Strahlendosis, wobei ein steiler Dosisanstieg durch eng nebeneinander liegende Isodosen repräsentiert wird. Diese Schnittbilder können am Bildschirm mit den CT-Informationen unterlegt werden, so daß auch ein Zugriff auf weitere anatomische Informationen möglich ist (Abbildung 5).

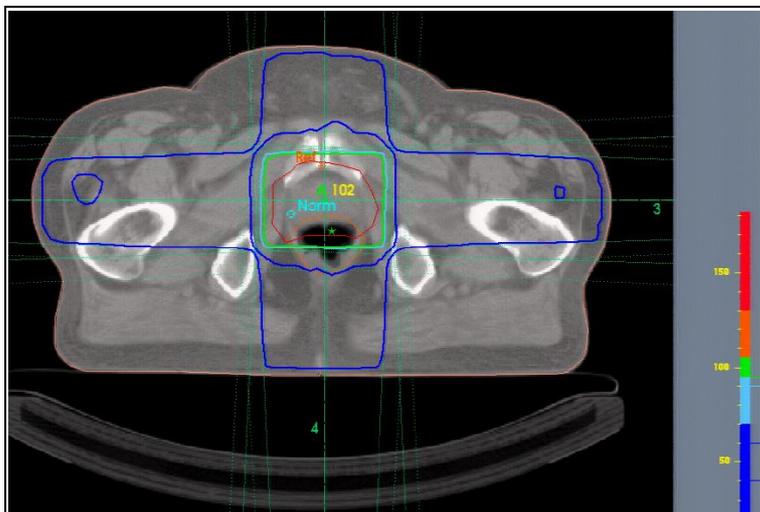


Abbildung 5: Schichtweise Beurteilung eines Bestrahlungsplanes (Prostata-Karzinom am Planungssystem HelaxTMS): Vol-Konturen (rot und orange) werden mit Isodosenlinien (blau und grün – siehe Skala rechts) dem CT-Schnittbild des Beckens überlagert.

Eine schichtweise Betrachtung von Bestrahlungsplänen ist sehr zeitaufwendig und erfordert ein gutes räumliches Vorstellungsvermögen. Zwar werden die meisten Bereiche mit Über- oder Underdosierungen leicht erkannt, doch ist für die Beurteilung ihrer Relevanz die gedankliche dreidimensionale Rekonstruktion der benachbarten Strukturen notwendig. Auch der Vergleich alternativer Bestrahlungspläne ist über die Betrachtung korrespondierender Schnittbilder nur unter Berücksichtigung der Gesamtpläne möglich.

Das **Dosis-Volumen-Histogramm (DVH)** reduziert die Dosisverteilung in einem VoI (Risikoorgan oder Zielvolumen) auf eine zweidimensionale Linien-graphik, welche direkt beurteilt und mit Alternativplänen verglichen werden kann (Abbildung 6). Hierbei wird für jeden Dosiswert der Volumenanteil am untersuchten Objekt bestimmt und dem Gesamtvolumen als Prozentwert gegenübergestellt. Die resultierende Kurve gibt sowohl Aufschluß über den Volumenanteil eines Risikoorgans, welcher besonders hohe Dosiswerte aufweist („hot spots“), als auch über den Prozentsatz von Unterdosierungen („cold spots“) im Zielvolumen (*Chen 1988; Drzymala et al. 1991*). Kleine Bereiche von Fehldosierungen können auf Schnittbildern übersehen und auf 3D-Oberflächenbildern wegen ihrer Lage im Objektinneren eventuell nicht dargestellt werden, auf dem DVH sind sie immer zu erkennen.

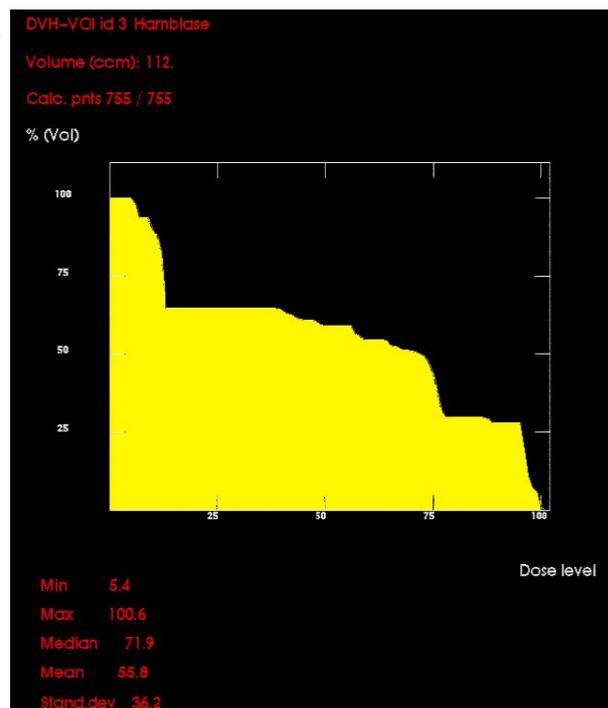


Abbildung 6: Dosis-Volumen-Histogramm der Harnblase (Bestrahlung eines Prostatakarzinoms) Hier sind die im Risikoorgan Harnblase auftretenden Dosiswerte als Prozentsatz des Organvolumens aufgetragen. Darstellung mit HelaxTMS.

Da das DVH keine Information über die räumliche Verteilung der einzelnen Dosiswerte enthält, ist es nicht möglich, Über- oder Unterdosierungen zu lokalisieren. Hierzu muß auf räumliche oder schichtweise Darstellungen zurückgegriffen werden.

Räumliche Rekonstruktionen werden bei den in der Arbeit eingesetzten Bestrahlungsplanungssystemen durch die Überlagerung von VoI-Konturen oder durch triangulierte Netzgittermodelle realisiert. Bei der VoI-Überlagerung entsteht ein quasi dreidimensionales Bild, das aus allen Richtungen betrachtet werden kann, jedoch keine Tiefeninformation enthält. Durch die Triangulation der Netzgittermodelle entstehen schattierbare Objektoberflächen, die einen besseren dreidimensionalen Eindruck vermitteln. Die Dosisverteilung wird über ringförmige Isodosisbereiche dargestellt, zwischen denen die Objektoberfläche sichtbar ist (Abbildung 7).

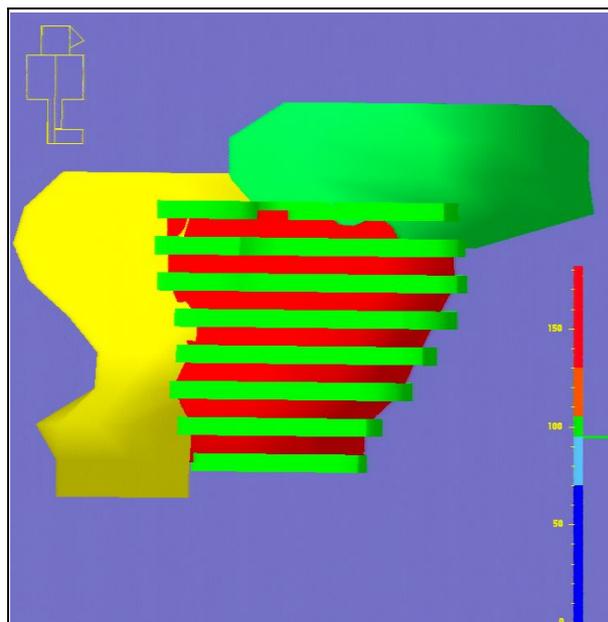


Abbildung 7: 3D-Rekonstruktion der VoI im Bestrahlungsplanungssystem HelaxTMS: Den VoI einer Prostata-Bestrahlung (Zielvolumen rot, Harnblase grün, Rektum gelb) ist die 95%-Isodose (grün) ringförmig überlagert.

Schon bei der Definition der Bestrahlungsfelder kommt ein Sonderfall der dreidimensionalen Rekonstruktion zum Einsatz, der **Beam's-Eye-View (BEV)** (Goitein et al. 1983; Low et al. 1990). Hierbei wird der Standpunkt des Betrachters in die Position der Strahlenquelle verlegt, so daß die Divergenz des Strahlenfeldes der perspektivischen Verzerrung des Strahlenfeldes entspricht. Auf diese Weise können die Blendenpositionen den Konturen des Zielvolumens angepasst werden. Durch veränderte Blickwinkel lassen sich die Bestrahlungsfelder so ausrichten, daß die Risikoorgane möglichst wenig vor oder hinter dem Zielvolumen liegen und durch eine entsprechende Feldgeometrie von den Strahlenfeldern optimal ausgespart bleiben (Abbildung 8).

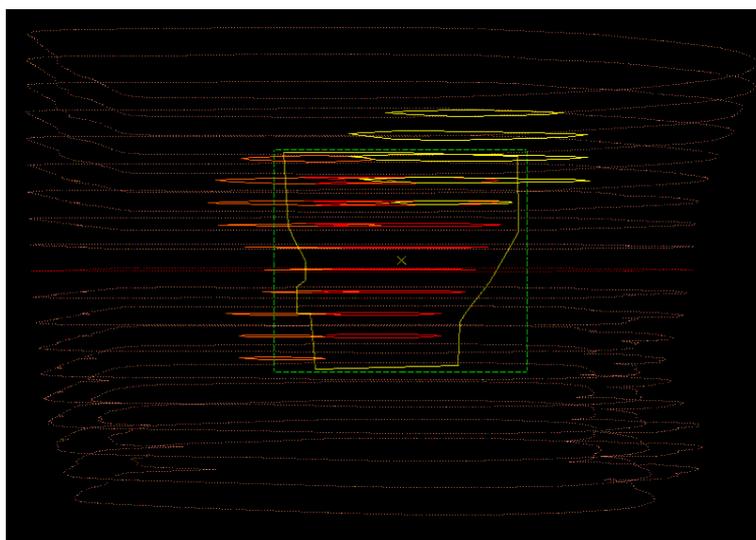


Abbildung 8: Beam's-Eye-View aus HelaxTMS: Zur Festlegung der Feldgröße werden die VoI-Konturen einer Prostata-Bestrahlung (Zielvolumen rot, Harnblase gelb, Rektum orange, Hautoberfläche angedeutet) ringförmig dargestellt und mit der Form des Bestrahlungsfeldes überlagert.

2.2 Die Beurteilung der Bestrahlungspläne mit VOXEL-MAN

Die eingeschränkten dreidimensionalen Visualisierungsmöglichkeiten der eingesetzten Planungssysteme erfordern zur exakten Planbeurteilung neben der Betrachtung verschiedener DVH (Zielvolumen und Risikoorgane) auch die Untersuchung einzelner orthogonaler Schichtbilder zur Lokalisation erkannter Fehldosierungen. Diese Einschränkungen sollen durch den Einsatz des 3D-Visualisierungssystems VOXEL-MAN reduziert werden. Das System wurde am Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin, IMDM (heute: Institut für Medizinische Informatik, IMI) der Universität Hamburg entwickelt und dient der Exploration volumenbasierter medizinischer Daten. Es ermöglicht die Verknüpfung voxelbasierter Volumendaten mit strukturellen und funktionellen Informationen, so daß mit ihm anatomische und funktionelle 3D-Atlanten entwickelt und interaktiv untersucht werden können. (Tiede et al. 1993)

Die meisten für die Strahlentherapie relevanten Funktionen sind in VOXEL-MAN schon enthalten; weitere Zusatzfunktionen, wie die Berechnung von Dosis-Volumen-Histogrammen, lassen sich durch einen modularen Aufbau des Systems problemlos integrieren. Verschiedene strahlentherapeutische Funktionen wurden im Rahmen dieser Arbeit in einem mausgesteuerten Zusatzmenü zusammengefasst, wodurch komplexe Funktionsfolgen schnell und ohne aufwendige Tastaturbefehle abgerufen werden können.

2.2.1 Die Datenstruktur in VOXEL-MAN, das „Intelligente Volumen“

Als volumenbasiertes Visualisierungssystem für medizinische Daten benutzt VOXEL-MAN anatomische Informationen aus dreidimensionalen Untersuchungen, die man vor allem in den Datenvolumina der Computertomographie (CT) oder der Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT) findet. Als kleinste räumliche Einheit dient das kubische „Voxel“ (von „volume element“), das aus dem zweidimensionalen Bildpunkt „Pixel“ („picture element“) einer CT- oder MRT-Schicht unter Einbeziehung der Schichtdicke beziehungsweise des Schichtabstandes entsteht.

Weitere räumliche Informationen wie die Zugehörigkeit zu anatomischen Organen oder Funktionseinheiten, die Gefäßversorgung oder absorbierte Strahlendosis werden auf Voxel Ebene festgelegt und in sogenannten Attributvolumina gespeichert. Zusammengehörige Bereiche erhalten hierbei einen gemeinsamen Attributwert, über den der Zugriff auf das jeweilige Objekt möglich ist.

Die voxelweise Verknüpfung aller Attributvolumina mit den radiologischen Daten aus CT und MRT wird als „Intelligentes Volumen“ bezeichnet. Von jedem Punkt des Datenvolumens ist der

Zugriff auf alle dort vorhandenen Informationen möglich, über eine Datenbank können sowohl objektspezifische Zusatzinformationen als auch übergeordnete Objekte angesprochen werden (*Schiemann et al, 1994; Höhne et al., 1995*).

Auch PET- und SPECT-Daten können in gleicher Weise eingebunden werden, wenn wie bei der Verknüpfung von CT und MRT auf eine exakte Angleichung der Koordinaten geachtet wird (*Schiers et al. 1989*).

Für die Strahlentherapie enthält das Intelligente Volumen neben den CT-Daten mindestens zwei Attributvolumina, bei speziellen Fragestellungen können bis zu fünf Attributvolumina eingebunden werden (Abbildung 9):

- Die **Volumes of Interest** finden sich als Attributwerte des Zielvolumens und aller Risikoorgane im VoI-Attributvolumen, wobei durch gegenseitige Überlappung entstandene Teilobjekte mit Zugehörigkeit zu mehreren Objekten eigene Attributwerte aufweisen.
- **Dosisinformationen** werden als Prozentwerte der Referenzdosis vom Bestrahlungsplanungssystem gespeichert und stehen als Dosis-Attributvolumen dem Intelligenten Volumen zur Verfügung, wobei die auf ein Voxel einwirkende Dosis direkt als Attributwert übernommen wird. Beim Vergleich mehrerer alternativer Bestrahlungspläne oder zwischen physikalischer und biologischer Dosis ist jeweils ein eigenes Dosisvolumen notwendig.
- In der Regel wird ein drittes Datenvolumen mit weiteren **anatomischen Informationen** neben den VoI zur besseren räumlichen Orientierung eingebunden, es enthält beispielsweise Haut- und Knochendefinitionen.
- **Zusätzliche räumliche Untersuchungsmethoden**, wie **MRT oder SPECT**, können als weitere Datenvolumina ebenfalls in das Intelligente Volumen integriert werden.

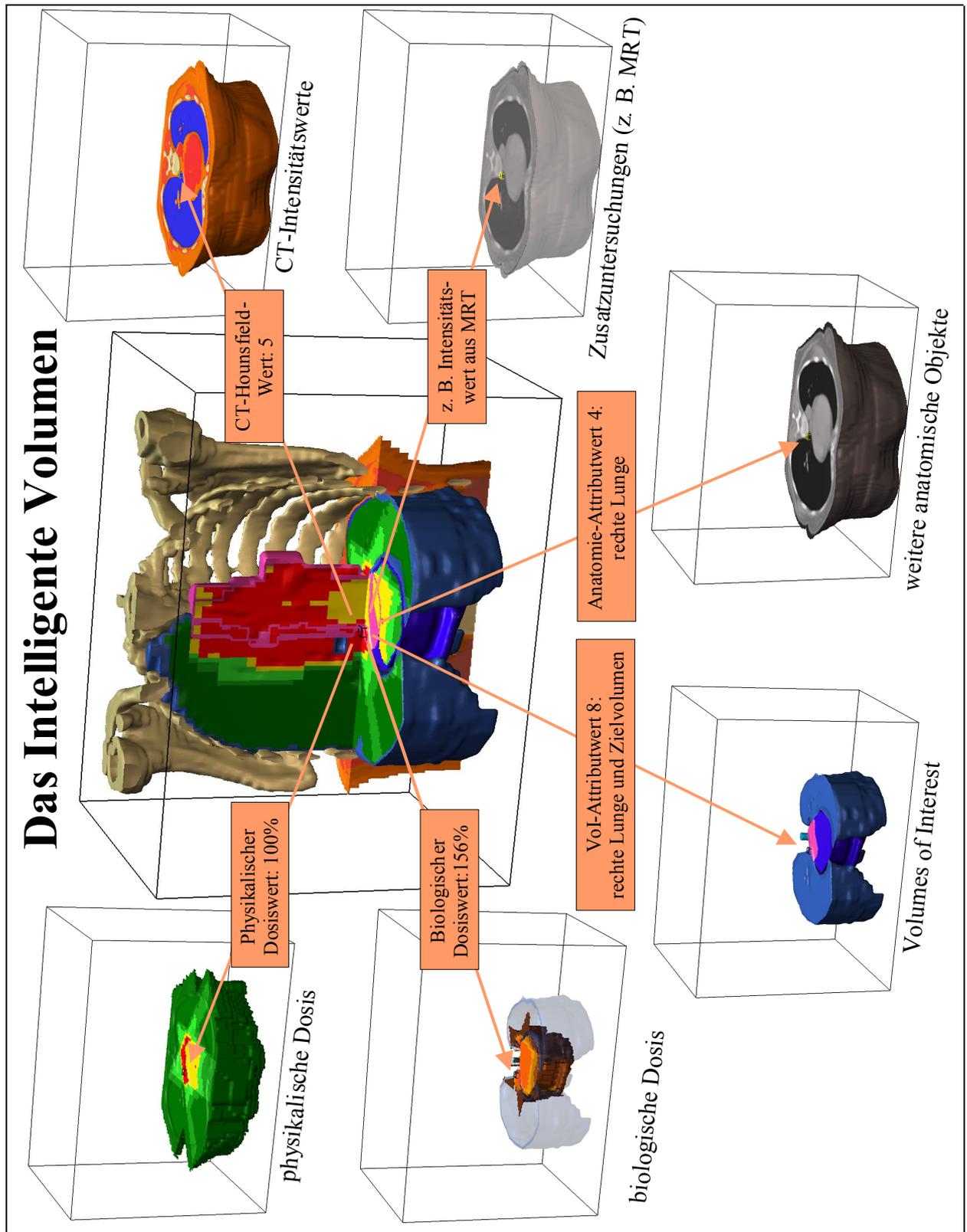


Abbildung 9: Die räumliche Informationsebene des "Intelligenten Volumens" mit Zugriffsmöglichkeit auf alle Attribute zu einem gewählten Voxel (Bestrahlungsplanung eines Ösophagus-Ca): Die physikalische Dosis entspricht dem Referenzwert (100%), während der biologische Dosiswert (156%) eine deutliche Überschreitung der gewebespezifischen Toleranzdosis beschreibt. Diese Überschreitung beruht auf der Überlappung des Zielvolumens mit der rechten Lunge (Attributwert 8 im Vol-Volumen, Objektbeschreibung aus Datenbank). Weitere anatomische Objekte neben den Vol finden sich hier nicht (Attributwert 4 im Anatomie-Volumen beschreibt in der Datenbank ebenfalls die rechte Lunge). Zur Darstellung auf Schnittbildern kann auf den Hounsfield-Wert (5) des CT-Volumens oder auf andere medizinische Datenvolumina (z. B. MRT) zugegriffen werden.

Neben den Daten- und Attributvolumina besteht das Intelligente Volumen aus einer umfangreichen Datenbank, in der die Objektbezeichnung zu jedem Wert in den Attributvolumina hinterlegt ist. Zusätzlich zu diesen Einzelobjekten können weitere Objekte ohne direkten Bezug zu einzelnen Attributwerten definiert werden, die über relationale Beziehungen mehrere Einzelobjekte oder untergeordnete Gruppenobjekte beinhalten. Diese Relationen ermöglichen den Aufbau komplexer hierarchischer Strukturen, wobei jedes Objekt unabhängig von seiner Position einzeln angesprochen werden kann (Abbildung 10).

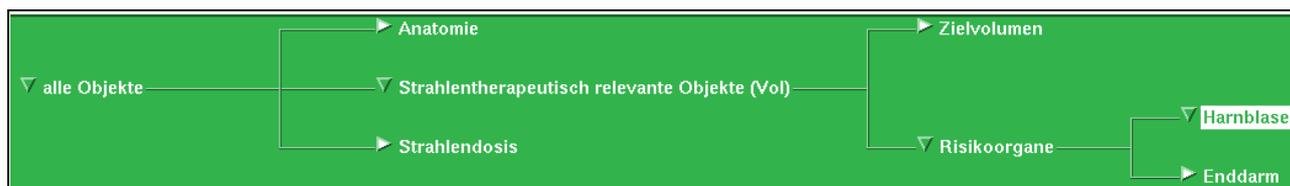


Abbildung 10: Hierarchische Objektstruktur am Beispiel einer Prostata-Bestrahlungsplanung. Die einzelnen Risikoorgane Harnblase und Enddarm können auch gemeinsam (Objekt "Risikoorgane") oder mit dem Zielvolumen als "Strahlentherapeutisch relevante Objekte (Vol)" angesprochen werden. Auf der obersten Hierarchieebene ist über "alle Objekte" ein Zugriff auf das gesamte Intelligente Volumen möglich.

In gleicher Weise ist eine Verknüpfung von Objekten aus verschiedenen Attributvolumina möglich, um beispielsweise gemeinsame Versorgungsgebiete oder Funktionseinheiten festzulegen.

Für jedes Objekt enthält die Datenbank Informationen zur Darstellung am Bildschirm mit Visualisierungsparametern wie Farbe und Schattierung. In Text- oder Bilddateien gespeicherte objektspezifische Zusatzinformationen können über die Datenbank abgerufen und in einem Zusatzfenster von VOXEL-MAN dargestellt werden.

Das Auftreten von Objektüberschneidungen macht die Verwendung von Unterobjekten notwendig. Ragt beispielsweise das Zielvolumen in ein Risikoorgan hinein, so müssen insgesamt drei Unterobjekte definiert werden: „Zielvolumen alleine“, „Risikoorgan alleine“ und „Zielvolumen und Risikoorgan gemeinsam“. Zur Auswahl des Zielvolumens wird dann auf „Zielvolumen alleine“ und „Zielvolumen und Risikoorgan gemeinsam“ zugegriffen, das Risikoorgan besteht entsprechend aus „Risikoorgan alleine“ und „Zielvolumen und Risikoorgan gemeinsam“.

2.2.2 Die Darstellung von Volumeninformation

Die Visualisierung festgelegter Objektkombinationen erfolgt bei VOXEL-MAN nach dem „ray-tracing“-Verfahren (Whitted 1980) als volumenbasierte Oberflächendarstellung. Hierbei erfolgt eine Darstellung von Objekten mit festgelegten Eigenschaften unter Berücksichtigung von Betrachtungsrichtung, verschiedenen Lichtquellen und der Oberflächenbeschaffenheit der darzustellenden

Objekte. Auf einer zwischen Betrachter und Datenvolumen gelegenen Bildebene wird jeder Bildpunkt durch einen in Betrachtungsrichtung ausgesandten Strahl untersucht. Dieser durch die Betrachterposition und das jeweilige Pixel der Abbildungsebene festgelegte Strahl durchdringt das Datenvolumen, wobei jedes in seinem Verlauf gelegene Voxel auf die Übereinstimmung seines Attributwertes mit den Attributen der darzustellenden Information überprüft wird. Stimmen diese Werte überein, so gehört das entsprechende Voxel zu der darzustellenden Information und wird als Teil der Bildebene am Bildschirm visualisiert. Durchläuft der Strahl das Datenvolumen, ohne auf ein Voxel mit passendem Attributwert zu treffen, wird der Bildhintergrund dargestellt. Sollen Objekte transparent visualisiert werden, erfolgt eine Überlagerung der Objektfläche mit den in Strahlrichtung dahinter gelegenen Voxeln, deren Attributwerte ebenfalls zu den darzustellenden Objekten gehören (*Höhne 1987; Tiede et al., 1990*).

Die Farbe und Helligkeit eines Bildpunktes errechnet sich nach dem Phong'schen Beleuchtungsmodell (*Phong 1975*) aus den Positionen der Lichtquellen und den Schattierungsparametern des darzustellenden Objektes, wobei vor allem die Berücksichtigung der Oberflächenneigung zu einer realistischen Schattierung beiträgt. Diese Neigung kann für anatomische Objekte nach der Grauwert-Gradienten-Methode (*Höhne et Bernstein 1986*) aus dem radiologischen Datenvolumen bestimmt werden, bei Dosisdarstellungen wird auf das Dosis-Attributvolumen zurückgegriffen.

2.2.3 Die Erstellung zusätzlicher Attributvolumina durch Segmentation

Beim Einsatz von VOXEL-MAN als Visualisierungswerkzeug für zuvor berechnete Bestrahlungspläne können die wichtigsten Attributvolumina (Volumes of Interest und Dosisverteilungen) aus dem Bestrahlungsplanungssystem übernommen werden. Für zusätzliche anatomische Objekte zur Verbesserung der räumlichen Orientierung (vor allem Knochen) oder zur Unterteilung von Risikoorganen, die zunächst als Einheit definiert wurden (beispielsweise Bestimmung der Lungenflügel und -lappen im Risikoorgan Lunge) kann das in VOXEL-MAN integrierte interaktive Segmentationssystem verwendet werden, welches über schwellwertbasierte dreidimensionale Funktionen die meisten anatomischen Objekte mit wenigen Zwischenschritten voneinander trennt (*Höhne et Hanson 1992; Schiemann et al. 1992*).

Während der Segmentation können alle Arbeitsschritte auf den orthogonalen Schnittbildern kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert werden. Die bearbeiteten Strukturen werden den radiologischen Schnittbildern farbig überlagert und in einem dreidimensional rekonstruierten Bild mit freiem Blickwinkel räumlich dargestellt. Hierbei wirken sich die Segmentationsbefehle sofort auf

alle drei Schnittebenen aus, die dreidimensionale Rekonstruktion erfolgt wegen des höheren Zeitaufwandes nur auf Anforderung (Abbildung 11).

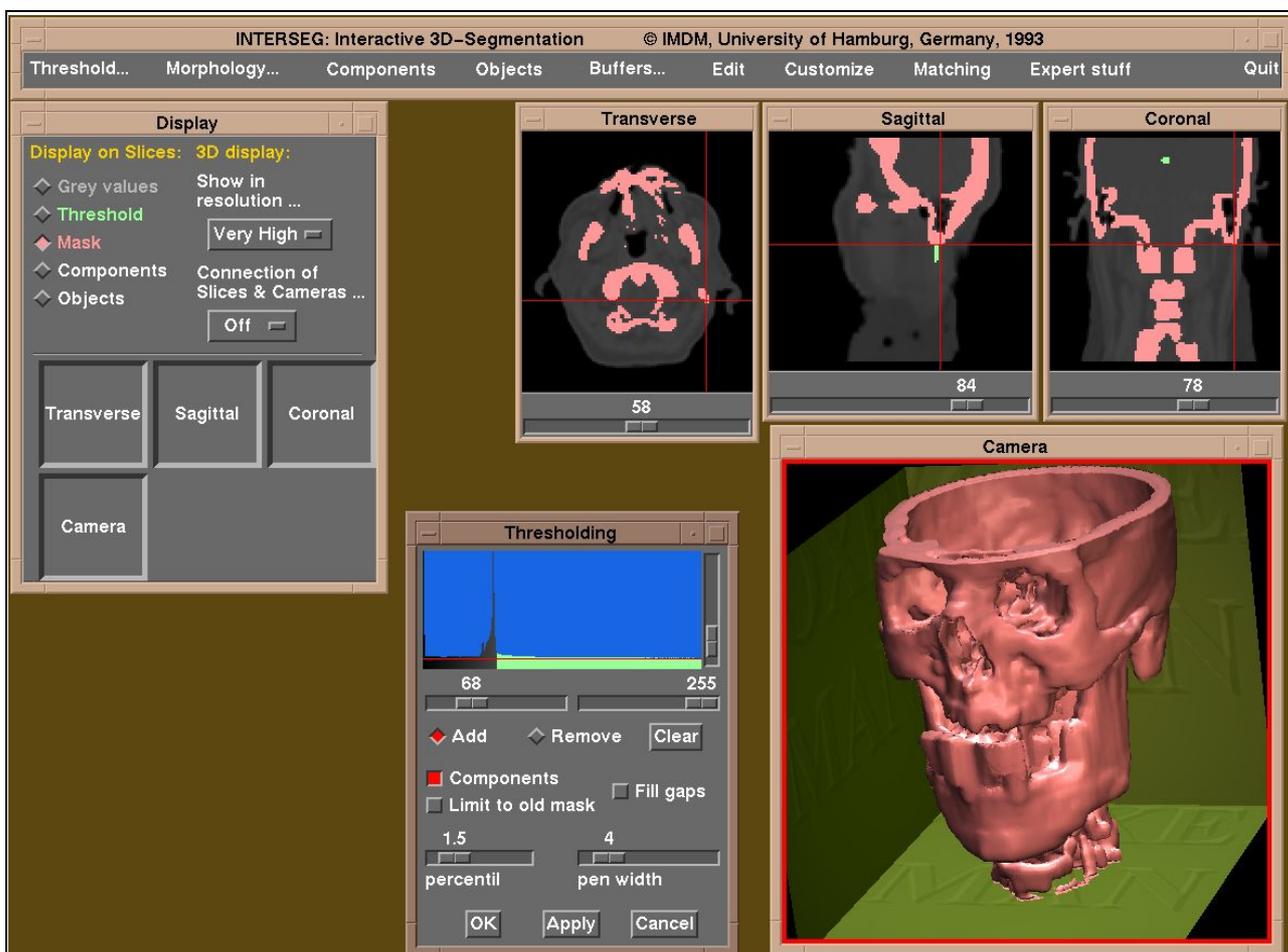


Abbildung 11: Segmentationsbildschirm in VOXEL-MAN. Über die Schwellwertbestimmung wird ein Intensitätsbereich des radiologischen Datenvolumens (hier hohe Intensitäten zur Knochensegmentation aus einem CT-Datensatz des Kopfes) ausgewählt, auf den orthogonalen Schnittbildern farbig markiert und, falls gewünscht, dreidimensional rekonstruiert.

Als schwellwertbasiertes Verfahren verwendet VOXEL-MAN Intensitätsunterschiede im radiologischen Datenvolumen als Grundlage der Segmentation. Die interaktive Bestimmung eines oberen und eines unteren Schwellwerts (*Threshold*) legt einen Intensitätsbereich fest, welcher das zu segmentierende Objekt vollständig beinhaltet. Neben dem gewünschten Objekt sollten möglichst wenige zusätzliche Strukturen in diesem Bereich gelegen sein, im optimalen Fall (zum Beispiel bei Knochen) entspricht der Schwellwerte-Bereich exakt dem Objekt und kann mit einem eindeutigen Attributwert im Attributvolumen gespeichert werden.

Häufig finden sich jedoch zusätzliche Objekte in diesem Intensitätsbereich, welche interaktiv vom gewünschten Objekt getrennt werden müssen.

Hierzu stehen folgende Hilfsmittel zur Verfügung:

- die Komponentenanalyse
- die morphologischen Funktionen Erosion und Dilation
- Schnitt- und Füllfunktionen
- logische Operationen (AND, OR, XOR und NOT)
- die Zwischenspeicherung von Teilergebnissen
- die manuelle Bearbeitung auf Voxel Ebene

Die Komponentenanalyse (*Connected Components Analysis*) ermöglicht eine Auftrennung des gewählten Bereichs in einzelne Komponenten, wenn diese räumlich voneinander getrennt sind (siehe Abbildung 12). Diese Komponenten werden in unterschiedlichen Farben dargestellt und können in beliebiger Kombination gespeichert oder weiter bearbeitet werden.

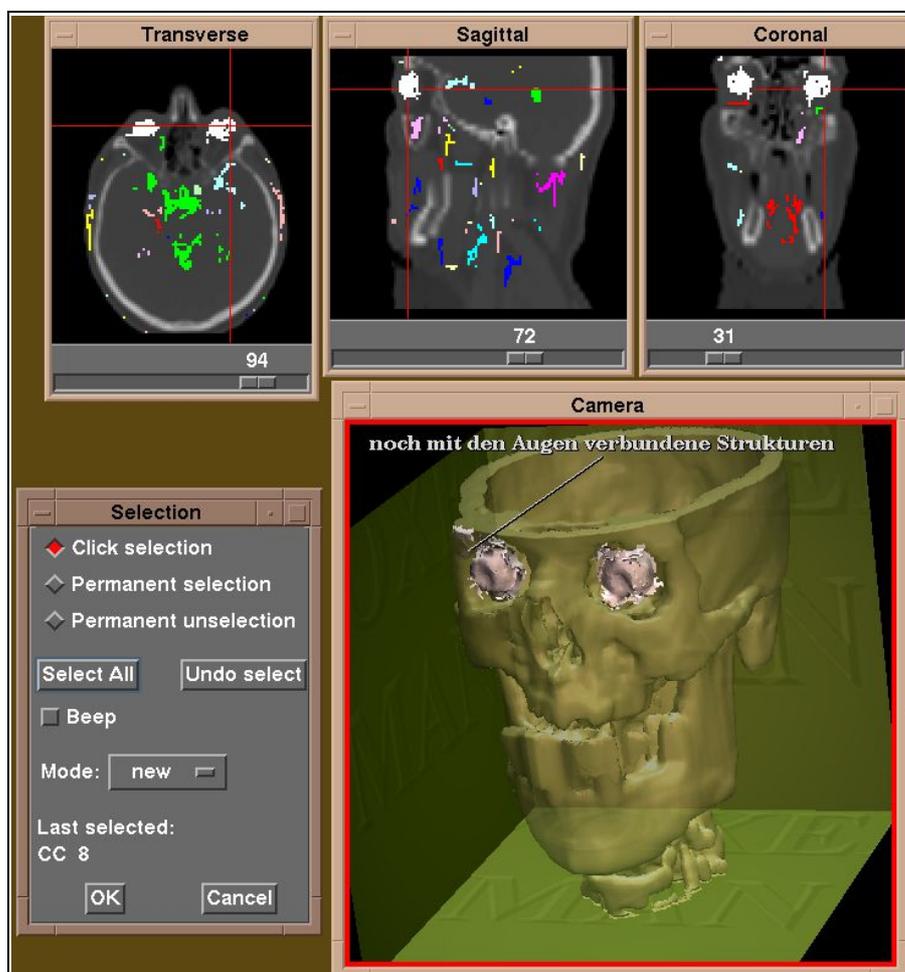


Abbildung 12: Bei der Segmentation der Augen beinhaltet der gewählte Intensitätsbereich weitere Strukturen (in den orthogonalen Schnittebenen farbig dargestellt). Durch die Komponentenanalyse können von den Augen getrennten Bereiche von der weiteren Bearbeitung ausgeschlossen werden.

Die Entfernung von Verbindungen zwischen Objekt und ihm nicht zugehörigen Strukturen im gleichen Intensitätsbereich ist Vorbedingung für deren Trennung per Komponentenanalyse. Bei schmalen Gewebebrücken gelingt dies mit der morphologischen Operation *Erosion*, welche den Bereich dreidimensional um die Größe eines zu wählenden Strukturelementes verkleinert (Abbildung 13).

Sind im Rahmen des Schrumpfungsprozesses die störenden Verbindungen weggefallen, so kann die Komponentenanalyse erfolgen und die dem Objekt zugehörigen Komponenten durch *Dilation* wieder zur Ausgangsgröße erweitert werden (Abbildung 14).

Dicht unter der Oberfläche gelegene Hohlräume im gewählten Intensitätsbereich sollten vor den morphologischen Operationen mit der Füllfunktion (*Fill*) ausgefüllt werden, um den Verlust schmaler Konturbereiche bei der Erosion zu vermeiden. Während entfernte Konturen bei der Dilation nicht wieder erzeugt werden können, ermöglicht die Zwischenspeicherung von Teilergebnissen (*Put Buffer* und *Get Buffer*) in Verbindung mit logischen Operationen (*AND*, *OR*, *XOR* und *NOT*) das Wiederherstellen der Hohlräume.

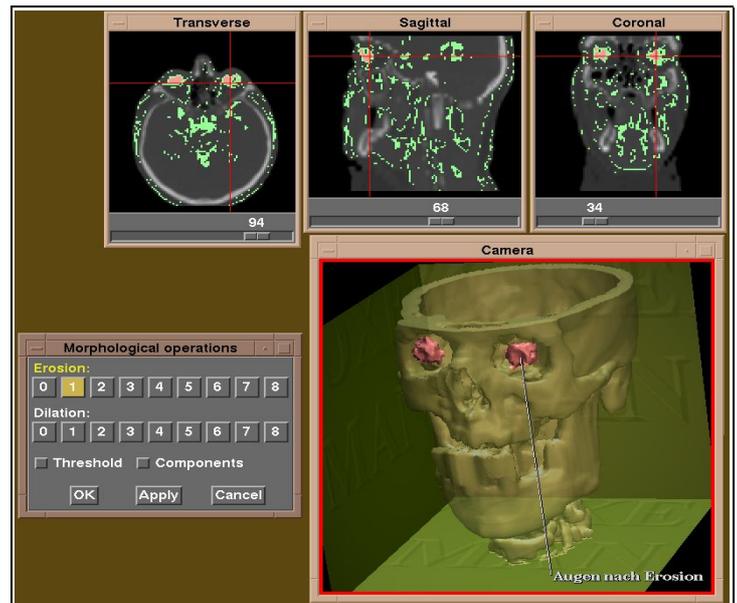


Abbildung 13: Entfernung von Gewebebrücken durch die morphologische Funktion „Erosion“, welche die Ränder der zu bearbeitenden Strukturen entsprechend einem Strukturelement entfernt. Da der fehlerhafte Bereich am rechten Auge vollständig entfernt wurde, erübrigt sich in diesem Fall eine erneute Komponentenanalyse mit Selektion der gewünschten Regionen (vergleiche Abbildung 12).

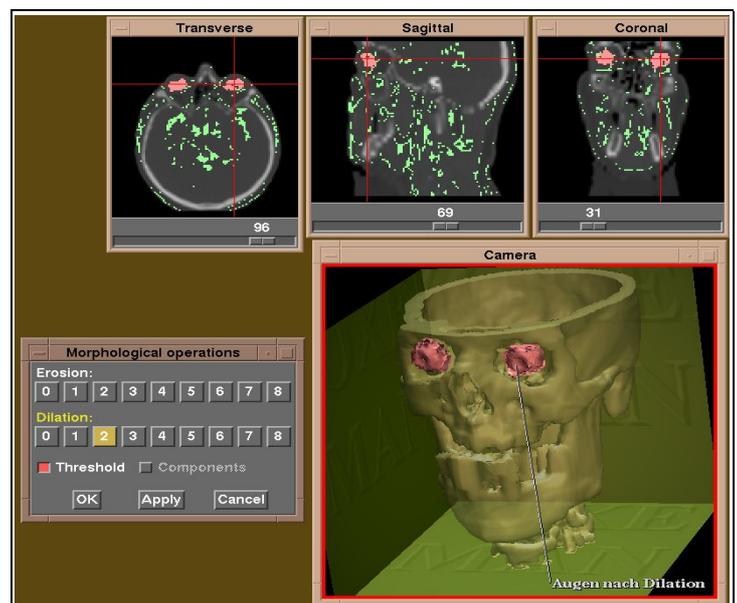


Abbildung 14: Durch „Dilation“ werden die Augen wieder auf ihre Ausgangsgröße erweitert. Zum sicheren Erreichen der Schwellwertgrenze kann ein etwas größeres Strukturelement gewählt werden, wenn die Ausdehnung auf den Intensitätsbereich begrenzt bleibt. Als Ergebnis sind die fertig segmentierten Augen zu sehen, welche mit einem eindeutigen Attributwert im Attributvolumen gespeichert werden.

Auch für die Bestimmung von Differenzobjekten und Objektkonturen (Subtraktion eines Objektes nach Erosion vom Originalobjekt) werden Zwischenspeicherungen und logische Operationen benötigt.

Für Objekte ohne vollständige Abgrenzung zur Umgebung (beispielsweise miteinander verwachsene Lungenlappen) oder ohne radiologisch erkennbares anatomisches Korrelat wie das Zielvolumen ist stellenweise eine manuelle Segmentation notwendig. Neben der voxelweisen Kontureneingabe oder Trennung benachbarter Strukturen können geometrische Formen als Ausgangspunkt für Objektdefinitionen festgelegt und dann modifiziert werden. Langgestreckte Strukturen wie Gefäße und Nerven lassen sich durch die automatische Verbindung definierter Einzelpunkte generieren (*Rheinwald 1996*).

Jedes Voxel eines fertig segmentierten Objektes wird mit einem eindeutigen Attributwert im Attributvolumen gespeichert und kann als Teil des Intelligenten Volumens bei der Exploration der Volumendaten auf Voxel Ebene angesprochen werden.

2.2.4 Exploration des dreidimensionalen Datenvolumens

Die Darstellung eines zu untersuchenden Datenvolumens erfolgt bei VOXEL-MAN auf einem oder mehreren dreidimensional rekonstruierten Bildern, denen orthogonale Schnittbilder und textliche oder graphische Zusatzinformationen zur Seite gestellt werden können. Die grundlegenden Funktionen zur Bearbeitung der Daten werden über einen Servicebereich am linken Bildschirmrand angesprochen, über die Menüleiste lassen sich Untermenüs für weitergehende Funktionen aufrufen (Abbildung 15).

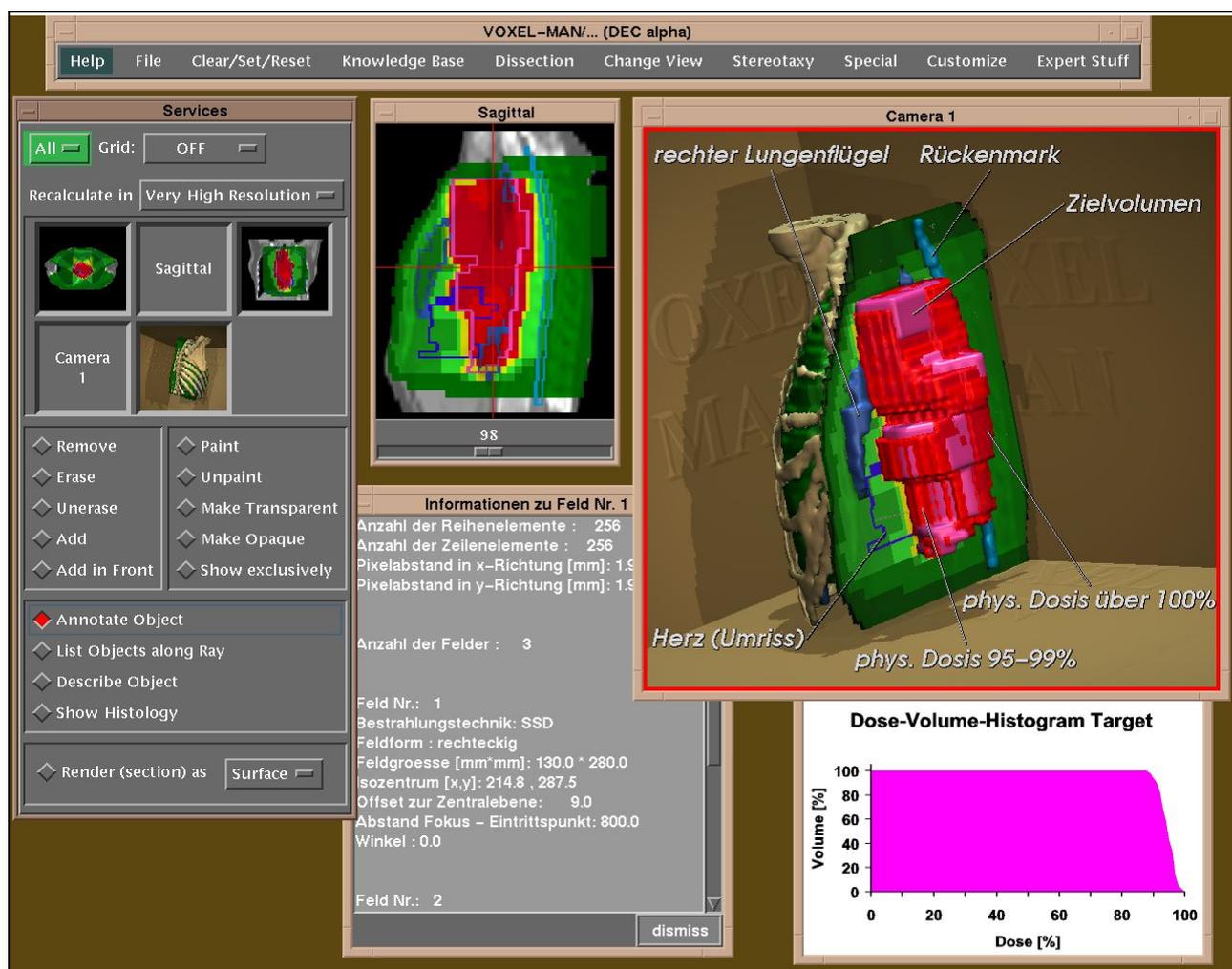


Abbildung 15: Die Benutzeroberfläche von VOXEL-MAN. Die Funktionen zur Auswahl und Bearbeitung der dargestellten Objekte werden über den Servicebereich (am linken Rand) oder über die Menüleiste angesprochen. Auf einem oder mehreren 3D-Bildern mit beliebiger Blickrichtung lassen sich freie Objektkombinationen wählen, orthogonale Schnittbilder sowie graphische und textliche Zusatzinformationen können gleichzeitig dargestellt werden. Dieses Beispiel zeigt anhand einer thorakalen Bestrahlungsplanung den Blick auf Zielvolumen (Ösophaguskarzinom) und 100%-Dosisbereich, Risikoorgane und Knochen sind angeschnitten, wobei Schnittfläche und Lungenoberfläche hinter der Schnittebene mit Dosisfarben überlagert sind. In zusätzlichen Fenstern sind ein sagittales Schnittbild durch das Zielvolumen mit Vol- und Dosisinformation, ein Textfenster mit den Parametern der Bestrahlungsplanung und das Dosis-Volumen-Histogramm des Zielvolumens dargestellt, im Servicebereich findet sich die rückwärtige 3D-Ansicht sowie die transversale und koronare Schnittebene.

Die Exploration des Datenvolumens wird mit VOXEL-MAN durch eine Vielzahl von Funktionen erleichtert, welche sich in verschiedene Bereiche gliedern:

- Zusammenstellung von Objektkombinationen: *Add Object, Remove Object, Show Object exclusively, Add Object in Front*
(direkt im Servicebereich)
- Transparenz und Anfärbung von Objekten: *Make Transparent / Opaque, Radiology, Paint / Unpaint Object*
(direkt im Servicebereich)
- Festlegung von Blickwinkel und Bildausschnitt: *Change View*
(Untermenü über Menüleiste erreichbar)
- Definition beliebiger Schnittebenen: *Dissection*
(Untermenü über Menüleiste erreichbar)
- Objektbeschriftung und Zusatzinformationen: *Annotate Object, Describe Object, Show Histology*
(direkt im Servicebereich)
- Parametermodifikation: *Customize*
(Untermenü über Menüleiste erreichbar)

Zur Zusammenstellung gewünschter Objektkombinationen müssen diejenigen Objekte bestimmt werden, welche darzustellen oder zu entfernen sind. Hierzu kann jedes auf Schnitt- oder 3D-Bildern sichtbare Voxel des Intelligenten Volumens mit der rechten Maustaste selektiert werden. Von diesem ausgehend ermöglicht das am Ort der Mausektion erscheinende hierarchische Kontextmenü die Auswahl jedes Objektes, das dieses Voxel beinhaltet. Diese Auswahlmöglichkeit ist unabhängig vom jeweils dargestellten Attribut, da durch direkten Zugriff auf das Intelligente Volumen alle Attribute des ausgewählten Voxels angesprochen und im Kontextmenü bereitgestellt werden.

Alternativ zur voxelbasierten Objektauswahl lässt sich über die Menüleiste eine alphabetische oder hierarchische Liste aller Objekte aufrufen, aus der ebenfalls auf jedes gewünschte Objekt zugegriffen werden kann (Abbildung 16).

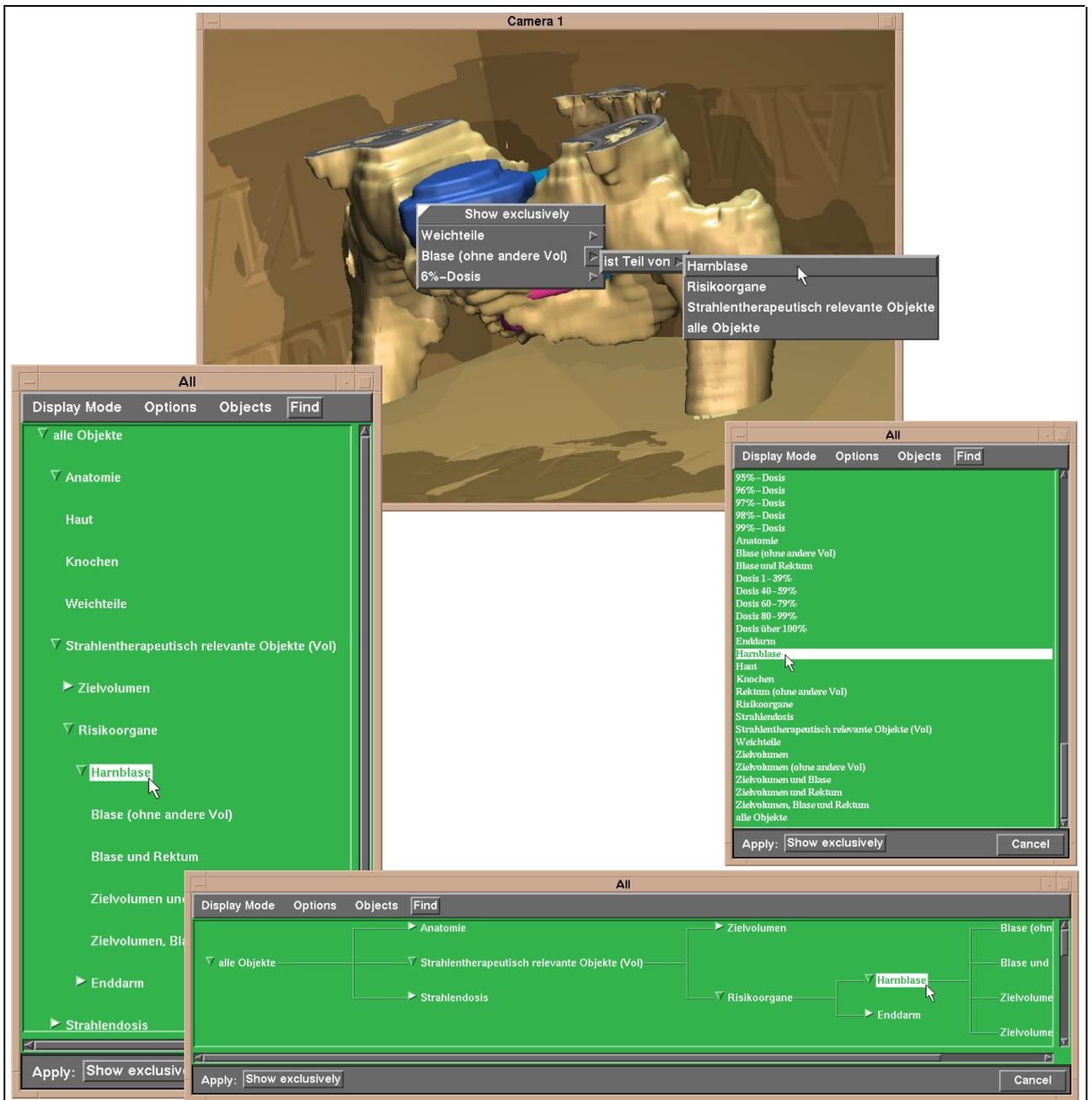


Abbildung 16: Die Objektauswahl kann voxelbasiert an jedem Punkt des 3D-Bildes (oben) erfolgen, wobei durch eine Mausektion ein hierarchisches Kontextmenü zu dem gewählten Voxel erscheint. Über das Kontextmenü können alle dieses Voxel beinhaltenden Objekte jedes Attributvolumens ausgewählt werden. Im Beispiel wird die Harnblase aus dem Vol-Attributvolumen gewählt. Als Alternative stehen eine hierarchische (Mitte links) und eine alphabetische Liste (Mitte rechts) sowie die Objekthierarchie als Baumstruktur zur Auswahl mit der Maus zur Verfügung (unten).

Ein ausgewähltes Objekt wird, je nach zuvor aktivierter Funktion, den dargestellten Objekten hinzugefügt (**Add Object**), aus der Objektkombination entfernt (**Remove Object**) oder nach Entfernung aller anderen Objekte exklusiv visualisiert (**Show Object exclusively**). Momentan nicht sichtbare Objekte können entweder über ihren Namen aus einer Objektliste oder mit einer Mausaktion aus einem orthogonalen Schnittbild gewählt werden. Im 3D-Bild lassen sich Objekte direkthinzufügen, falls sie in Blickrichtung vor den visualisierten Objekten liegen (**Add Object in Front**). Durch den Zugriff auf jedes übergeordnete Objekt bis hin zur Gesamtheit aller Objekte sind beliebige Objektkombinationen in wenigen Schritten erreichbar (Abbildung 17).

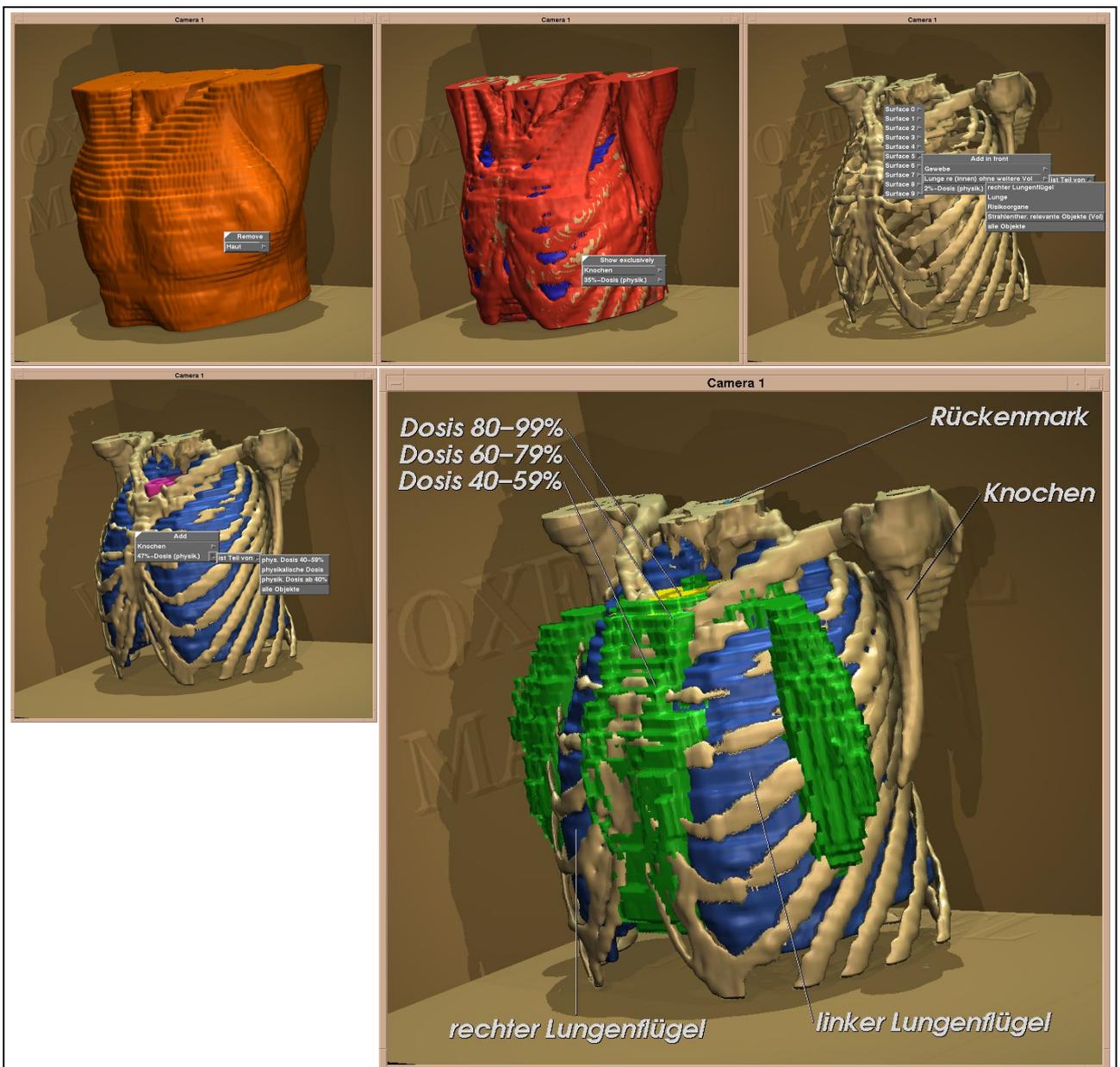


Abbildung 17: VOXEL-MAN-Funktionen zur Darstellung beliebiger Objektkombinationen. Hier Visualisierung von Knochen, VoI und 40%-Dosisbereich aus einer thorakalen Bestrahlungsplanung (rechtst unten): Nach Entfernen der Haut (links oben) Exklusivdarstellung des Knochens (Mitte oben), danach Hinzufügen der strahlentherapeutisch relevanten Objekte (VoI) (rechts oben) und der Bestrahlungsdosis oberhalb von 40% der Referenzdosis (links unten).

In gleicher Weise können Objekte angefärbt (**Paint Object**) oder durchscheinend dargestellt (**Make Transparent**) werden, ohne die dargestellte Objektkombination zu verändern. So ist es möglich, denjenigen Anteil eines visualisierten Objektes anzufärben, welcher in einem anderen Attributvolumen einem weiteren Objekt entspricht (Abbildung 18). In der Strahlentherapie ist diese Möglichkeit vor allem für die Dosisdarstellung auf VoI-Oberflächen vorteilhaft, wie im folgenden Kapitel dargelegt wird.

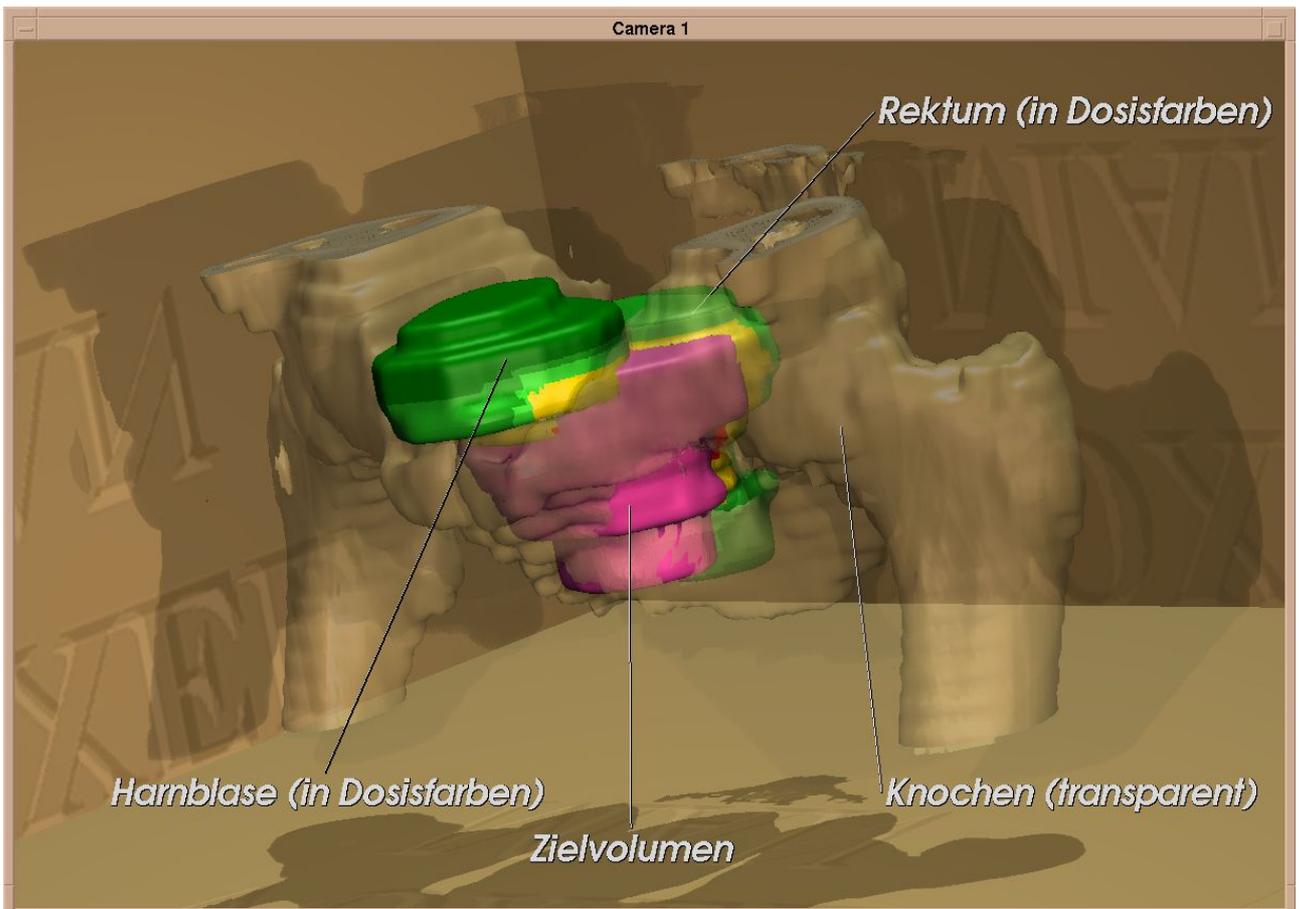


Abbildung 18: Objektfärbung und Transparenz am Beispiel einer Becken-Bestrahlung: Die außerhalb des Zielvolumens gelegenen Anteile der Risikoorgane sind mit den Farben der einwirkenden Strahlendosis gefärbt, zur besseren räumlichen Orientierung wurde der Knochen transparent hinzugefügt.

Durch den Einsatz der Transparenz lassen sich Objekte darstellen, welche hinter anderen wichtigen Strukturen gelegen sind. Die räumliche Orientierung bleibt weitgehend erhalten, ohne den Informationsgehalt des Bildes zu reduzieren. Transparenz und Anfärbung lassen sich objektbezogen wieder rückgängig machen (**Make Opaque** beziehungsweise **Unpaint Object**).

Ein Spezialfall der Transparenz ist die digital rekonstruierte Radiographie (DRR), bei der aus den computertomographischen Daten ein konventionelles Röntgenbild berechnet wird (**Radiography**). Eine DRR aus der Position der Strahlenquelle eines Feldes (BEV Blickwinkel) simuliert die Portfilm-Aufnahme des entsprechenden Feldes am Bestrahlungsgerät (Abbildung 19). In Verbindung mit den Portfilmen der einzelnen Bestrahlungstermine lassen sich an den DRR Ungenauigkeiten bei der Patientenlagerung korrigieren und somit Fehlbestrahlungen vermeiden (Galvin et al. 1995).

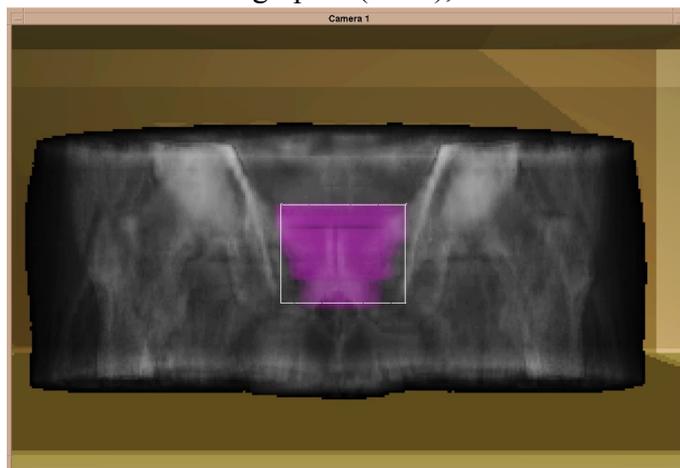


Abbildung 19: Die Berechnung konventioneller Röntgenbilder aus den CT-Daten (digital rekonstruierte Radiographie, DRR) ermöglicht bei der Verwendung der BEV-Blickwinkel einen Vergleich mit den bei einer Bestrahlung aufgenommenen Portfilmen.

Die Rotationsfunktion (**Change View**) verändert die Darstellung der visualisierten Objekte, ohne die Objekte selbst zu beeinflussen. Ein über die Menüleiste aufzurufendes Zusatzmenü ermöglicht durch die Veränderung der Kameraposition Modifikationen von Blickwinkel und Bildgröße (Abbildung 20). Da die Rechengeschwindigkeit heutiger Computer noch nicht ausreicht, um bei volumenbasierter Darstellung die Drehung großer Datenvolumina ohne Zeitverzögerung zu berechnen, wird in VOXEL-MAN zur Rotation auf einquaderförmiges Drahtmodell des gesamten Datenvolumens zurückgegriffen, das zur räumlichen Orientierung auf der Vorderseite mit einem Dreieck,

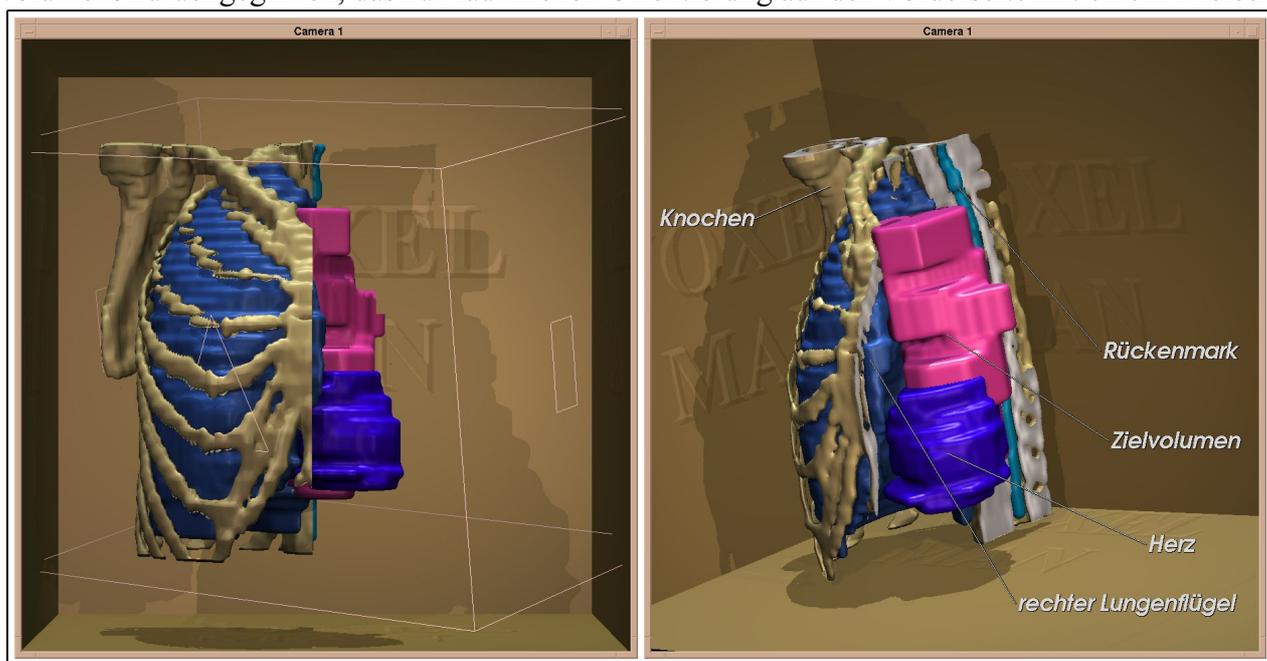


Abbildung 20: Rotation einer Objektkombination aus der thorakalen Bestrahlungsplanung. Nach interaktiver Positionierung eines dem Datenvolumen entsprechenden Netzgittermodells mit der Maus (links) erfolgt die Neuberechnung des 3D-Bildes mit neuer Kameraposition (rechts) - hier ein Anschnitt des knöchernen Brustkorbes mit darin gelegenen VoI (linke Lunge nicht mit dargestellt, um den Blick auf die anderen Objekte zu ermöglichen).

rechts und links mit Rechtecken markiert ist (stilisiert für Nase und Ohren am Kopf). Mit der Maus läßt sich dieses Modell in alle Raumrichtungen frei drehen und verschieben. Erst nach Erreichen der neuen Raumposition erfolgt der Befehl zur Neuberechnung eines dreidimensionalen Bildes. In ähnlicher Weise ist auch eine Ausschnittsvergrößerung mit der Positionierung eines Rahmens möglich.

Das ebenfalls über die Menüleiste zu öffnende Untermenü **Dissection** ermöglicht die freie Positionierung von Schnittebenen im 3D-Bild, auf deren Schnittfläche radiologische Daten oder die Informationen aus allen Attributvolumina anzeigen werden können. Die Festlegung der Schnitttrichtung erfolgt mittels des Drahtmodells einer Ebene, welche durch Drehen, Verschieben und Kippen mit der Maus an die gewünschte Schnittposition gebracht wird. Nach der Bestätigung der Schnittebene wird ihre Lage durch eine Linie an der Oberfläche der dargestellten Objektkombination angezeigt. Alle von der Schnittebene durchdrungenen Objekte werden dabei entsprechend der Volumensektoren auf beiden Seiten der Ebene in einzeln ansprechbare Unterobjekte aufgetrennt. Diese Objekte lassen sich dann beidseits des Schnittes getrennt bearbeiten, beispielsweise entfernen oder anfärben (Abbildung 21).

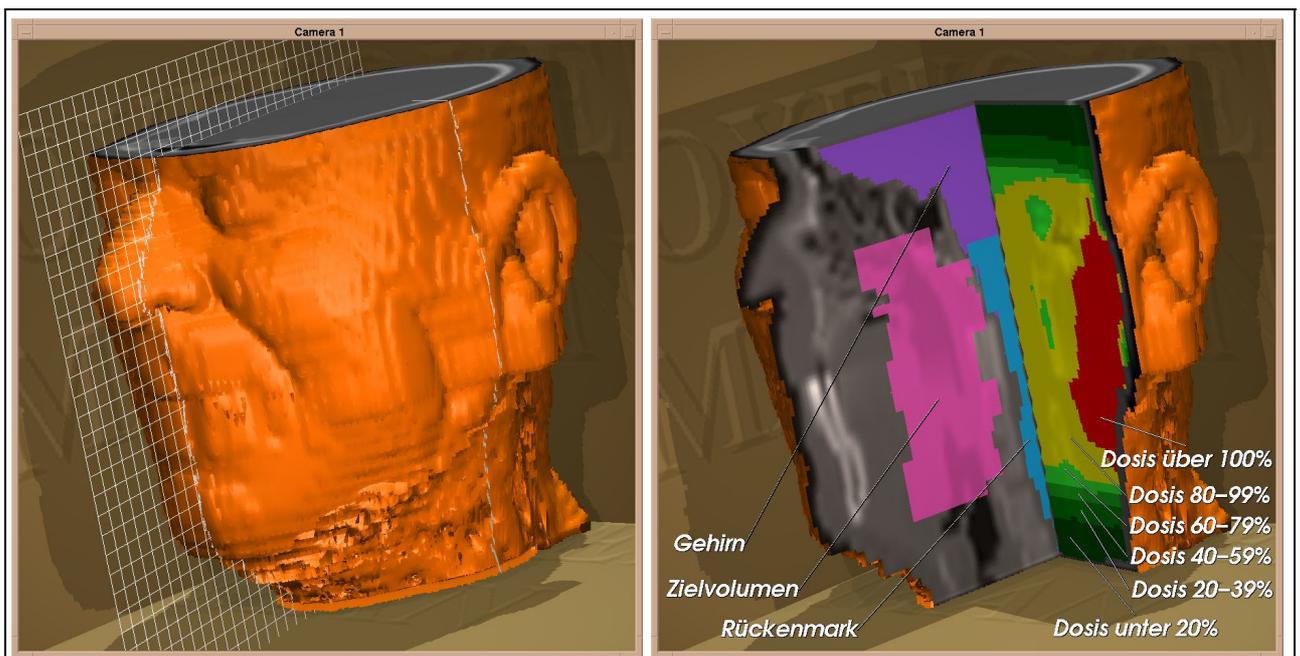


Abbildung 21: Frei positionierbare Schnitte im 3D-Bild (Dissection). Eine schon definierte Ebene ist durch eine Linie an der Objektoberfläche markiert, die zweite Schnittebene wird mit der Maus als Graphik positioniert (links). Nach Bestätigen der zweiten Ebene können die zwischen den Ebenen gelegenen Objektanteile einzeln entfernt werden. Auf den Schnittflächen lassen sich die zugrunde liegenden Volumendaten darstellen und bei Bedarf mit farbigen Objektmarkierungen überlagern. Auf der linken Seite sind zur CT-Information die angeschnittenen Vol, auf der rechten Seite ist die einwirkende Dosis mit dargestellt.

Auf den Schnittflächen kann VOXEL-MAN im Gegensatz zu oberflächenbasierten Visualisierungssystemen die zugrundeliegende Volumeninformation aus radiologischen oder Attributdatensätzen anzeigen, so daß beispielsweise bei einem Schnitt durch den Kopf die innere Struktur des Gehirns

oder der Gesichtsorgane dargestellt werden kann. Durch Überlagerung von Volumeninformation und Objektfärbung sind aussagekräftige Kombinationsbilder auf diesen Schnittebenen möglich.

Neben einem oder mehreren 3D-Bildern stehen dem Anwender drei **orthogonale Schnittebenen** (entsprechend den Raumachsen transversal, sagittal und koronar) jederzeit mit radiologischer oder anderer Volumeninformation zur Verfügung, denen durch Anfärbung der entsprechenden Bildpunkte beliebige weitere Informationen überlagert werden können (Abbildung 22).

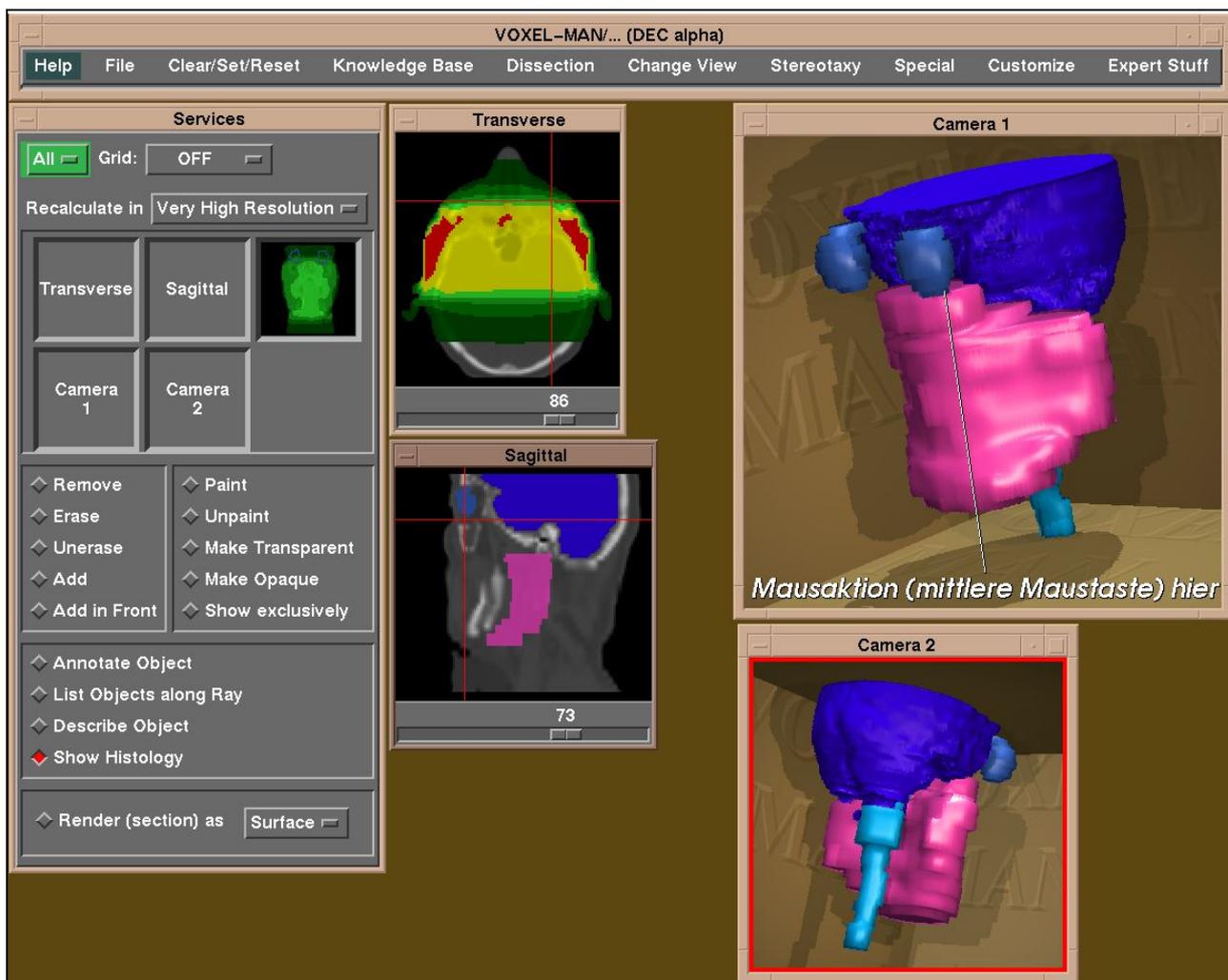


Abbildung 22: Die orthogonalen Schnittebenen in Richtung der Raumachsen (transversal, sagittal und koronar) können durch eine Mausaktion im 3D-Bild positioniert werden. Das angewählte Voxel wird als Schnittpunkt der drei Ebenen jeweils im Zentrum des die anderen Schnittebenen repräsentierenden Linienkreuzes angezeigt. Das Beispiel stammt aus der Bestrahlung eines Mundhöhlen-Karzinoms. Auf der Transversalebene (verkleinert im Service-Bereich) überlagert die Dosis in charakteristischer Farbgebung flächig die zugrundeliegende CT-Information, im Sagittalbild sind die VoI (Zielvolumen rosa, Risikoorgane blau) zusätzlich zu dem aus der Klinik bekannten CT-Bild dargestellt und auf der (im Service-Bereich verkleinerten) Koronarebene ist die Kontur der VoI (hier: Augen) und die Dosis gleich zeitig zu sehen.

Die Auswahl der darzustellenden Schnittebene erfolgt entweder über einen Rollbalken am Bildrand der orthogonalen Schnitte oder über die Selektion eines Punktes im dreidimensionalen Bild. Bei Selektion im 3D-Bild (mit der mittleren Maustaste) werden die orthogonalen Ebenen durch das

ausgewählte Voxel gelegt, wobei auf jeder Schnittebene die Positionen der anderen beiden Ebenen durch Linien markiert sind.

Durch die Festlegung von Schnittebenen in Richtung der Körperachsen und einem Blickwinkel senkrecht zur Schnittebene können die orthogonalen Schnittebenen im 3D-Bild nachgebildet werden. Dem Nachteil eines höheren Aufwandes zum Verschieben der Schnittebene steht als Vorteil die Kombination mit räumlichen Objekten und die partielle Entfernung der Schnittebene (zum Beispiel der sonst schwarz dargestellten Körperumgebung) gegenüber.

Für Präsentationszwecke ist es möglich, jedes Objekt im 3D-Bild zu bezeichnen (**Annotate Object**). Hierbei wird der Name des gewählten Objektes in der vorgewählten Sprache und Schrift am seitlichen Bildrand angegeben, ein Pfeil zeigt auf die Stelle, an der die Objektselektion stattfand. Diese Beschriftungen ersparen in vielen Fällen eine ausführliche Bildlegende, sie sind in fast jedem zur Veröffentlichung vorgesehenen Bild zu finden (vergleiche zum Beispiel Abbildung 15 und Abbildung 25).

Objektbezogene Zusatzinformationen können in eigenen Fenstern dargestellt werden, wobei auf textliche Informationen mit der Funktion **Describe Object** (zum Beispiel für Feldparameter), auf bildliche oder graphische Informationen mit **Show Histology** zugegriffen werden kann.

Die beim Programmstart definierten Parameter zur Darstellung von Objekten, Schnittebenen und graphischen Hilfsmitteln können über ein umfangreiches **Customize**-Menü auch während der Arbeit interaktiv modifiziert werden. Die Farben zum Anfärben der Objekte, der Bildhintergrund sowie Sprache und Zeichensätze der Objektbeschriftungen lassen sich ebenfalls hier verändern. Über ein umfangreiches Untermenü ist die Darstellung einer Vielzahl von Netzgittermodellen möglich, welche teilweise vom System bei Rotationen (Box) und Schnitten (Ebene) verwendet werden (vergleiche Abbildung 20 und Abbildung 21).

In Tabelle 1 sind die wichtigsten objekt- und volumenbezogenen Funktionen von VOXEL-MAN zusammengefasst.

Tabelle 1: Wichtige Funktionen des Visualisierungssystems VOXEL-MAN, die sich in den meisten Fällen direkt auf das dreidimensionale Bild auswirken. Zum Teil werden die Informationen in zusätzlichen Fenstern dargestellt.

Funktion	Befehl	Beschreibung
Objektaddition	<i>Add Object</i>	fügt gewähltes Objekt der im 3D-Bild dargestellten Objektkombination hinzu
Objektsubtraktion	<i>Remove Object</i>	entfernt gewähltes Objekt aus der dargestellten Objektkombination
Objekt-Exklusivanzeige	<i>Show Object Exclusively</i>	gewähltes Objekt wird als einziges dargestellt, alle anderen Objekte entfernt
Objektanfärbung	<i>Paint Object</i>	färbt gewähltes Objekt in vorgewählten Farben an
Objekttransparenz	<i>Make Transparent</i>	gewähltes Objekt wird im 3D-Bild durchscheinend dargestellt
Objektbeschriftung	<i>Annotate Object</i>	zeigt Bezeichnung des gewählten Objektes innerhalb des 3D-Bildes an
beliebiger Schnitt	<i>Dissection</i>	trennt im 3D-Bild alle Objekte des dargestellten Volumens entlang der gewählten Schnittebene in Untereinheiten auf
Blickrichtungswechsel	<i>Change View</i>	dreht dargestelltes Volumen in beliebige Raumposition (Vorgabe durch Netzgitter-Modell)
Radiographie	<i>Radiography</i>	berechnet digitales Röntgenbild des dargestellten Volumens
Text zu Objekt	<i>Describe Object</i>	zeigt objektbezogenen Text in eigenem Fenster
Bild zu Objekt	<i>Show Histology</i>	zeigt objektbezogenes Bild (z. B. mikroskopisch) oder Graphik in eigenem Fenster
Parameter-Modifikation	<i>Customize ...</i>	ermöglicht Veränderung aller Parameter-Voreinstellungen und Darstellung graphischer Objekte (Netzgittermodelle)

2.2.5 Speziell implementierte strahlentherapeutische Funktionen

Zusätzlich zur umfangreichen vorhandenen Funktionalität von VOXEL-MAN wurden spezielle Funktionen für die Strahlentherapie entwickelt, mit denen direkt auf Planungsinformationen zugegriffen und die Arbeit des Anwenders vereinfacht werden kann.

Einige dieser Funktionen entsprechen der Zusammenfassung mehrerer VOXEL-MAN-Befehle mit entsprechend verringertem Aufwand für den Anwender. Andere Funktionen beinhalten Modifikationen von schon beim Programmstart festgelegten Parametern, die bisher über Mausaktionen nicht verändert werden konnten. Ein dritter Bereich ermöglicht über neu definierte Parameter die Einbindung der Geometrie von Bestrahlungsfeldern in die Visualisierung.

Zu diesen Funktionen gehören:

- die Auswahl des darzustellenden Bestrahlungsplanes
- Schieberegler zur Festlegung des dargestellten Dosisbereichs
- charakteristische Objektfärbung im 3D-Bild und auf den orthogonalen Schnittbildern
- die Berechnung und Anzeige von Dosis-Volumen-Histogrammen
- Darstellung des Beam´s-Eye-View zu jedem Strahlenfeld
- Visualisierung von Zentralstrahlen und Feldkonturen aller Strahlenfelder

Die Funktionen können über ein spezielles Strahlentherapie-Menü aufgerufen werden und stehen dem Anwender parallel zu den Standardfunktionen zur Verfügung (Abbildung 23).

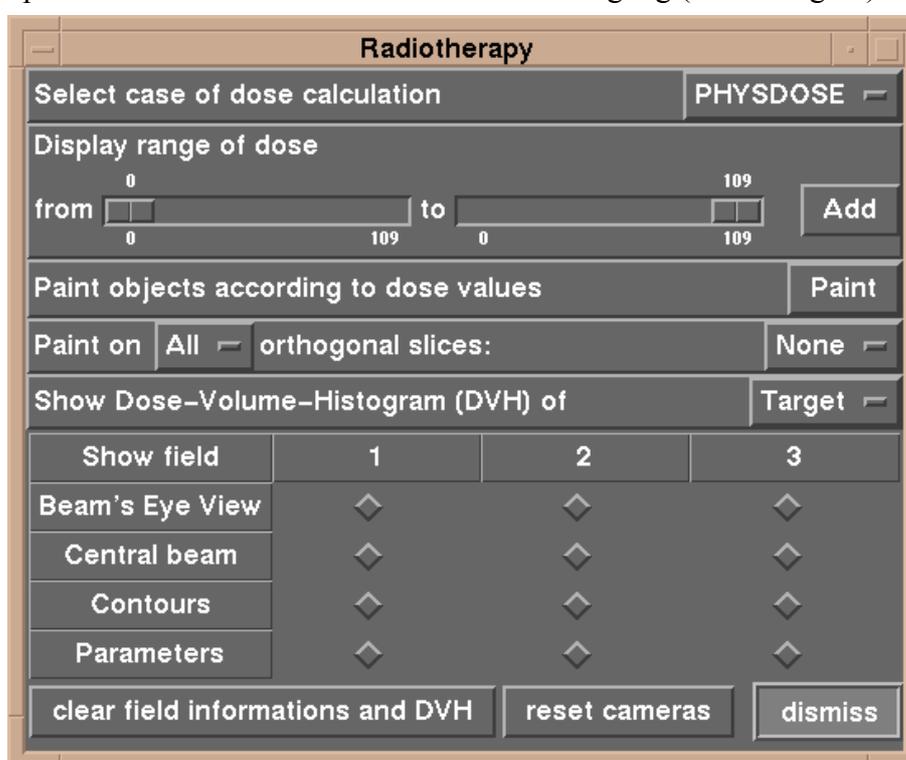


Abbildung 23: Spezielle strahlentherapeutische Funktionen wurden im Rahmen dieser Arbeit in VOXEL-MAN implementiert und können in einem zusätzlichen Menü direkt aufgerufen werden.

Die **Selektion eines von mehreren berechneten Bestrahlungsplänen** zu einem Fall (entweder Alternativpläne mit unterschiedlicher Dosisverteilung oder physikalische und biologische Planung) erfolgt über eine sich auf Mausklick öffnende Auswahlliste im Strahlentherapie-Menü. Nach der Bestätigung der Auswahl betreffen die weiteren Funktionen den neuen Plan. Dosisobergrenzen werden angepaßt, falls notwendig (zur Unterscheidung von Alternativplänen) auch die Farbe des Bildhintergrundes verändert.

Die Verwendung von **Schiebereglern zur Darstellung von Dosisbereichen** vereinfacht deren Visualisierung und interaktive Veränderung. Mit den VOXEL-MAN-Funktionen *Add Object* und

Remove Object lassen sich nur Einzelobjekte oder vordefinierte Gruppenobjekte ansprechen, so daß die Visualisierung eines Dosisbereichs mit hohem Aufwand verbunden ist, wenn dieser nicht exakt einem übergeordneten Dosisobjekt entspricht. Über die neu implementierten Schieberegler können beliebige Dosiswerte als Ober- und Untergrenze des darzustellenden Dosisbereichs gewählt und der Dosisbereich schrittweise verändert werden.

Zur **Anfärbung der im 3D-Bild dargestellten Objektkombination** mit charakteristischen Farben der verschiedenen Dosisbereiche war bisher für jede Farbe die Funktion *Paint Object* auf den entsprechenden Dosisbereich auszuführen. Da zur Beurteilung der Oberflächendosis regelhaft der gesamte Bereich von Minimal- bis Maximaldosis dargestellt wird, kann die Dosisfärbung zu einer Gesamtfunktion zusammengezogen werden. Über Auswahlknöpfe lassen sich nun die Farben der physikalischen und der biologisch korrigierten Dosisbereiche der visualisierten Dosiskombination überlagern.

Die Darstellung gefärbter Objekte auf den orthogonalen Schnittbildern war bisher an die Anfärbung der Objekte im 3D-Bild gekoppelt. Durch die neue Funktion zur Darstellung von **Dosis- oder VoI-Information auf den orthogonalen Schnittebenen** kann für jede Schnittebene die gewünschte Information als Linien (Isodosen / VoI-Konturen) oder Farbflächen einzeln gewählt werden.

Dosis-Volumen-Histogramme (siehe Seite 18) zeigen die relative Dosisbelastung jedes Punktes in einem gewählten Objekt bezogen auf dessen Volumen an. Vorberechnete DVH können in Zusatzfenstern mit der entsprechenden Legende angezeigt werden. Falls gewünscht, besteht auch die Möglichkeit, eine DVH-Berechnung von einem beliebigen Einzel- oder Gruppenobjekt des Intelligenten Volumens durchzuführen (zum Beispiel für alle Risikoorgane gemeinsam). Hierfür ermittelt VOXEL-MAN aus dem Intelligenten Volumen für jeden Dosiswert die Anzahl der Voxel des Objektes, welche mit dieser oder einer höheren Dosis bestrahlt werden. Das Ergebnis wird mit der Gesamtzahl der Objektvoxel korreliert und in einem Zusatzfenster graphisch dargestellt.

Die restlichen Funktionen des Strahlentherapie-Menüs beziehen sich auf die einzelnen Strahlenfelder. Durch einen tabellarischen Aufbau können gewünschter Befehl und zugehöriges Strahlenfeld mit einer einzigen Mausaktion ausgewählt werden.

Der aus der Festlegung der Bestrahlungsparameter bekannte **Beam's-Eye-View** ermöglicht den Blick in Richtung eines Strahlenfeldes (siehe Seite 19), wobei der Blickwinkel exakt auf den Zentralstrahl des jeweiligen Feldes ausgerichtet werden muß. Da die Feld- und somit auch die Kamerapositionen bekannt sind, kann auf den Aufruf des Rotationsmenüs verzichtet werden. Die

Selektion des feldbezogenen BEV-Auswahlknopfes im Strahlentherapie-Menü dreht nach einer Bestätigungsabfrage das größere 3D-Bild in die Richtung des jeweiligen Bestrahlungsfeldes. Das zweite 3D-Bild dient als Übersichtsbild und stellt die gewählte Objektkombination in dem aus der CT-Beurteilung bekannten Blickrichtung von exakt unten (Froschperspektive) dar. Durch die Einbeziehung aller Zentralstrahlen kann die Orientierung der verschiedenen Felder sofort abgelesen werden, vom gewählten Feld werden zusätzlich auch die Feldkonturen mit angegeben (Abbildung 24).

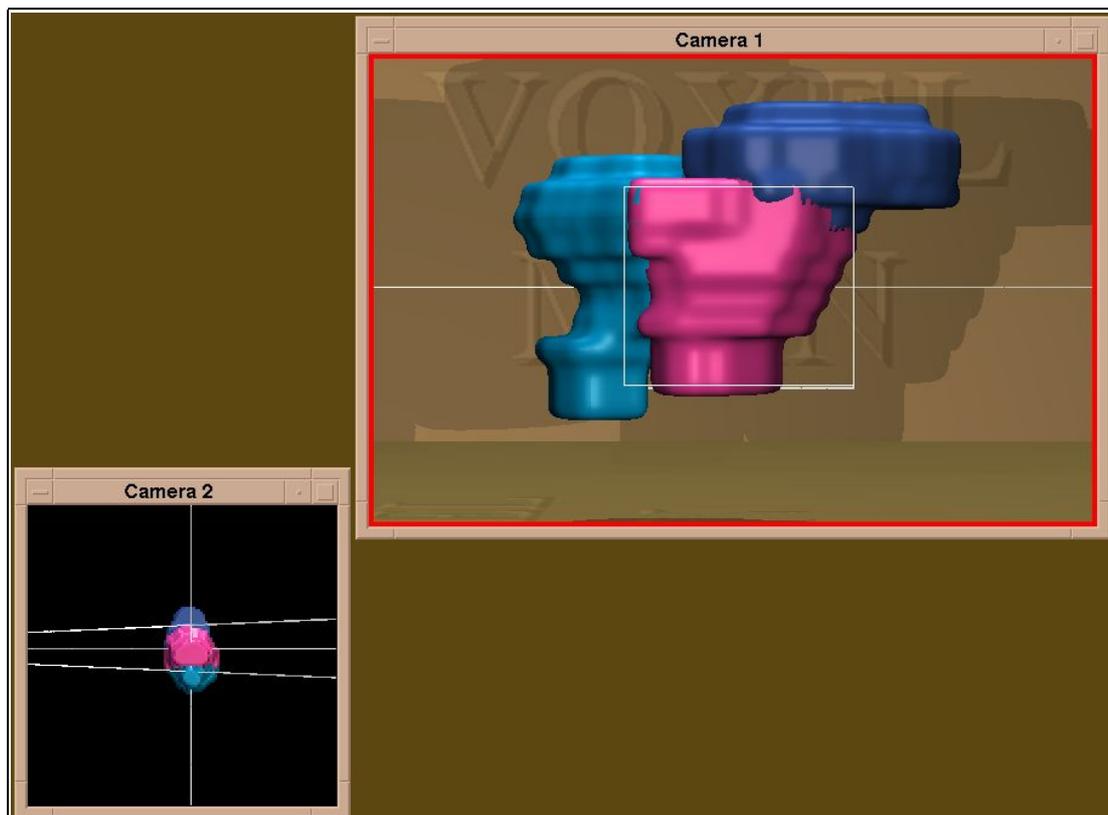


Abbildung 24: Beam's-Eye-View bei Darstellung der VoI aus einer Becken-Bestrahlung. Im ersten 3D-Bild (rechts oben) wird der Blick in Richtung eines Strahlenfeldes mit den zugehörigen Feldkonturen visualisiert, das zweite 3D-Bild (links unten) zeigt die dargestellte Objektkombination aus der "Froschperspektive". Beiden Bildern sind die Feldkonturen des gewählten Feldes und die Zentralstrahlen der anderen Felder überlagert.

Die Auswahl von **Zentralstrahl** oder **Feldkonturen** zeigt die Position eines gewählten Strahlenfeldes in den 3D-Bildern an. Der Zentralstrahl wird als einzelne Linie, die Konturen des divergierenden Feldes als Pyramidenstumpf in das bestehende Bild eingebunden, ohne daß sie Volumeninformationen im 3D-Bild verdecken.

Die im Strahlengang positionierten Blenden verkleinern das ursprünglich im Querschnitt quadratische oder rechteckige Strahlenfeld. Die resultierenden unregelmäßig geformten Felder führen im 3D-Bild zu einer Überfrachtung mit divergierenden Linien, so daß in VOXEL-MAN nur die äußeren Feldkonturen bei offener Blendenstellung dreidimensional visualisiert werden.

Auch die **Feldparameter** jedes Feldes lassen sich auf einfachen Mausklick in einem Zusatzfenster darstellen, wobei sie zuvor in einzelnen Textdateien gespeichert sein müssen.

Um die Übersichtlichkeit des Bildschirmes zu erhalten, können alle Zusatzfenster (mit DVH und Feldparametern) sowie die Zentralstrahlen und Feldkonturen mit einer Mausaktion entfernt werden, auch die für den BEV oder aus anderen Gründen veränderten Blickwinkel und Größen der 3D-Bilder lassen sich mit einem Mausklick wieder auf die Ausgangswerte zurücksetzen.

Durch die Kombination der verschiedenen Funktionen steht dem Anwender mit VOXEL-MAN ein System zur Verfügung, welches mit seiner umfangreichen Funktionalität in der Lage ist, die vielfältigen Aufgaben der Bestrahlungsplanung zu bearbeiten (Abbildung 25).

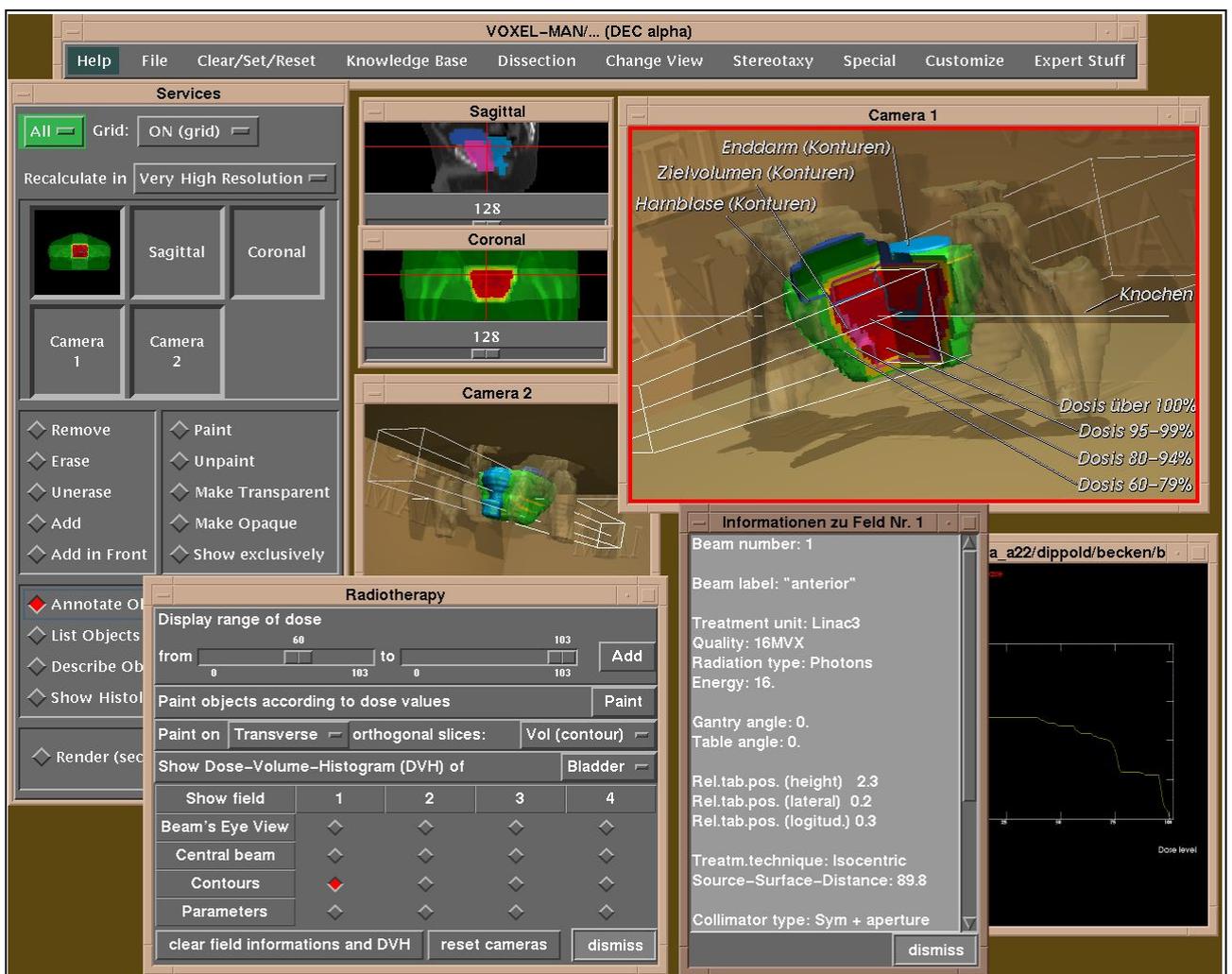


Abbildung 25: Exploration eines Bestrahlungsplanes mit VOXEL-MAN, hier aus dem Becken-Bereich (Prostata-Karzinom). Trotz der Darstellung komplexer Objektkombinationen bleibt die Übersichtlichkeit des 3D-Bildes erhalten. Spezielle strahlentherapeutische Funktionen sind über das entsprechende Funktionsmenü (links unten) erreichbar, sie dienen der Dosisvisualisierung, der Angabe von Dosis-Volumen-Histogrammen (rechts unten) und der Anzeige der Feldorientierung. Die ausführliche Objektbeschriftung (Camera 1) dient hier Präsentationszwecken, während der Bearbeitung ist sie nicht notwendig (charakteristische Objektfärbung und Objektbezeichnung bei Drücken der rechten Maustaste).

Kapitel 3: Ergebnisse

Diese Arbeit beruht auf der Annahme, daß die Ergebnisdarstellung dreidimensionaler Bestrahlungspläne durch den Einsatz des 3D-Visualisierungssystems VOXEL-MAN optimiert werden kann.

Neben den vielfältigen interaktiven Möglichkeiten des Systems, die für spezielle Fragestellungen von Bedeutung sind, erfordert ein effektiver Einsatz des Systems in der klinischen Planbeurteilung die Berücksichtigung verschiedener Aspekte:

- Die **Visualisierungsparameter** wurden so gewählt, daß sie auf alle Bestrahlungsregionen übertragbar sind, da festgelegte Farbgebungen und Ausgangsblickwinkel eine schnelle Orientierung beim Programmstart ermöglichen. So werden schon zu Beginn der Bearbeitung umfangreiche Informationen vermittelt, ohne die Übersichtlichkeit zu beeinträchtigen.
- Der **Verlauf der interaktiven Planbeurteilung** wurde weitgehend einheitlich gestaltet, wodurch die Aufmerksamkeit des Strahlentherapeuten von den eingesetzten Funktionen zu den dargestellten Planungsergebnissen gelenkt und seine Arbeit erleichtert wird.
- Bestehende **Unterschiede zwischen den verschiedenen Lokalisationen** erfordern ein angepasstes Vorgehen, wobei für typische Fragestellungen günstige Lösungsvorschläge erarbeitet wurden.
- Zur effektiven Nutzung des Systems war die **Einbindung zusätzlicher strahlentherapeutischer Funktionen** notwendig, da einige komplexe Befehlsfolgen zeitaufwendig, andere Darstellungsmöglichkeiten im System nicht vorgesehen waren.
- Neben dem Einsatz in der Bestrahlungsplanung wurde die Verwendbarkeit von VOXEL-MAN als **strahlentherapeutischer Atlas** beurteilt. Hierbei zeigte sich die Notwendigkeit, für Nutzer mit unterschiedlichem medizinischen und strahlentherapeutischen Kenntnisstand verschiedene Zusatzinformationen in das System zu integrieren. Die Voraussetzungen zu einem Einsatz als strahlentherapeutisches Informations-, Tutor- oder Lernprogramm erfüllt das System schon jetzt.

3.1 Festlegung günstiger Visualisierungsparameter

Das Ziel der Bestrahlungsplanung (hohe, homogene Strahlendosis im gesamten Zielvolumen, bestmögliche Dosisreduktion in den Risikoorganen sowie Abwägung des Behandlungserfolges) sollte möglichst schnell erfasst und eventuelle Modifikationsmöglichkeiten erkannt werden können. Hierzu haben sich für die unterschiedlichen Tumoren und Lokalisationen weitgehend gleiche Parametereinstellungen als günstig erwiesen, die als Voreinstellungen festgelegt sind und bei Bedarf während der Planbeurteilung interaktiv verändert werden können.

3.1.1 Standardisierte Kamerapositionen

In der Strahlentherapie werden häufig Objekte dargestellt, deren Lage im Raum nur schwer abgeschätzt werden kann. Durch die Verwendung einer standardisierten, dem Anwender bekannten Kameraposition kann in der Regel auf das Hinzufügen anatomischer Objekte als Orientierungshilfen verzichtet werden.

Für die Bestrahlungsplanung hat sich ein Blickwinkel von schräg vorne als günstig erwiesen, wobei durch ein Anheben der Kameraposition von oben auf die Transversalebene gesehen werden kann (Abbildung 26). Die meisten Bestrahlungen sind transversal ausgerichtet (koplanare Feldanordnung), so daß dieser Blickwinkel eine gute Übersicht über die gesamte Planung ermöglicht.

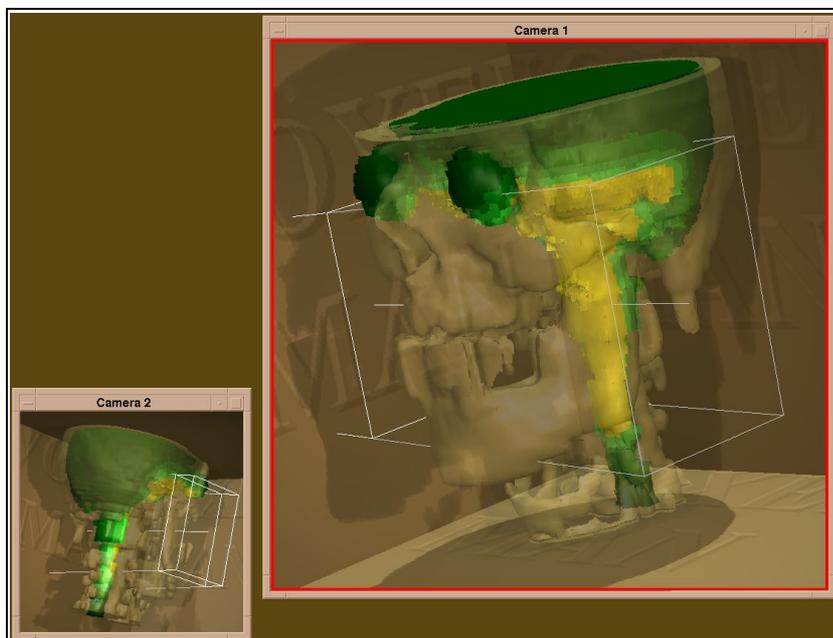


Abbildung 26: Zwei räumlich gegenüber gelegene Blickwinkel ermöglichen die Betrachtung der gesamten Objektoberfläche. Hier werden die Risikoorgane aus der Kopf-Bestrahlung in Dosisfarben (siehe unten) dargestellt, das Hinzufügen des (transparenten) Knochens wäre für einen regelmäßigen Anwender nicht nötig, da ihm die jeweiligen Blickrichtungen bekannt sind.

Die Verwendung einer zweiten

Standard-Kamera mit räumlich entgegengesetzter Positionierung reduziert durch die Ausrichtung auf die Objektrückseite die Notwendigkeit der interaktiven Rotation während der Datenexploration. Über die beiden Standardkameras kann die gesamte Objektoberfläche auf einen Blick beurteilt werden, so daß nur für spezielle Fragestellungen und zur Visualisierung von Beam's-Eye-Views der Standardblickwinkel verändert werden muß.

3.1.2 Charakteristische Objektfarben

Die meisten Objekte, welche von VOXEL-MAN im Rahmen der Bestrahlungsplanung visualisiert werden, kommen in ähnlicher Weise in den Bestrahlungsplänen der verschiedensten Körperregionen vor. Eine einheitliche Farbgebung für VoI, Dosisbereiche und anatomische Objekte erleichtert die Planbeurteilung, da der Anwender weitgehend auf eine Beschriftung der einzelnen Objekte verzichten kann.

Die Wahl der Farben sollte den Blick des Benutzers möglichst gleich zu den relevanten Bereichen der jeweiligen Bestrahlungsplanung leiten. Deshalb wurden für die physikalischen Dosisinformationen die Farben Rot, Gelb und Grün festgelegt, welche in unserem Kulturkreis (*Horton 1994; Heller 2000*) schon intuitiv mit „Gefahr“ (95% der Referenzdosis und darüber), „Vorsicht“ (80% bis 94%) und „keine Gefahr“ (unter 80%) assoziiert werden. Um die biologisch korrigierte Isoeffektverteilung von der physikalischen Dosis zu unterscheiden, werden diese Dosiswerte, welche der möglichen Schädigung des jeweiligen Organs entsprechen, in unterschiedlichen Brauntönen (bis 99%) und in Orange (= Warnung, ab 100%) dargestellt (Abbildung 27, Seite 46).

Bei den VoI ist das Zielvolumen in hellem Violett gehalten, eine Farbe, die unnatürlich (= nicht dem Körper zugehörig) erscheint und sofort ins Auge fällt. Den Risikoorganen sind, obwohl sie sich immer wieder aus anderen anatomischen Organen zusammensetzen, verschiedene Blautöne zugeordnet, während die weiteren Organe möglichst anatomisch korrekt (Knochen: helles Gelb, Haut: helles Orange) wiedergegeben werden.

Die charakteristische Farbgebung kann auch zum Anfärben der den jeweiligen Objekten entsprechenden Regionen verwendet werden, wenn die Objekte selbst nicht dargestellt sind. So lassen sich durch die Anfärbung der VoI in Dosisfarben oder durch die Überlagerung radiologischer Schnittbilder mit den Farben von VoI oder Dosis mit geringem Aufwand aussagekräftige Bilder erzeugen.



Abbildung 27: Eine charakteristische Farbgebung ermöglicht die Bearbeitung, so daß in der klinischen Arbeit auf die hier zusätzlich eingeblendete Objektbeschriftung verzichtet werden kann. So sind hohe Dosisbereiche in Warnfarben (physikalisch: rot, biologisch: orange), niedrige in ruhigeren Farben (grün bzw. braun) gehalten. Das „unnatürliche“ Zielvolumen ist violett, die Risikoorgane sind blau gefärbt. Den anatomischen Objekten Haut und Knochen wurden möglichst naturgetreue Farben zugeordnet.

3.1.3 Bildschirmaufbau beim Programmstart

Die Visualisierung aller gleichzeitig darstellbaren Informationen zu Beginn der Bearbeitung ist nicht sinnvoll, da mit zunehmender Informationsfülle die Übersichtlichkeit des Bildes sinkt. Durch die Beschränkung auf eine bestimmte Informationsmenge kann die Qualität eines Bestrahlungsplanes schon auf den ersten Blick orientierend beurteilt und nach wenigen Arbeitsschritten genauer abgeschätzt werden (Abbildung 28).

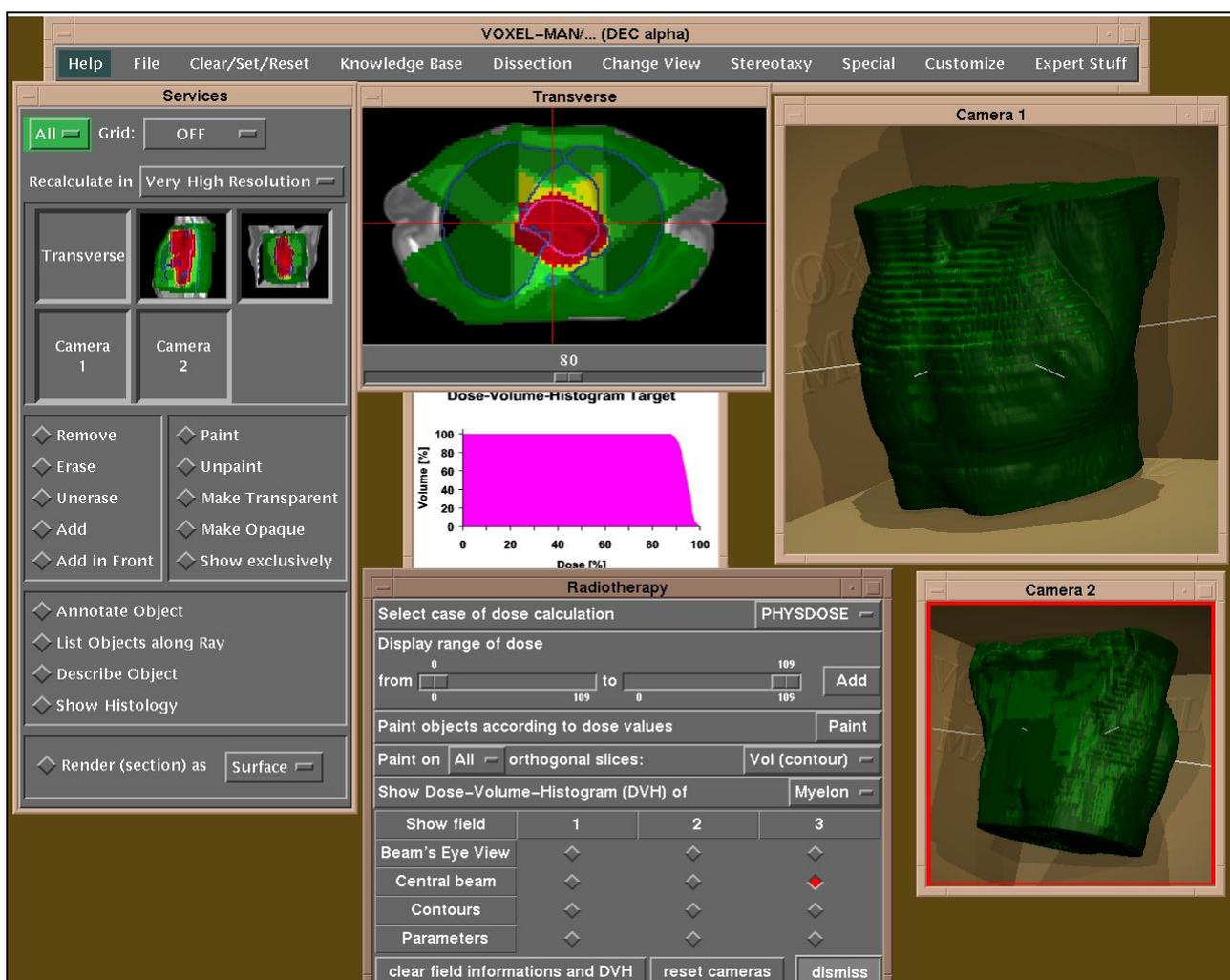


Abbildung 28: Strahlentherapie-Arbeitsplatz mit VOXEL-MAN zu Beginn der Planbeurteilung. Auf den 3D-Bildern können eventuelle Überdosierungen an der Hautoberfläche abgelesen werden (Gelb- oder Rotfärbung, hier nicht vorhanden), die Zentralstrahlen deuten die Orientierung der Strahlenfelder an. Die orthogonalen Schnittbilder zeigen die Dosisverteilung mit überlagerten Vol-Konturen, das DVH des Zielvolumens bietet grundlegende Informationen über die Qualität des Bestrahlungsplanes (hier Bestrahlung eines Ösophagus-Karzinomes).

Für die Exploration von Bestrahlungsplänen ist die Darstellung zweier 3D-Bilder mit den oben beschriebenen Standard-Blickwinkeln (vorne-links-oben und hinten-rechts-unten) angebracht, da mit ihnen die gesamte Oberfläche der visualisierten Objektkombination gleichzeitig betrachtet und auf Fehldosierungen untersucht werden kann. Die Objekte werden vorwiegend in der Vorderansicht bearbeitet, so daß eine größere Darstellung dieses 3D-Bildes vorteilhaft ist.

In beiden dreidimensionalen Bildern wird zum Programmstart die Hautoberfläche des jeweiligen Datenvolumens mit den Zentralstrahlen aller Bestrahlungsfelder dargestellt. Da die räumliche Orientierung anhand der Körperoberfläche weitgehend unabhängig von der Hautfärbung ist, kann schon jetzt die Körperoberfläche in den Farben der dort einwirkenden Strahlendosis eingefärbt werden.

Von den drei orthogonalen Schnittebenen empfiehlt sich die transversale zur vergrößerten Darstellung auf dem Bildschirm, Sagittal- und Koronarebene werden verkleinert im Servicebereich visualisiert, wobei auf allen drei Ebenen flächige Dosisbereiche und VoI-Konturen der CT-Information überlagert werden. Die Transversalebene ist dem Anwender aus der radiologischen Klinik geläufig und entspricht der Ausrichtung der meisten Bestrahlungsfelder (koplanare Felder). Im Schnittpunkt der orthogonalen Ebenen sollte zunächst das im Innern des Tumors gelegene Isozentrum des Bestrahlungsplanes liegen, so daß das Zielvolumen auf allen Ebenen angeschnitten ist.

Die Darstellung des Zielvolumen-DVH in einem Zusatzfenster ermöglicht schon zu Beginn der Planbeurteilung eine Aussage über das Ausmaß einer eventuellen Unterdosierung mit entsprechender Notwendigkeit zur Veränderung von Feldform und -ausrichtung.

3.2 Einheitliches Vorgehen bei der Planbeurteilung

3.2.1 Orientierende Beurteilung an dosisgefärbter Körperoberfläche und schrumpfender Dosiswolke

Durch die Dosisfärbung der Körperoberfläche bei Programmbeginn kann die Strahleneinwirkung auf die Haut sofort beurteilt werden, wobei die dunkelgrüne Färbung der Haut einer geringen Strahlendosis entspricht. Die exakten prozentualen Werte lassen sich während der gesamten Bearbeitung an jedem Bildpunkt durch die Auswahl mit der Maus bestimmen.

Ausgehend von der Körperoberfläche entsteht durch sukzessives Entfernen der niedrigen Dosiswerte eine schrumpfende Dosiswolke, an der die Ausrichtung der Strahlenfelder, ihre gegenseitige Überlagerung und die Homogenität in höheren Dosisbereichen beurteilt werden kann (Abbildung 29). Obwohl jede beliebige Schrittweite möglich ist, hat sich in den niedrigen Dosisbereichen ein schnelleres Schrumpfen mit 10%-Schritten, bei höheren Dosiswerten eine feinere Abstufung (ab 80% bis 95% Fünferschritte, oberhalb 95% Einzelschritte) als sinnvoll erwiesen.

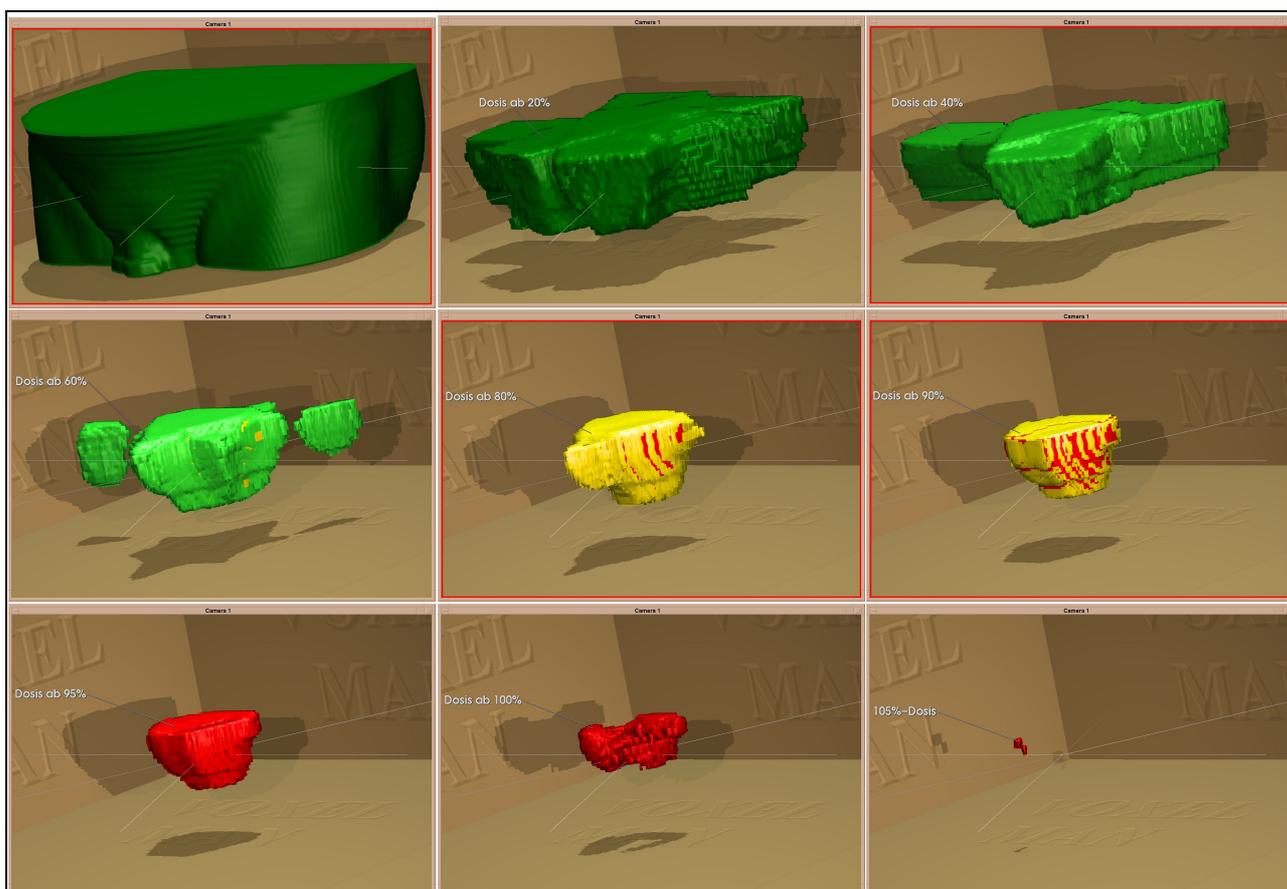


Abbildung 29: Überblick über die Dosisverteilung anhand einer schrumpfenden Dosiswolke. Ausgehend von der Hautoberfläche werden bis zum Erreichen der Höchstdosis jeweils die niedrigsten Dosisbereiche entfernt. Hier sind am Beispiel einer 3-Felder-Prostata-Bestrahlung nur einige Zwischenschritte dargestellt. Die Feldorientierung ist über die Zentralstrahlen angedeutet.

Da im weiteren Verlauf eine ständig dargestellte Dosiswolke interessierende Strukturen verdecken würde, wird die Anordnung der Strahlenfelder über ihre Zentralstrahlen, ihre Ausdehnung über ihre Konturen beschrieben. Bei Bedarf können über das Strahlentherapie-Menü jederzeit beliebige Dosiswolken hinzugefügt werden.

3.2.2 Räumliche Orientierung und Glaubwürdigkeit der Daten

Nach einer ersten Betrachtung der Dosisverteilung ist es notwendig, sich einen Überblick über die Lokalisation des Zielvolumens und seine räumliche Beziehung zu den Risikoorganen zu verschaffen. Hierzu eignet sich die isolierte Darstellung der Volumes of Interest, wobei je nach anatomischen Gegebenheiten auch eine Einbeziehung anatomischer Objekte wie Knochen oder transparente Haut die dreidimensionale Orientierung erleichtern kann (Abbildung 30, Seite 50).

Diese Darstellungsform ermöglicht auch eine Beurteilung der zugrundeliegenden Daten: Ungenauigkeiten oder Übertragungsfehler (bei der Übernahme einer VoI-Kontur von der benachbarten Schicht) zeigen sich im dreidimensionalen Bild als Unregelmäßigkeiten an der Oberfläche der Risikoorgane. Das Zielvolumen wird in der Regel unregelmäßig geformt sein, da es kein homogenes anatomisches Korrelat besitzt.

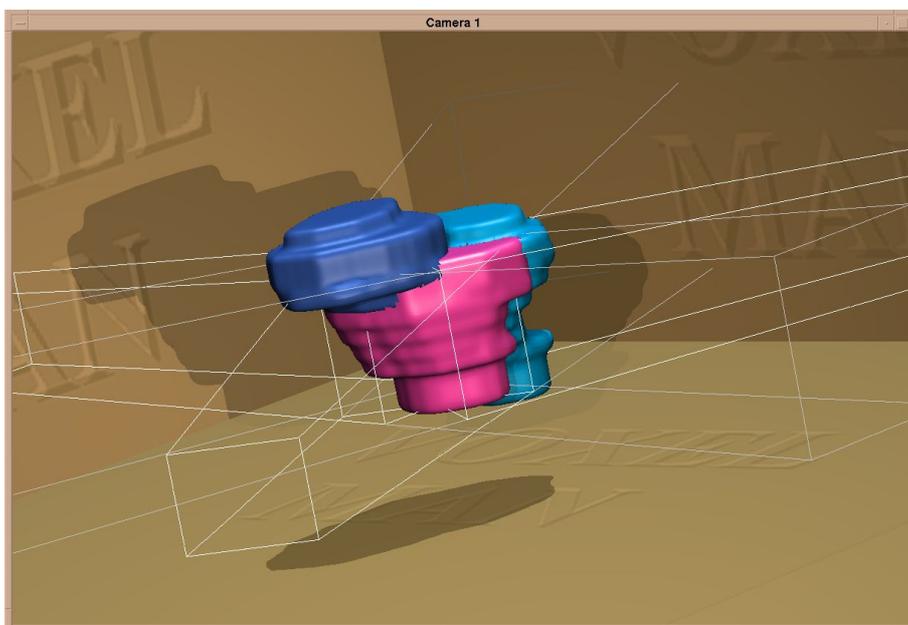


Abbildung 30: Die isolierte Darstellung der VoI genügt meist, um die räumliche Beziehung der Risikoorgane untereinander und zum Zielvolumen zu erkennen (hier 3-Felder-Bestrahlungsplan des Beckens mit überlagerten Feldkonturen). Falls dies nicht ausreicht, ermöglicht die zusätzliche Visualisierung transparenter Knochen eine bessere räumliche Orientierung (siehe Abbildung 18, dort Risikoorgane in Dosisfarben).

Auch die anatomischen Volumendaten (CT oder MRT) können im 3D-Bild auf Artefakte durch Bewegungen während der Untersuchung überprüft werden, die gegebenenfalls eine Wiederholung der Untersuchung notwendig machen.

Hierzu eignet sich in erster Linie ein Bild des knöchernen Skeletts, das dem Betrachter als Normbefund bekannt ist, so daß Unregelmäßigkeiten sofort ins Auge fallen. Andere Artefakte (beispielsweise durch metallene Implantate wie Zahnfüllungen auf Abbildung 31) lassen sich nicht vermeiden, müssen aber bei der Planung berücksichtigt werden.

Alle vermuteten Ungenauigkeiten bei der Datengewinnung lassen sich in den orthogonalen Schnitten überprüfen, so daß ihre Relevanz für die Bestrahlungsplanung abgeschätzt werden kann.

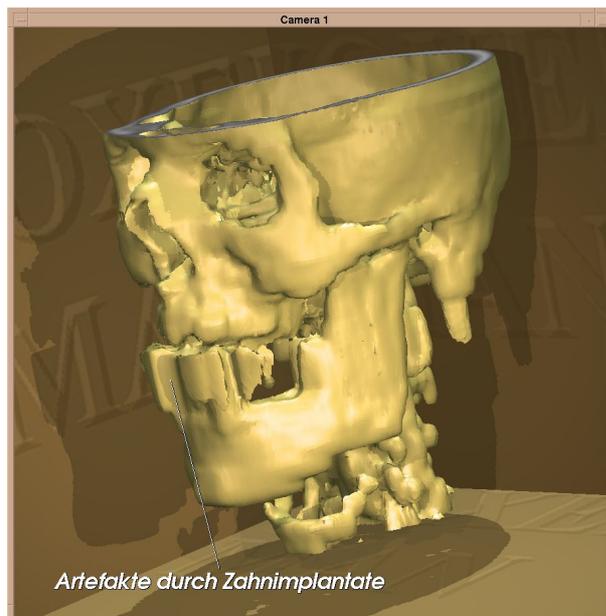


Abbildung 31: Am dreidimensionalen Bild können fehlerhafte Untersuchungen, ungenaue VoI-Definitionen und Artefakte (hier bedingt durch metallische Zahnfüllungen) leicht erkannt werden.

3.2.3 Beurteilung der Zielvolumendosis

Bei kurativem Bestrahlungsziel hat eine ausreichende Strahlendosis im Zielvolumen erste Priorität. Eine Unterdosierung in der Tumorregion sollte möglichst frühzeitig entdeckt werden, da hier - falls möglich - eine Planoptimierung mit höheren Felddosen oder modifizierter Dosiskumulation durch geänderte Felddausrichtung notwendig ist.

Überschneidungen zwischen Zielvolumen und Risikoorganen führen regelhaft zu hohen Strahldosen im Risikoorgan oder Unterdosierungen im Zielvolumen, die besondere Aufmerksamkeit erfordern. Die getrennte Betrachtung der beiden Strukturen vermeidet, daß gerade diese Region im Innern der dargestellten Objektkombination liegt und sich der Beurteilung entzieht. So wird zunächst das Zielvolumen ohne umgebende Risikoorgane visualisiert, danach erfolgt die Betrachtung der Risikoorgane ohne Zielvolumen.

Bei der Beurteilung des Zielvolumens sind die Mindestdosis, die Höchstdosis und die möglichst gleichmäßige Dosisverteilung (Homogenität) zu beachten. Wie schon oben beschrieben, sollten laut ICRU (ICRU 1993; ICRU1999) die 95%-Isodose tumorumgreifend sein und Dosiswerte über 107% der Referenzdosis nicht auftreten.

Das schon beim Programmstart sichtbare Zielvolumen-DVH ermöglicht eine allgemeine Orientierung, als Ausgangspunkt für die eigentliche Zielvolumen-Beurteilung im 3D-Bild bietet sich jedoch dessen exklusive Darstellung in den Farben der einwirkenden physikalischen Dosis an:

Neben Informationen über Form und Größe des Zielvolumens können anhand der Dosisfarben Unterdosierungen sofort erkannt werden: Die Rotfärbung zeigt eine ausreichende Strahlendosis (ab 95%), Regionen mit geringeren Strahlendosen (zwischen 80% und 94%) werden gelb dargestellt (Abbildung 32 oben links).

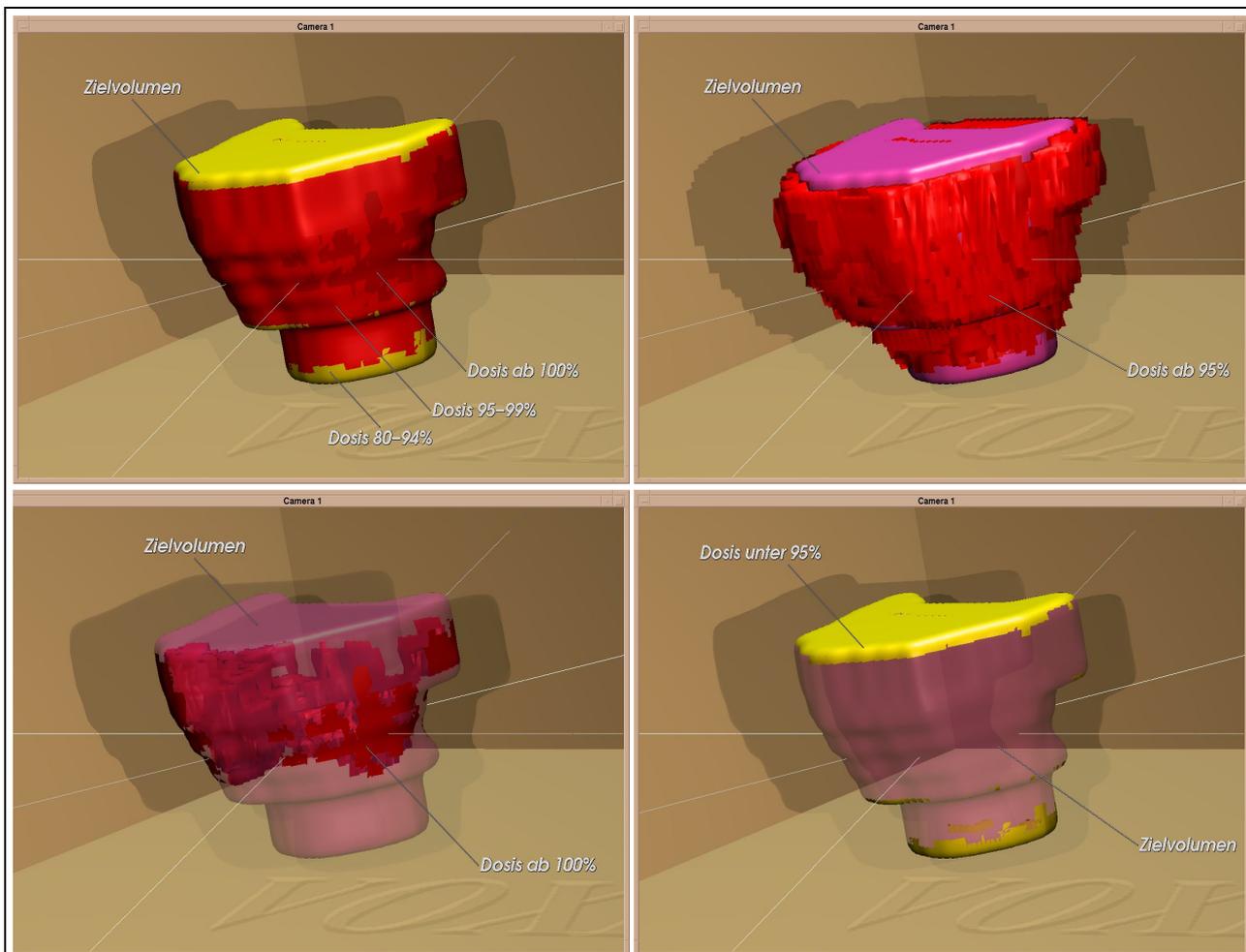


Abbildung 32: Beurteilung der Dosisverteilung im Zielvolumen (Prostata-Bestrahlungsplanung): Zunächst erfolgt die Darstellung der Zielvolumen-Oberfläche in Dosisfarben (oben links), danach wird das Zielvolumen mit (möglichst umgreifender) 95%-Dosiswolke (oben rechts) und eine wachsende Dosiswolke innerhalb des transparenten Zielvolumens (100%-Dosis als Beispiel unten links) visualisiert. Der letzte Punkt ist die Untersuchung auf Unterdosierungen (unter 95%) im Innern des Zielvolumens (unten rechts).

Die Überlagerung des Zielvolumens mit der 95%-Dosiswolke ermöglicht neben der Darstellung von aus der Dosiswolke herausragenden unterdosierten Bereichen auch eine erste Beurteilung der Gewichtung und Ausrichtung der Strahlenfelder: Bei optimaler Dosisverteilung entspricht die 95%-Dosis der Zielvolumen-Oberfläche. Ein sichtbarer Überstand dieser Dosiswolke bezogen auf die Zielvolumenoberfläche spricht für die Möglichkeit, durch eine Veränderung von Orientierung oder Form der Strahlenfelder die Dosis hier zu reduzieren (Abbildung 32 oben rechts), bei der späteren Betrachtung der Risikoorgane sollte diesem Bereich ein besonderes Augenmerk gewidmet sein.

Eine exakte Einschätzung der Dosisverteilung ermöglicht das Hinzufügen einer wachsenden Dosiswolke zum transparenten Zielvolumen. Hierfür wird ausgehend vom Dosismaximum die Untergren-

ze der darzustellenden Dosis innerhalb des Zielvolumens schrittweise bis zum 95%-Dosiswert erweitert (beispielhaft der Dosisbereich oberhalb der 100%-Dosis in Abbildung 32 unten links). Erkannte Inhomogenitäten oder ungünstige Dosispitzen lassen sich per Mausaktion in das Zentrum der orthogonalen Schnittebenen legen, wo sie und ihre Umgebung genauer beurteilt werden können.

Als letzter Schritt zur Beurteilung des Zielvolumens sollten alle Unterdosierungen (kleiner als 95% der Referenzdosis) im transparenten Zielvolumen dargestellt werden, damit unzureichende Feldüberlagerungen unterhalb der Zielvolumenoberfläche nicht übersehen werden (Abbildung 32 unten rechts). Eine hiervon ausgehende schrumpfende Dosiswolke (Entfernen des jeweils höchsten Dosiswertes) ermöglicht im Unterschied zum DVH nicht nur die Bestimmung der Minimaldosis im Zielvolumen, sondern auch deren genaue Lokalisation.

3.2.4 Untersuchung der Risikoorgane auf Unterdosierungen

Nach der Untersuchung des Zielvolumens folgt an zweiter Stelle die Beurteilung der Risikoorgane mit der Abschätzung der Schädigungswahrscheinlichkeit durch die Strahlentherapie. Treten in einem bestimmten Bereich zu hohe Strahlendosen auf, so kann versucht werden, diesen durch eine veränderte Orientierung oder eine andere Gewichtung der Strahlenfelder besser zu schonen.

Bei der Betrachtung der Risikoorgane ist von vornherein deren Lage zueinander zu berücksichtigen. Verdecken sie sich in den Standardblickwinkeln gegenseitig, ist zunächst eine Veränderung des Blickwinkels zu erwägen. Gegebenenfalls kann die getrennte Betrachtung der einzelnen Organe günstiger sein als eine gemeinsame Darstellung.

Als Ausgangspunkt für die Risikoorgan-Beurteilung bietet sich die Oberflächendarstellung in physikalischen Dosisfarben an (Abbildung 33). Sie ermöglicht durch die spezifische Farbgebung (gelb: 80-94%, rot: ab 95% der Referenzdosis) eine schnelle Übersicht über das Auftreten und die Lokalisation hoher Dosiswerte. Bereiche mit notwendigerweise hoher Strahlendosis (Überlappung mit dem Zielvolumen) können durch die farbige Markierung der Zielvolumen-Kontur erkannt werden.

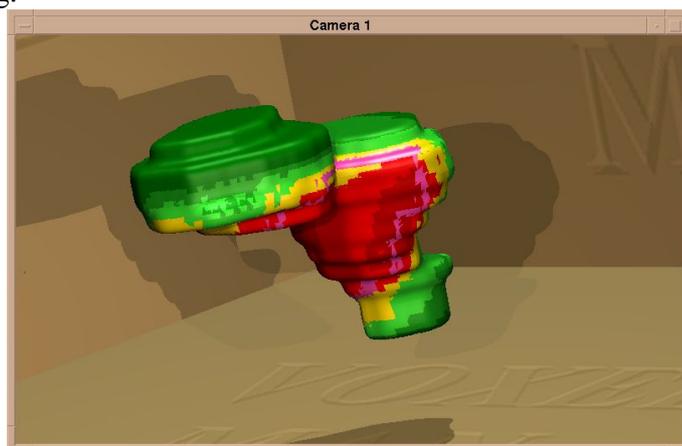


Abbildung 33: Eine erste Beurteilung der Dosisverteilung in den Risikoorganen kann anhand der Oberflächendosis erfolgen. Bei Überschneidung mit dem Zielvolumen wird dessen Kontur als hellviolett gefärbte Linie mit dargestellt. Hier als Beispiel die Risikoorgane Harnblase (vorne) und Enddarm (hinten) aus einer Prostata-Bestrahlung.

Analog zur Zielvolumenbeurteilung kann sich eine gesonderte Betrachtung höherer Dosisbereiche innerhalb der transparenten Risikoorgane anschließen. In der Regel ist jedoch ein detailliertes Vorgehen mit in einzelnen Prozentschritten wachsender Dosiswolke (ausgehend vom höchsten auftretenden Dosiswert) nicht notwendig. In den hohen Dosisbereichen (über 80%) können meist fünf Prozentwerte gemeinsam hinzugefügt werden, ohne daß die Beurteilung der räumlichen Dosisverteilung darunter leidet (Abbildung 34). Für niedrigere Dosisbereiche als 80% ist eine isolierte Beurteilung innerhalb der Risikoorgane nur selten notwendig. Relevante Inhomogenitäten treten in diesem Bereich kaum auf, sie wären auch bei der primären Betrachtung der schrumpfenden Dosiswolke ohne VoI durch unerwartete sprunghafte Umfangsveränderung aufgefallen wäre. Bei homogenem Dosisverlauf im Innern des Risikoorgans vermittelt die oben beschriebene dosisschattierte Oberflächendarstellung im allgemeinen alle für die Bearbeitung wichtigen Informationen.

Die physikalische Dosisverteilung beschreibt die Schädigungswahrscheinlichkeit der Risikoorgane in vielen Fällen nur unzureichend. Die biologisch gewichtete Isoeffektverteilung (siehe Seite 14) ermöglicht hier eine genauere Beurteilung und sollte – sofern vorhanden – im Anschluß an die Betrachtung der physikalischen Risikoorgan-Dosis untersucht werden. Eine Verwechslung der biologisch korrigierten Isoeffekten-Verteilung mit der physikalischen Dosierung hätte wegen ihrer deutlichen Unterschiede starke Auswirkungen auf die Planbeurteilung. Die unterschiedliche Farbgebung schließt eine solche Verwechslung aus.

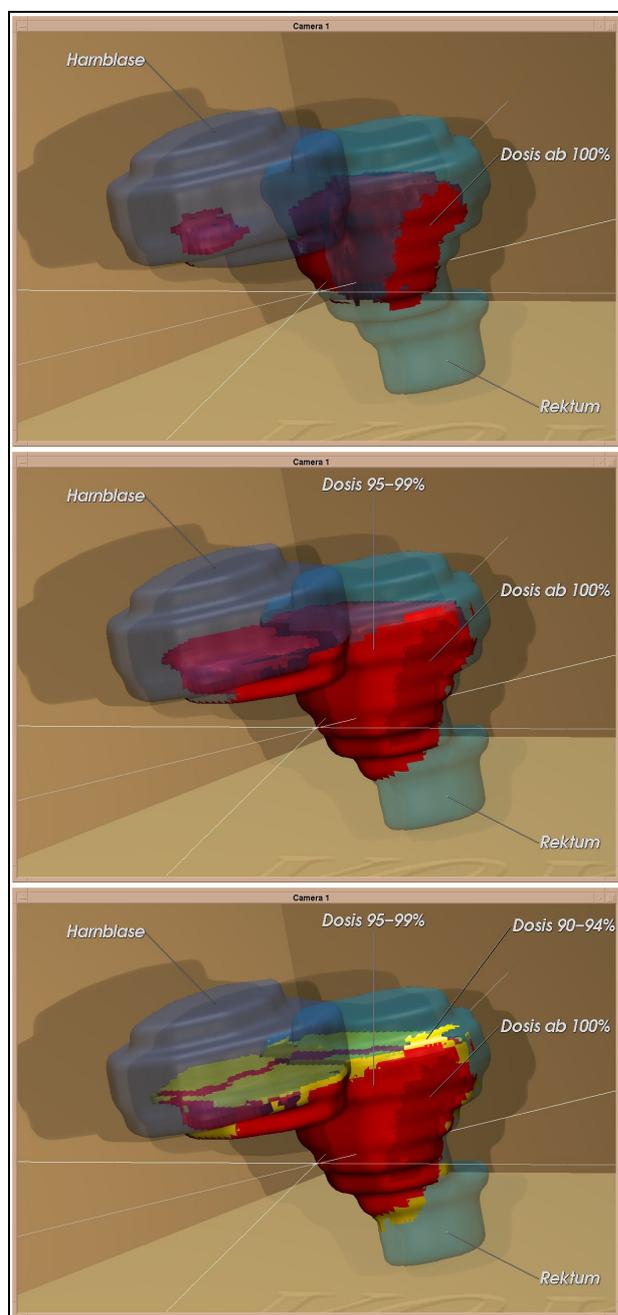


Abbildung 34: Genauere Dosisbeurteilung anhand wachsender Dosiswolken im Innern der Risikoorgane. Hier Darstellung in 5%-Schritten absteigend von 100% bis 90% (von oben nach unten) aus der Becken-Bestrahlungsplanung.

Analog zur physikalischen Dosis empfiehlt sich zunächst die Darstellung der Oberflächendosis, danach die Betrachtung einer wachsenden Dosiswolke im Innern der transparenten Risikoorgane (Abbildung 35).

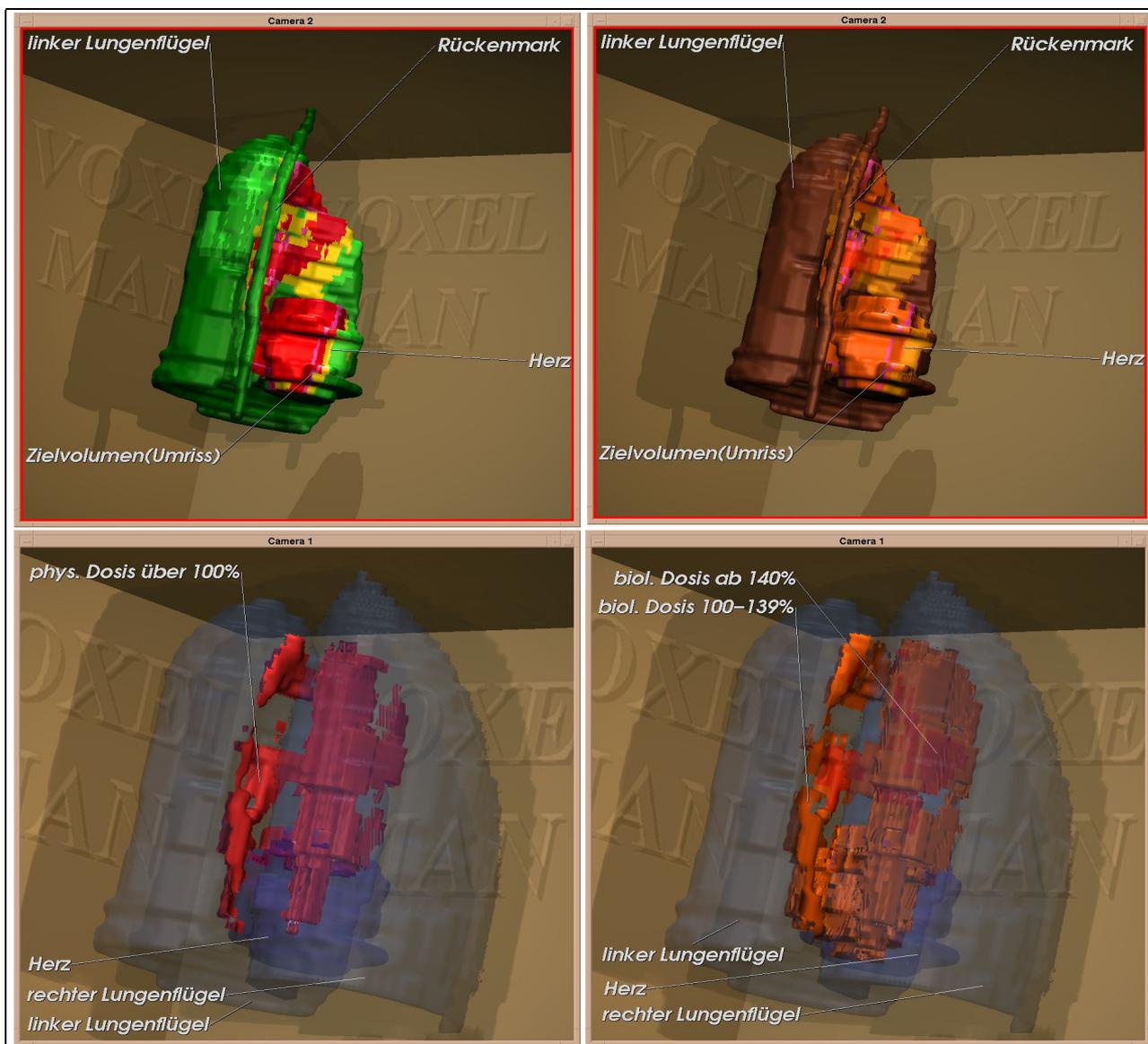


Abbildung 35: Beurteilung der biologisch gewichteten Dosis (rechts), links im Vergleich jeweils das korrespondierende physikalische Dosisbild. Oben ist die Oberflächendosis dargestellt, zur Beurteilung der Medialfläche des rechten Lungenflügels und des Herzens wurde der linke Lungenflügel entfernt. Die unteren Bilder zeigen die 100%-Dosiswolken im Inneren der Risikoorgane. Es finden sich deutlich erhöhte biologische Dosiswerte (große Bereiche mit höheren Bestrahlungsdosen als die Gewebetoleranzdosis im Herzen, die Maximalwerte liegen deutlich über 140%).

Da durch die Normierung auf die gewebespezifische Toleranzdosis ($TD_{5/5}$) bei der biologisch gewichteten Isoeffekt-Verteilung deutlich höhere Werte auftreten können, ist bei der Darstellung der Dosiswolke zunächst eine Schrittweite von jeweils 10% vorteilhaft, gegebenenfalls kann sich eine genauere Betrachtung anschließen (vergleiche auch Abbildung 37).

3.2.5 Spezielle Aspekte der verschiedenen Lokalisationen

Die meisten Bestrahlungsplanungen lassen sich mit dem hier vorgestellten Ablauf beurteilen, jedoch beinhaltet jeder Bestrahlungsfall speziell zu berücksichtigende Aspekte, welche sich in erster Linie aus Lage und Größe der Risikoorgane und des Zielvolumens sowie deren relativer Position zueinander ergeben. Innerhalb einer Bestrahlungsregion werden meistens die gleichen strahlensensiblen Organe als Risikoorgane definiert, so daß sich für Bestrahlungen innerhalb dieser Region die jeweils zu berücksichtigenden Aspekte nur unwesentlich unterscheiden. Ein angepasstes Vorgehen zur Untersuchung dieser Region erleichtert die Beurteilung des jeweiligen Bestrahlungsplanes und verkürzt die Zeit der Bearbeitung:

Die verschiedenen Organe im **Kopf-/Halsbereich** unterscheiden sich stark in ihrer Größe, kleinere Risikoorgane liegen relativ weit auseinander. Eine gemeinsame Visualisierung aller Risikoorgane birgt die Gefahr der Unterbewertung hoher Dosiswerte in kleineren Organen, wie dem Auge oder dem Rückenmark. Hier könnte schon eine sehr kleine Überdosierung zu gravierenden Nebenwirkungen der Bestrahlung führen. Für eine exakte Beurteilung kleinerer Risikoorgane hat sich die Vergrößerung eines Bildausschnittes bewährt, in welchem nur das interessierende Organ dargestellt wird. Die Einfärbung der Organoberfläche in Dosisfarben ist gerade bei diesen kleinen Risikoorganen der Dosiswolken-Darstellung überlegen, zum Ausschluß von Dosispitzen im Organinneren sollte jedoch immer auch das DVH betrachtet werden (Abbildung 36).

Die isolierte Darstellung eines rundlichen Objektes (zum Beispiel des Auges) erschwert – vor allem bei Abweichung vom Standardblickwinkel – die räumliche Orientierung. Hier hat sich die Verwendung eines zusätzlichen, kleineren 3D-Bildes als günstig erwiesen, welches die visualisierten Objekte innerhalb der transparenten Hautoberfläche zeigt. Bei gleichem Rotationswinkel der beiden Bilder kann die Lage der dargestellten Objekte gut abgeschätzt werden. Wurde am ursprünglichen Bild eine Ausschnittsvergrößerung durchgeführt, bezeichnet ein Rahmen im Orientierungsbild die Ränder der Vergrößerung.

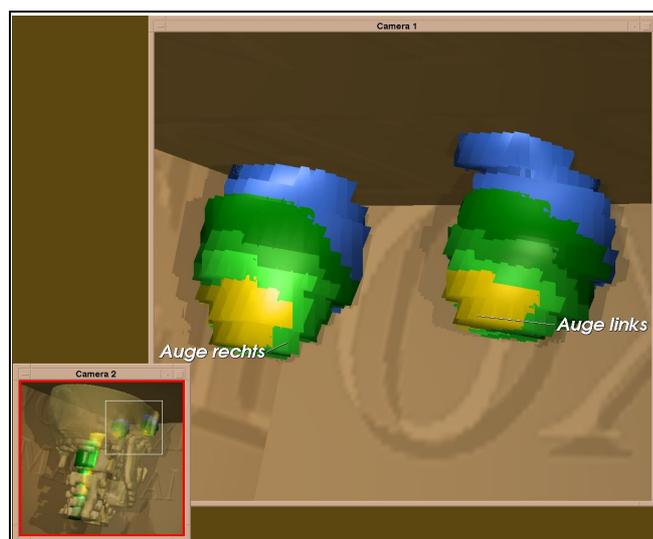


Abbildung 36: Im Kopf-/Halsbereich befinden sich viele kleinere Risikoorgane, deren Schädigungschwerwiegende Bestrahlungsfolgen verursachen kann. Eine Ausschnittsvergrößerung (hier der Augen in Dosisfarben) hilft, auch kleinste Überdosierungen zu erkennen. Im zweiten 3D-Bild wird die räumliche Orientierung durch Überlagerung der dargestellten Objekte mit transparentem Knochen erleichtert, ein Rahmen bezeichnet den vergrößerten Bereich.

Im **Thoraxbereich** umschließen die Lungenflügel und das Herz mediastinale Zielvolumina, wobei die von einer hohen Strahlendosis betroffenen medialen Seiten der Organe durch die davor gelegenen Objekte verdeckt werden. Sowohl bei der Oberflächendosis als auch bei Dosiswolken-Darstellung ist deshalb häufig der im Vordergrund gelegene Lungenflügel zu entfernen (siehe Abbildung 35 oben) oder das jeweilige Risikoorgan einzeln zu betrachten. Vor allem für den Vergleich mehrerer Bestrahlungspläne sowie zwischen biologischer und physikalischer Dosis ist die Einzeluntersuchung der Risikoorgane notwendig (Abbildung 37).

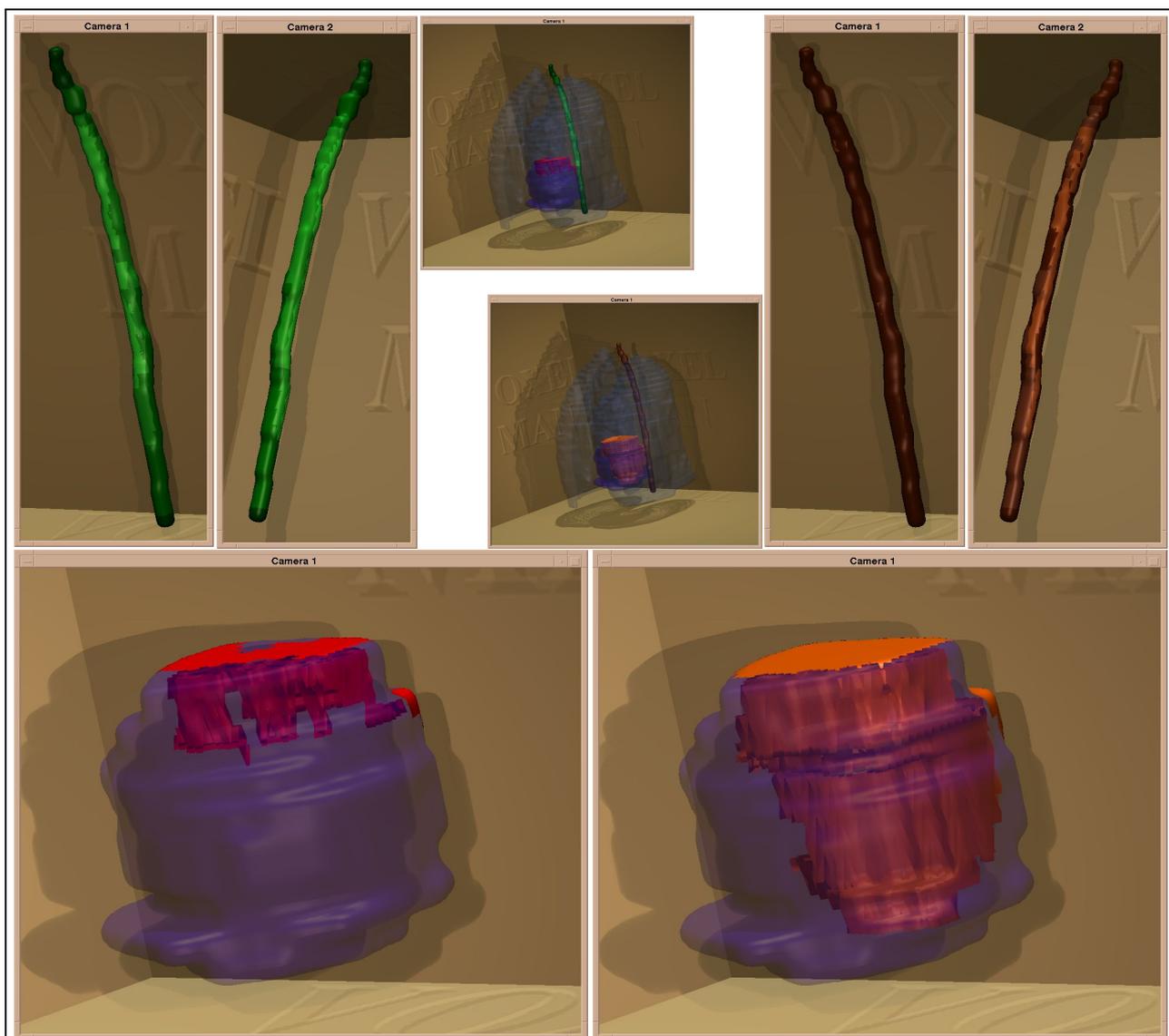


Abbildung 37: Wegen der sich gegenseitig verdeckenden Risikoorgane ist im Thoraxbereich vor allem bei Vergleichen unterschiedlicher Dosisberechnungen häufig eine isolierte Darstellung der einzelnen Organe notwendig. In der oberen Reihe ist die Oberflächendosis des Rückenmarks dargestellt, auf dessen Schonung ein besonderes Augenmerk geworfen wird, links die physikalischen Dosiswerte (bei durchgehender Grünfärbung keine Dosiswerte über 80%), rechts die biologische Dosisverteilung (ebenfalls keine überhöhten Werte) jeweils in Vorder- und Rückansicht. Unten ist die 100%-Dosis im transparenten Herzen mit deutlichem Unterschied zwischen physikalischer (links) und biologischer Dosis (rechts) visualisiert. Die Übersichtsbilder oben in der Mitte dienen der besseren räumlichen Orientierung, sie zeigen die räumliche Anordnung der untersuchten Risikoorgane mit transparent dargestellter Lunge.

In der **Beckenregion** führt das oben beschriebene allgemeine Vorgehen in der Regel zu guten Beurteilungsmöglichkeiten. Durch die kleineren und eher rundlichen VoI ist jedoch die räumliche Orientierung zum Teil erschwert, das sonst günstige Hinzufügen der Knochenstruktur verdeckt die im Beckeninneren gelegenen VoI weitgehend. Ein Schnittbild durch das knöcherne Becken mit vollständigen VoI im Vordergrund verbessert die Orientierung, ohne wichtige Strukturen zu verdecken, es kann auch als Zusatzbild neben dem eigentlichen 3D-Bild dargestellt werden (Abbildung 38). Die ebenfalls mögliche transparente Knochendarstellung hat sich in diesem Fall als unterlegen herausgestellt: Während hinter dem angeschnittenen Knochen keinerlei VoI-Informationen mehr gelegen sind, erschwert auch ein transparenter Knochen bei gleichwertiger räumlicher Orientierung die Beurteilung der dahinter gelegenen Regionen.

Die umfangreiche Funktionalität des VOXEL-MAN-Systems ermöglicht zusätzlich zum standardisierten Vorgehen eine differenzierte Beurteilung spezieller Fragestellungen ausgehend von jedem Schritt der interaktiven Bearbeitung.

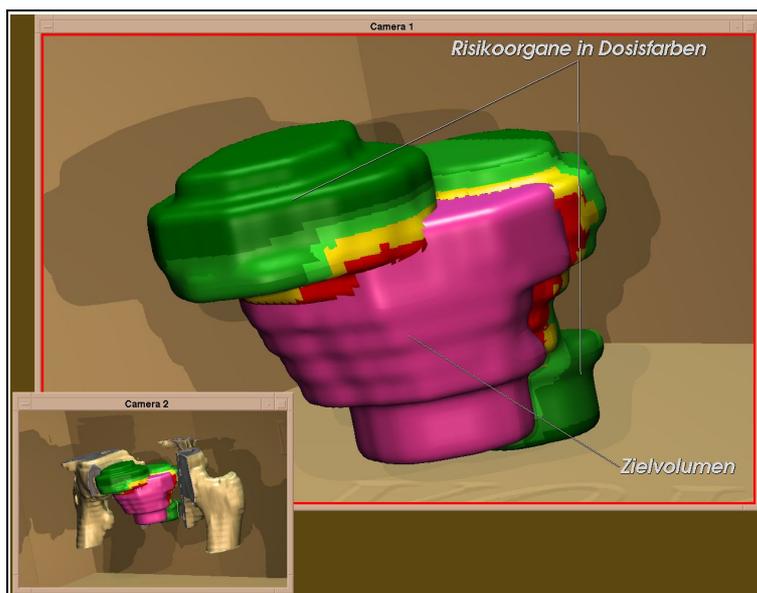


Abbildung 38: Im Beckenbereich kann die räumliche Orientierung durch die gleichzeitige Darstellung eines Anschnitts der Beckenknochen verbessert werden, ohne die VoI (hier Zielvolumen und dosisgefärbte Risikoorgane) zu verdecken. Wird diese Objektkombination in einem Zusatzfenster visualisiert, läßt sich auch eine eventuell durchgeführte Vergrößerung als Rahmen angeben.

3.2.6 Abschließende Gesamtbeurteilung des Planes

Als Ergebnis dieser Explorationsphase sollte der strahlentherapeutische Anwender in der Lage sein, die Qualität des untersuchten Bestrahlungsplanes zu beurteilen:

- Scheint die Dosisverteilung optimal den Erfordernissen zu entsprechen, so kann die Bestrahlung mit den in der Planung verwendeten Parametern durchgeführt werden.
- Gibt es Bereiche, an denen die Dosisverteilung noch verbessert werden sollte, ist eine Planoptimierung erforderlich, welche die Modifikation von Planungsparametern, die erneute Berechnung der Dosisverteilung und die erneute Evaluation des veränderten Planes beinhaltet.

- In Einzelfällen kann es vorkommen, daß der Bestrahlungsplan auch nach einer oder mehreren Parametermodifikationen nur mit intolerablem Nebenwirkungsrisiko durchgeführt werden könnte. Um das Auftreten gravierender Strahlenfolgen für den Patienten zu vermeiden, ließe sich nur eine Bestrahlung mit reduzierter Gesamtdosis durchführen. Da dies einen Verzicht auf die vollständige Zerstörung des Tumors bedeutet, ist das gesamte kurative Therapiekonzept noch einmal zu hinterfragen. Hierbei ist meist ein interdisziplinäres Vorgehen notwendig, da als Alternativen neben der Strahlentherapie mit palliativer Zielsetzung auch andere palliative Therapieformen berücksichtigt werden müssen.

3.3 Die Optimierung eines Bestrahlungsplanes

Das Vorgehen bei der Optimierung entspricht im wesentlichen der Parameterfestlegung zu Beginn der Bestrahlungsplanung (vergleiche Abschnitt 2.1.3 , Seite 11), wobei Erkenntnisse aus der Planbeurteilung Berücksichtigung finden. Unterdosierungen im Bereich des Zielvolumens müssen korrigiert, vermeidbar hohe Dosiswerte in den Risikoorganen reduziert werden. Die Entscheidung, welche Parameter bei der Neuberechnung am Bestrahlungsplanungssystem verändert werden sollen, fällt im Rahmen der Beurteilung und Visualisierung des zuvor berechneten Planes. Hierbei bietet VOXEL-MAN durch seine umfangreiche Funktionalität verschiedene Hilfsmittel zur Optimierung der Form von Bestrahlungsfeldern und zur Modifikation der strahlenphysikalischen Parameter wie Dosis und Fraktionierung.

3.3.1 Optimierung der Feldform mit Hilfe des BEV

Für Beurteilung und Optimierung der Feldorientierung ist der Beam's-Eye-View (BEV) von zentraler Bedeutung, da bei dieser Blickrichtung die relative Lage von Risikoorganen und Zielvolumen zueinander und zu den Konturen des jeweiligen Strahlenfeldes beurteilt werden kann. Das Zielvolumen sollte von der Feldkonturen vollständig umschlossen sein (günstig wäre hier die bisher noch nicht implementierte Darstellung der Kollimator-Blenden), von den Risikoorganen sollten möglichst große Bereiche außerhalb der Feldkonturen liegen.

Die gemeinsame Betrachtung aller VoI im BEV-Bild ist nur selten ausreichend, da sich überlagernde oder hintereinander gelegene Objekte wichtige Informationen verdecken können. Hier hilft die Einzeldarstellung des Zielvolumens, gegebenenfalls auch einzelner Risikoorgane weiter. Als günstig hat sich eine Kombination aus Zielvolumen oder Risikoorganen mit einer Schnittebene senkrecht zum Zentralstrahl des Feldes erwiesen, welche im Feldverlauf verschoben werden kann.

Sie ermöglicht eine Beurteilung der Abstände zwischen Objektoberfläche und Feldkontur, durch ihre Anfärbung mit Dosisfarben lassen sich auch die Überlagerungseffekte durch andere Strahlenfelder einbeziehen (Abbildung 39).

Werden bei Überlagerungen die Vol nicht mehr dreidimensional, sondern nur noch als Konturlinie auf der Schnittebene visualisiert, erhält man die aus den Planungssystemen bekannte schichtweise Darstellung mit Feld-, Dosis- und Vol-Informationen, welche im Unterschied zu dieser durch

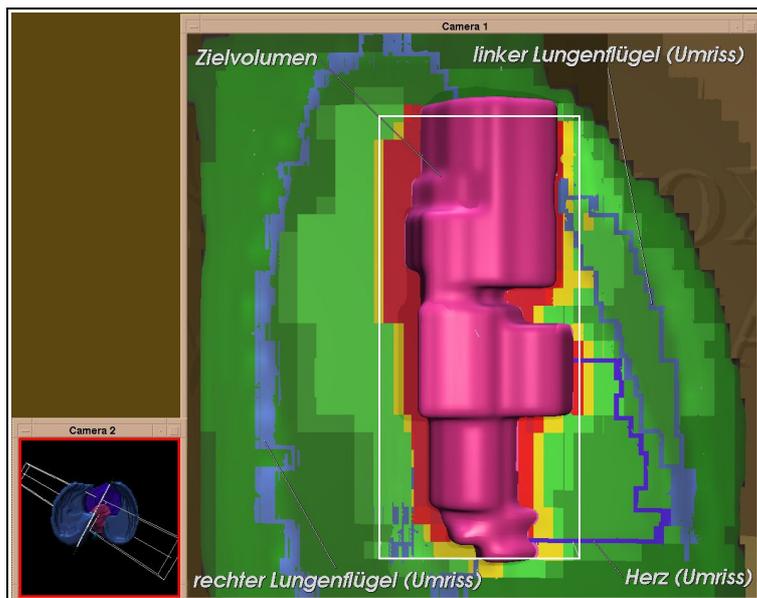


Abbildung 39: Eine senkrecht zur BEV-Blickrichtung gelegene Schnittebene mit Dosisinformation (hier aus der thorakalen Bestrahlungsplanung) hilft bei der Beurteilung von Überlagerungseffekten der verschiedenen Strahlenfelder. Die gleichzeitige Darstellung der Konturen aller Risikoorgane auf der Schnittebene ermöglicht eine Abschätzung des Abstandes zu dem im BEV betrachteten Feld.

ihre Ausrichtung quer zum Bestrahlungsfeld die Beurteilung der Feldorientierung erleichtert. Ein Längsschnitt durch das Feld in der Zentralstrahlebene ist mit VOXEL-MAN ebenfalls möglich. Für koplanare Felder kann hierfür auf die transversale Schnittebene zurückgegriffen werden, nur bei der Überlagerung mit dreidimensionalen Objekten (beispielsweise hervorstehendes Zielvolumen) und zur Darstellung der Feldkonturen ist ein entsprechender Schnitt im 3D-Bild durchzuführen.

Durch Rotation und Verschieben der Kameraposition eines BEV-Bildes kann die Veränderung der Ausrichtung eines Bestrahlungsfeldes simuliert werden. Ergibt sich durch einen veränderten Blickwinkel bei zentraler Lage des Zielvolumens eine geringere Überschneidung der Feldkonturen mit Risikoorganen, so sollte dieser Blickwinkel als neue Bestrahlungsrichtung übernommen werden.

3.3.2 Veränderung von Strahlendosis und Fraktionierung

Eine weitere Möglichkeit der Optimierung von Bestrahlungsplänen ergibt sich aus der prozentualen Aufteilung der Gesamtdosis auf die Einzelfelder. Zeigt sich im Verlauf der Planbeurteilung, daß ein besonders gefährdetes Risikoorgan vorwiegend von einem Strahlenfeld betroffen ist, kann es eventuell durch eine Dosisreduktion dieses Feldes geschont werden. Zum Erhalt einer ausreichenden Zielvolumendosis muß die Dosis der anderen Felder erhöht werden, wodurch andere Risikoorgane zusätzlich belastet werden können. Die veränderte Gewichtung der Felder führt zu einer Modifikation der Dosisverteilung im Zielvolumen, ein Effekt, der auch zur Verbesserung einer inhomogenen Zielvolumendosis eingesetzt werden kann.

Zeitliche Veränderungen der Dosisapplikation werden bei der physikalischen Berechnung nicht berücksichtigt, so daß zur Beurteilung unterschiedlicher Fraktionierungen alternative Bestrahlungspläne mit biologischer Korrektur (Isoeffekt-Pläne) visualisiert werden müssen. Sind die Einflüsse verschiedener Fraktionierungsschemata auf ein besonders gefährdetes Risikoorgan bekannt, so kann es durch die Auswahl der für dieses Organ günstigsten Parameter optimal geschont werden.

3.4 Vergleich alternativer Bestrahlungspläne

Bei umfangreichen Planmodifikationen und vor allem bei der Dosisberechnung mit einer veränderten Anzahl von Strahlenfeldern ist ein direkter Vergleich der alternativen Bestrahlungspläne notwendig. Während innerhalb eines Planungssystems Veränderungen an der Größe, Orientierung oder Gewichtung der Strahlenfelder direkt berechnet und dargestellt werden können, ist VOXEL-MAN als Visualisierungssystem auf die Bereitstellung neu berechneter Daten durch das Planungssystem angewiesen. Ein solcher Alternativplan kann dann neben dem ursprünglichen Bestrahlungsplan in VOXEL-MAN eingebunden und analog zur Visualisierung von physikalischer und biologischer Dosis dargestellt werden. Im Unterschied zum zweimaligen Programmaufruf mit gegebenenfalls gekoppelten Bearbeitungsschritten werden beide Pläne in das Intelligente Volumen integriert, so daß die CT-, VoI- und Anatomievolumina gemeinsam benutzt werden können.

Zur effektiven Bearbeitung müssen sich die jeweiligen Planungsdaten direkt bei der Betrachtung unterscheiden lassen, ohne auf die Objektbeschriftungen zurückzugreifen. Während die biologische Dosis durch veränderte Dosisfarben unterschieden werden kann, ist für die Alternativpläne eine unterschiedliche Färbung des Bildhintergrundes vorteilhaft: Alle Fenster mit Informationen des zweiten Planes (3D-Bilder, DVH-Darstellungen, beschreibende Texte) werden mit einer anderen

Hintergrundfarbe dargestellt, welche eine sofortige Planzuordnung ermöglicht.

Da in der Regel ein bekannter mit einem neu berechneten Plan verglichen werden soll, empfiehlt es sich, eine vollständige Exploration des neuen Planes durchzuführen. Von dem bekannten Plan sollten aus Gründen der Zeitersparnis zunächst nur die Übersichtsbilder (Dosiswolke, Oberflächen-dosis auf Zielvolumen und Risikoorganen) und die besonders interessierenden Dosisbilder (95%-Dosis im Zielvolumen, 100%-Dosis in den Risikoorganen) parallel dazu dargestellt werden (Abbildung 40). Bei besonderen Fragestellungen und erkannten Differenzen zum Ursprungsplan ist an jedem Punkt der Beurteilung die Visualisierung des anderen Bestrahlungsplanes möglich.

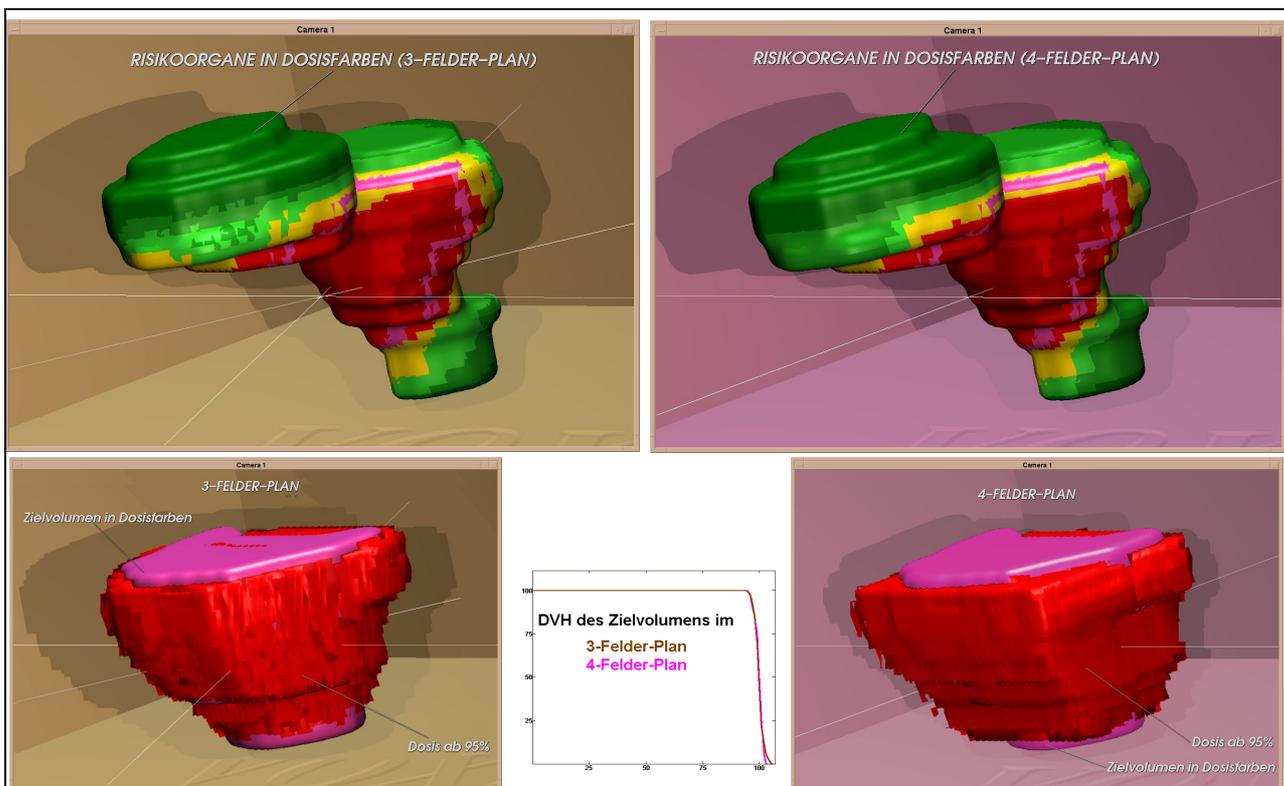


Abbildung 40: Vergleich alternativer Bestrahlungspläne. Am anders gefärbten Bildhintergrund kann die Zugehörigkeit zum Alternativplan abgelesen werden. Jeweils Darstellung der Risikoorgane in den Farben der physikalischen Dosis und des Zielvolumens innerhalb der 95%-Dosiswolke im 3-Felder- (links) und 4-Felder-Plan (rechts). Unten in der Mitte Darstellung der Dosis-Volumen-Histogramme des Zielvolumens im Vergleich.

Der Vergleich alternativer Pläne auf orthogonalen Schnittebenen ist zur Zeit nur eingeschränkt möglich, da die Bilder nur bei verkleinerter Darstellung im Servicebereich dem jeweiligen Bestrahlungsplan eindeutig zuzuordnen sind. Durch die Festlegung von Standardpositionen am Bildschirm für die jeweiligen Fenster können Verwechslungen vermieden werden, eine definitive Lösung wird zukünftigen Versionen des Programms vorbehalten bleiben (siehe unten, Kapitel 3.5) Über die etwas aufwendiger zu definierenden Schnittebenen im 3D-Bild können bei axialer Betrachterposition die orthogonalen Schnitte nachgebildet werden, wobei nach Entfernung der informationslosen Randregion der Hintergrund mit der planspezifischen Färbung zu sehen ist.

3.4.1 Vergleich korrespondierender Dosiswolken in einem 3D-Bild

Die gleichzeitige Darstellung korrespondierender Dosisbereiche aus Alternativplänen in einem Bild läßt auch kleinere Unterschiede zwischen den Plänen sofort erkennen. Für beide Pläne wird der interessierende Dosisbereich visualisiert, wobei sich die Färbung der resultierenden Kombinations-Dosiswolke von der bisherigen Planevaluation deutlich unterscheidet. Nur diejenigen Voxel, die in beiden Plänen dem darzustellenden Dosisbereich entsprechen, werden in der bekannten Dosisfarbe visualisiert. Bereiche, an denen nur einer der Pläne dargestellt wird, erhalten die diesem Plan zugeordnete Farbe. An der jeweiligen Färbung ist das örtliche Überwiegen eines Planes sofort zu sehen, schon eine minimale Verschiebung der Felder gegeneinander ist zu erkennen. Diese spezielle Dosisdarstellung zeigt in Kombination mit den VoI die Vor- und Nachteile beider Pläne schon nach wenigen Einzelschritten, so daß sich der Anwender schnell für den günstigeren Plan entscheiden kann (Abbildung 41).

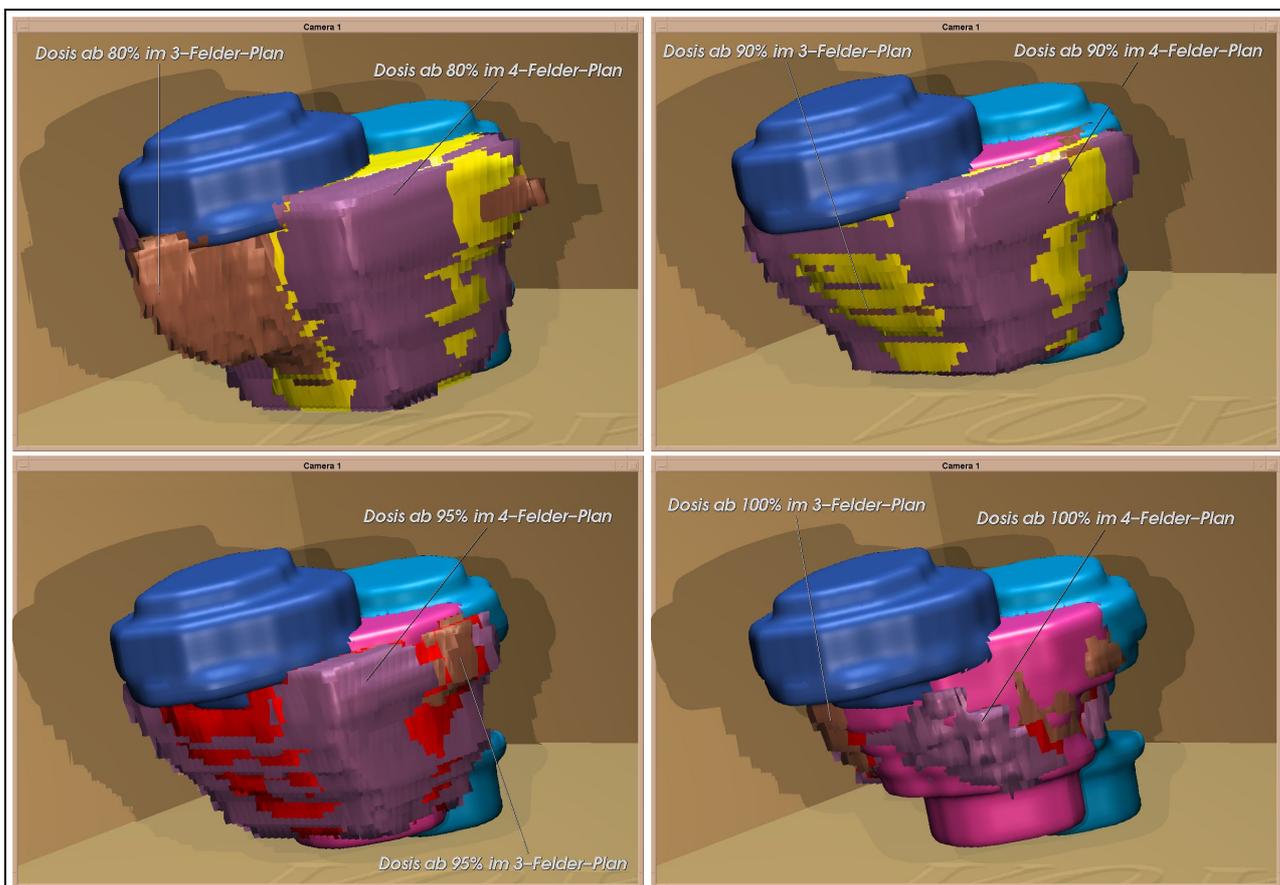


Abbildung 41: Anhand der gleichzeitigen Darstellung korrespondierender Dosisbereiche aus zwei Alternativplänen in einem Bild können die Vorteile der jeweiligen Dosisverteilung sofort abgelesen werden. Hier sind beispielhaft ein 3-Felder-Plan (braun) und ein 4-Felder-Plan (violett) einer Prostata-Bestrahlung visualisiert, die sich vor allem in niedrigeren Dosisbereichen deutlich unterscheiden. (Dosisbereiche ab 80%, 90%, 95% und 100% der Referenzdosis dargestellt)

3.5 Bisher noch nicht implementierte Funktionen

Das Ziel dieser Arbeit, die Beurteilung von Bestrahlungsplänen durch den Einsatz eines unabhängigen volumenbasierten Graphiksystems zu erleichtern und gegebenenfalls auch durch eine exaktere Analyse ihre Qualität zu verbessern, kann mit der vorhandenen Funktionalität von VOXEL-MAN ohne Schwierigkeiten erreicht werden.

Für spezielle Fragestellungen sind bisher in verschiedenen Bereichen der Planevaluierung zum Teil aufwendige Arbeitsschritte notwendig, um ein aussagekräftiges 3D-Bild zu erhalten. Durch die Zusammenfassung mehrerer Befehle könnte schneller auf kritische Planungsbereiche zugegriffen werden. So ließen sich folgende Funktionen vereinfachen:

- Kopplung von 3D-Bildern bei der Festlegung darzustellender Objektkombinationen
- Darstellung transparenter Objekte bei der Entfernung anderer Objekte an gleicher Stelle
- Dosisänderung bei Kombinationsdarstellung der Alternativpläne

Einige weitere Funktionen sind bisher noch nicht in VOXEL-MAN implementiert, aber für eine effektive Bestrahlungsplanung hilfreich:

- Bestimmung von Dosiswerten durch Mausaktion am Dosis-Volumen-Histogramm und Übernahme der gewählten Dosisbereiche ins 3D-Bild
- Auswahl eines Strahlenfeldes durch Mausaktion im 3D-Bild
- Anzeige der Stellung von Kollimatorblenden im Strahlengang
- Darstellung der Zentralstrahlen und Feldkonturen auf den orthogonalen Schnittebenen
- Gleichzeitige Darstellung zweier Bestrahlungsfelder in parallelen Sätzen orthogonaler Ebenen

Die Funktionen der ersten Gruppe lassen sich problemlos in VOXEL-MAN verwirklichen, die Funktionen der zweiten Gruppe müssen mit erhöhtem Programmieraufwand in VOXEL-MAN eingebunden werden.

So ist bei der Kopplung von 3D-Bildern jeder Befehl, welcher an dem einen Bild ausgeführt wird, durch die Neuberechnung auch des anderen Bildes auf dieses zu übertragen. Die Funktion muß abschaltbar sein, da in der Bestrahlungsplanung nicht immer in beiden Bildern die gleiche Information visualisiert wird (Darstellung von Übersichtsbildern zur Orientierung, physikalischer und biologischer Dosis oder von alternativen Plänen nebeneinander).

Bei der Entfernung von Objekten aus dem 3D-Bild werden transparente Objektbereiche mit entfernt, obwohl diese in der Regel weiterhin dargestellt werden sollten. Zum Wiederherstellen der transparenten Objekte ist bisher ein zusätzlicher Befehl notwendig, wodurch die Visualisierung von Abläufen wie beispielsweise einer schrumpfenden Dosiswolke (von niedrigen zu hohen Dosisbereichen) in transparenten VoI bei jedem Darstellungsschritt verzögert wird. Eine Funktion zur Objektentfernung unter Erhalt der transparenten Objekte kann die beiden Programmschritte kombinieren („untersuche bei der Entfernung jedes Objektvoxels, ob es zu einem transparent dargestellten Objekt gehört und stelle dieses Objekt dort dar“). Ebenfalls möglich wäre ein zusätzliches Attribut („Löschschutz“), dessen Aktivierung ein Objekt bei der Entfernung anderer Objekte ausspart.

Bisher ist die Visualisierung der korrespondierenden Dosisbereiche aus Alternativplänen nur über mehrere Textkommandos möglich. Hierüber ist die Änderung der korrespondierenden Dosisbereiche relativ aufwendig. Die Einbeziehung eines zusätzlichen Schiebereglers in das Strahlentherapie-Menü ermöglicht auch die Darstellung wachsender und schrumpfender Dosiswolken.

Zur Übernahme von Dosisbereichen aus dem DVH müssen die zugrunde liegenden Daten per Mausaktion an jedem Bildpunkt der DVH-Graphik abgerufen werden können. Bei gedrückter Maustaste kann dann der interessierende Dosisbereich (beispielsweise Dosis spitzen in einem Risikoorgan) am DVH selektiert und im 3D-Bild visualisiert werden. Diese Funktion beendet die eingeschränkte Beurteilbarkeit des DVH, da das abgelesene Ausmaß von Fehldosierungen mit der zugehörigen räumlichen Information verbunden wird.

Die Auswahl eines bestimmten Strahlenfeldes zur Darstellung des entsprechenden BEV oder von Textinformationen erfolgt bisher ausschließlich über das strahlentherapeutische Funktionsmenü. Für eine Feldauswahl im 3D-Bild müssen die Felder mit der Maus selektiert werden können. Nach der Selektion ist ein Kontextmenü vorstellbar, welches die Visualisierung des BEV, die Darstellung oder Entfernung von Feldgrenzen und Zentralstrahlen sowie die Anzeige der Feldparameter ermöglicht.

Graphisch aufwendig ist die Darstellung von Lamellenkollimatoren im Strahlengang. Diese aus schmalen Streifen bestehenden Blenden werden an die Form des jeweiligen Zielvolumens angepaßt und verändern so die Kontur eines Bestrahlungsfeldes. Bei der Anzeige der exakten Feldausmaße entsprechend der Lamellenstellung ist eine Vielzahl von divergierenden Feldkonturlinien notwendig, welche möglicherweise wichtige Informationen verdecken. Für einige Fragestellungen ist deshalb eine senkrecht zum Feld stehende Ebene mit den Kollimatorpositionen günstiger, welche sich im Strahlenfeld frei bewegen läßt. Sie bietet eine genauere Kontrolle der Feldform sowohl auf

der Höhe des Isozentrums als auch in kritischen Bereichen (beispielsweise an einem Risikoorgan in direkter Nähe der Feldkontur). Gegebenenfalls kann auch der Abstand zwischen einzelnen VoI und der Feldkontur exakter bestimmt werden.

Die als Liniengraphiken definierten Feldkonturen und Zentralstrahlen sind bisher nur im 3D-Bild zu visualisieren. Die Möglichkeit einer Darstellung auf den orthogonalen Schnittebenen bietet dem Anwender ein Bild, wie er es aus den jetzigen Planungssystemen kennt, ohne daß dafür eine in Feldrichtung ausgerichtete Schnittebene in das dreidimensionale Bild gelegt werden muß. Für nicht koplanare Felder ist diese Schnittebene auch weiterhin die einzige Möglichkeit, eine Zentralstrahlenebene zu visualisieren.

Mehrere orthogonale Schnittbilder mit gleicher räumlicher Ausrichtung sind schon heute mit VOXEL-MAN darstellbar, sie werden in der Regel zur gleichzeitigen Visualisierung von CT- und MRT-Daten genutzt. Bei ihrer Nutzung für zwei alternative Bestrahlungspläne müssen die Fenster eindeutig gekennzeichnet werden, um Verwechslungen der Pläne zu vermeiden. Günstig wäre hier eine unterschiedliche Färbung der Fensterrahmen, was bei anderen VOXEL-MAN-Anwendungen nicht notwendig war und deshalb in der jetzigen Programmversion noch nicht implementiert ist. Dies könnte auch zur Unterscheidung der Alternativpläne in den 3D-Bildern und Zusatzfenstern genutzt werden, wodurch auf die unterschiedliche Hintergrundvisualisierung verzichtet werden könnte.

3.6 Vollständige Bestrahlungsplanung mit VOXEL-MAN

Die in dieser Arbeit mit VOXEL-MAN visualisierten Daten wurden von den Bestrahlungsplanungssystemen MEVAPLAN und HelaxTMS berechnet und als Dateien zu VOXEL-MAN übertragen. Bis zur Einführung exakt aufeinander abgestimmter Schnittstellen (DICOM-RT erweist sich hier zunehmend als zukünftiger Standard und hat RTOG (AAPM) weitgehend abgelöst) ist dieses Vorgehen mit einem für die klinische Anwendung nicht zu tolerierenden Aufwand verbunden, da eventuelle Modifikationen der Planungsparameter zur Planoptimierung erneut mit dem jeweiligen Planungssystem berechnet und VOXEL-MAN zur Verfügung gestellt werden müssen.

Für die routinemäßige klinische Anwendung ist eine direkte Verbindung der beiden Systeme unabdingbar, eigentliches Ziel wäre die Kombination eines Bestrahlungsplanungsprogrammes mit VOXEL-MAN, wobei auf einheitliche Funktionen und eine gemeinsame Benutzeroberfläche geachtet werden sollte.

Durch die Integration von Algorithmen zur Berechnung von Dosisverteilungen kann VOXEL-MAN zu einem vollständigen Bestrahlungsplanungssystem erweitert werden, wobei die strahlenphysikalischen Parameter über editierbare Textfenster und die Felddefinitionen am 3D-Bild (BEV) festgelegt sowie im Rahmen der Planoptimierung modifiziert werden können. Zur VoI-Definition stehen die umfangreichen Segmentationsfunktionen des Systems zur Verfügung, die Planbeurteilung wurde im Rahmen dieser Arbeit ausführlich beschrieben. Während der gesamten Bearbeitung können sowohl die orthogonalen 2D-Bilder von CT-Daten und Segmentationsobjekten als auch deren 3D-Rekonstruktion am Bildschirm beurteilt werden, so daß eine frühzeitige Reaktion auf Ungenauigkeiten bei der Eingabe möglich ist. Wegen des hohen Aufwandes bei der Verifikation eines neu entwickelten Planungsmoduls wäre es vorteilhaft, die Möglichkeiten der Dosisberechnung eines vorhandenen Planungssystems zu nutzen und dieses als sogenannte „Dose Calculation Engine“ intern mit VOXEL-MAN zu verknüpfen.

Für ein solches integriertes Bestrahlungsplanungs- und Visualisierungssystem sind für eine zeitnahe Berechnung und Ergebnisdarstellung auch heute noch Computer der neuesten Generation mit besonders schnellen Prozessoren und großer Speicherkapazität notwendig. Berücksichtigt man jedoch die rasante Entwicklung in der Computerbranche innerhalb der letzten Jahre, so könnten schon in wenigen Jahren entsprechende Voraussetzungen in den allgemein verbreiteten Zentral- oder Einzelplatzrechnern zur Verfügung stehen.

3.7 Strahlentherapeutische Präsentationen und Veröffentlichungen

Bei der Vermittlung wissenschaftlicher Informationen spielen bildliche Darstellungen als erläuternde Hilfsmittel eine zunehmende Rolle. Ihre inhaltliche Aussagekraft kann durch eine einprägsame Darstellung unterstützt werden, ansprechende Bilder motivieren zur intensiveren Beschäftigung mit dem zugrundeliegenden Text.

Obwohl in der Strahlentherapie die Planbeurteilung am 3D-Bild zunehmend weitere Verbreitung findet, wird in vielen Bereichen noch vorwiegend mit DVH in Verbindung mit Schnittbild-Darstellungen gearbeitet. Auch in aktuellen Veröffentlichungen findet man Schnittbilder zur Beschreibung von Dosisverteilungen anstelle von aussagekräftigen dreidimensionalen Bildern.

Ein mit VOXEL-MAN visualisiertes Bild bietet im Gegensatz dazu einen realistischen Eindruck mit Lichtreflexen und Schattenwurf, so daß die räumliche Struktur der dargestellten Objektkombination intuitiv erfasst werden kann. Da jede beliebige Objektkonstellation aus einem mit VOXEL-MAN berechneten Bestrahlungsplan dargestellt werden kann, eignet sich das System gut für

strahlentherapeutische Veröffentlichungen oder Präsentationen. (Beispiele siehe *Schmidt et al. 1994; Albers et al. 1997*)

3.8 VOXEL-MAN als strahlentherapeutischer Atlas

Ein dreidimensionaler medizinischer Atlas unterscheidet sich von herkömmlichen Atlanten in erster Linie durch die Möglichkeit, verschiedene Blickwinkel zu nutzen und die räumliche Anordnung der Organe zu erkennen. VOXEL-MAN als interaktives Atlassystem ermöglicht neben der freien Wahl von Kameraposition und Vergrößerung die beliebige Kombination der darzustellenden Objekte sowie deren Anschnitte (*Schubert et al. 1997*). Seit über 10 Jahren wird dieses System für immer mehr medizinische Anwendungen genutzt (*Höhne et al. 1995*), interaktive Atlanten des Kopfes und der inneren Organe sind auch am heimischen PC anwendbar (*Höhne et al. 2000; Höhne et al. 2001*).

Nach dem schon 1992 vorgestellten 3D-Atlas des Gehirns aus CT- und MRT-Daten (*Höhne et al. 1992; Tiede et al. 1993*) wurden verschiedene andere Atlassysteme entwickelt. Zu diesen zählen ein Atlas der Bauchorgane (siehe oben, *Höhne et al. 2000*), der Atlas eines Fötus (*Krämer 1998*), Atlanten über Knochenbrüche im Bereich der Hüftpfanne (*Schubert et al. 1992; Seebode 2000*) und angeborene kraniofaziale Mißbildungen (*Larsen et al. 1996*) sowie ein Atlas der Blutversorgung des Gehirns (*Urban et al. 1997*) und ein Akupunktur-Atlas (*Zhao et al. 2003*). Im Rahmen des „Visible Human“-Projektes wurden schon verschiedene Körperregionen eines aus abfotografierten Gefrierschnitten bestehenden menschlichen Körpers segmentiert und in ein anatomisches Atlassystem eingebunden (*Tiede et al. 1996; Pommert et al. 2000*). In den letzten Jahren wurden Systeme zur interaktiven Modifikation der Volumendaten entwickelt, die zur Simulation operativer Maßnahmen verwendet werden können. Durch die Einbeziehung von gewebespezifischen Eigenschaften können Aktionen wie das Schneiden der Haut oder das Fräsen von Knochen realistisch dargestellt und über „Force-Feedback-Systeme“ auch in körperliche Empfindungen umgesetzt werden (*Pflessner et al. 1999; Petersik et al. 2003; Heiland et al. 2004*).

Grundlage eines strahlentherapeutischen Atlassystems sollten möglichst typische Bestrahlungsfälle aus unterschiedlichen Regionen sein, die mit VOXEL-MAN visualisiert werden. Sobald der Anwender mit der Funktionsweise des Systems vertraut ist, kann er jedes Objekt in beliebigen Kombinationen visualisieren und anhand seiner Objektbeschreibungen identifizieren. Die räumlichen Beziehungen der verschiedenartigen Objekte zueinander lassen sich häufig direkt am 3D-Bild ablesen.

Der Einfluß der Feldorientierung auf die resultierende Dosisverteilung läßt sich ohne umfangreiche Erklärungen durch die Betrachtung verschiedener Bestrahlungsfelder an einem Bestrahlungsfall

vermitteln, wobei auch die Wirkung von Feldüberlagerungen mit Hautschonung und Dosiskonzentration im Inneren deutlich wird. Am dreidimensionalen Bild kann der Dosisverlauf als Dosiswolke, auf der Oberfläche von Organen oder auf Schnitten durch diese Organe (beispielsweise parallel oder quer zu einzelnen Bestrahlungsfeldern) beurteilt werden. Dies ermöglicht es dem Betrachter, die räumliche Verteilung der Strahlendosis auch ohne den Umweg über viele Schnittbilder nachzuvollziehen.

Auch der Vergleich unterschiedlicher Bestrahlungspläne bedarf keiner komplexen Erklärungen, da veränderte Feldpositionierungen und die daraus folgenden Dosismodifikationen bei der parallelen Betrachtung alternativer Pläne erkannt werden können. Für Zusatzinformationen wie Dosis-Volumen-Histogramme, Planungsparameter und biologisch gewichtete Dosisverteilungen könnten erklärende Texte eingebunden werden, welche beim Aufruf der entsprechenden Informationen mit angezeigt werden.

Durch die Integration weiterer Informationen läßt sich VOXEL-MAN zu einem strahlentherapeutischen Atlassystem ausbauen, welches unter Berücksichtigung der jeweiligen Zielvorstellungen auf verschiedene Anwendergruppen zugeschnitten werden kann.

3.8.1 Datenbank für klinische Anwendungen

Ein in der Klinik tätiger Strahlentherapeut ist zur Festlegung der Planungsparameter auf Erfahrungswerte angewiesen, da einige Parameter, wie beispielsweise die günstigste Strahlenart und -energie, nicht anhand der Patientendaten ermittelt werden können. Auch für die Anzahl und Orientierung der Bestrahlungsfelder sind entsprechende Vorkenntnisse hilfreich, um die Häufigkeit der notwendigen Planoptimierungen zu reduzieren. Da vielfach ähnliche anatomische Verhältnisse bestehen, können Bestrahlungspläne aus der gleichen Körperregion bei der Festlegung dieser Parameter als Referenz dienen.

In einer auf VOXEL-MAN basierenden Datenbank sollten für dieses Anwendungsgebiet mehrere Bestrahlungsfälle aus verschiedenen Körperregionen visualisiert werden können, welche mit unterschiedlichen Parametern (z. B. Pendelbestrahlung versus verschiedene Mehrfelder-Bestrahlungen, unterschiedliche Strahlenarten und -energien) berechnet wurden. An ihnen lassen sich die Vor- und Nachteile der jeweiligen Parameterwahl an charakteristischen 3D-Bildern ablesen, so daß für den aktuellen Fall das günstigste Verfahren gewählt werden kann. Zusätzliche Informationen zu Tumoren und Risikoorganen (wie Kontroll- bzw. Toleranzdosen, günstige Fraktionierungen) lassen sich ebenfalls in das System integrieren.

Diese Datenbank ist ohne Schwierigkeiten durch charakteristische Fälle aus der Klinik erweiterbar, so daß ein immer umfangreicheres und präziseres System entstehen kann.

3.8.2 Tutorsystem für Anwender mit medizinischen Vorkenntnissen

Für strahlentherapeutisch interessierte Ärzte, Medizinstudenten oder medizinisches Personal ist VOXEL-MAN zu einem Tutor- und Lehrsystem für die Strahlentherapie erweiterbar. Hierbei können beliebige Zusatzinformationen in das System eingebunden und dem Kenntnisstand der jeweiligen Anwendergruppe angepasst werden.

Ausgehend von Texten und Graphiken zur Strahlenphysik (unterschiedliche Strahlenarten, -qualitäten und -energien) können theoretische Grundlagen zu Aufbaueffekt, Streustrahlung oder Inhomogenitätsausgleich mit Hilfe von dreidimensionalen Planungsdaten vermittelt werden. Auch Informationen zur Strahlenwirkung auf verschiedene Gewebe, Toleranzdosen und Reparaturvorgänge lassen sich in einen solchen Atlas aufnehmen, mit histologischen Bildern belegen und dreidimensional an Isoeffekt-Dosen visualisieren.

Bei tiefer gehendem Interesse an der Strahlentherapie oder entsprechenden Vorkenntnissen läßt sich auch der gesamte Verlauf einer Bestrahlungsplanung simulieren, wobei der Anwender schrittweise einem vom System vorgeschlagenen Ablauf folgen oder die Daten in beliebiger Reihenfolge betrachten kann.

Für den systemgesteuerten Ablauf ist zu Beginn ein Textfenster mit Informationen zur Diagnosestellung und Primärdiagnostik sinnvoll, darauf folgt die Darstellung des CT-Datenvolumens mit radiologischem Befund als Text. Die VoI-Definition kann mit den Segmentationsfunktionen von VOXEL-MAN erfolgen, wobei das System jeden Einzelschritt bei selbständigem Ablauf kommentiert oder - falls gewünscht - Hilfestellung bei der interaktiven Segmentation durch den Anwender gibt. Unter dreidimensionaler Visualisierung werden dann die Planungsparameter festgelegt, Strahlenfelder und Hilfsmittel in Text und Bild beschrieben und Informationen zur Dosisberechnung zur Verfügung gestellt. Die Planbeurteilung und -optimierung kann an jedem Punkt unterbrochen werden, wenn ein individuelles interaktives Vorgehen gewünscht wird.

Abhängig vom Ausmaß der zusätzlich eingebundenen weiterführenden Informationen kann ein solches System sehr umfangreich werden, so daß letztendlich ein interaktives Lehrbuch entsteht: Als primäre Informationsquelle dient der Text (auch als Sprachausgabe möglich), Bilder, Graphiken und Video-Sequenzen werden zur Vertiefung der vermittelten Informationen hinzugezogen.

Ähnliche Informationssysteme gibt es schon heute, wie beispielsweise das interaktive Lernprogramm „Strahlentherapie“ (Frenzel et al. 1999), welches unter anderem auch mit VOXEL-MAN entstandene Bilder und Videosequenzen nutzt. Im Unterschied zu diesen Systemen bietet ein vollständig auf VOXEL-MAN basierendes Programm durch den Zugriff auf die umfangreiche Funktionalität von VOXEL-MAN vor allem bei der Darstellung der Bestrahlungsplanung eine völlig neuartige Möglichkeit der Wissensvermittlung. Der Anwender kann jedes 3D-Bild interaktiv verändern und so jederzeit zusätzliche Informationen abrufen. Dies können primär verdeckte Objekte oder die Dosisverteilung im Objektinneren sein, ebenso ist auch die vollständige Beurteilung des zugrundeliegenden Bestrahlungsplanes möglich.

3.8.3 Informationsvermittlung für medizinische Laien, insbesondere Patienten

Besonders wichtig und sinnvoll erscheint mir ein strahlentherapeutischer Atlas für medizinische Laien, insbesondere für Tumorpatienten, welche mit der Möglichkeit einer Strahlenbehandlung ihrer Erkrankung konfrontiert werden. Im ärztlichen Gespräch kann ein solcher Atlas die vermittelten Informationen vertiefen, eventuell dem Patienten auch für weitere Informationen zur Verfügung stehen. Neben den anatomischen Gegebenheiten ließen sich hiermit auch die technische Durchführung der Bestrahlung (Bilder der Geräte und Hilfsmittel), Dosisapplikation und -verteilung sowie die Strahlenwirkung im Zeitverlauf (mit Tumorreduktion und möglichen Spätfolgen) dem interessierten Patienten nahebringen.

Als Besonderheit eines VOXEL-MAN-basierten Systems könnte statt einer charakteristischen Bestrahlungsplanung aus der betroffenen Region auf die Planungsdaten des Patienten zurückgegriffen werden. Bei weitgehender Übereinstimmung zwischen Standard- und Patientenplan (Art der Strahlung, Anzahl der Felder, Risikoorgane etc.) können sowohl die zugrundeliegenden CT-Daten als auch die Datensätze zur VoI-Definition und zur Dosisverteilung ohne Aufwand gegeneinander ausgetauscht werden, wenn auf eine fallübergreifende Objektfestlegung mit gleichen Objektbezeichnungen in allen Bestrahlungsplänen geachtet wurde.

Die Betrachtung des eigenen Körpers und die Visualisierung des Tumors eröffnen dem Patienten einen neuen Bereich der Beschäftigung mit seiner Erkrankung. Im „Kampf“ gegen den bisher unsichtbaren „Feind“ kann dies hilfreich sein und einer resignierenden Haltung entgegenwirken. Ein höherer Informationsstand bezüglich der Strahlentherapie und eine intensiviertere Auseinandersetzung mit der zugrundeliegenden Tumorerkrankung haben nachweislich positive Auswirkungen auf den Krankheitsverlauf (Hagopian 1996; Hoffmann 1998; Kim et al. 2002).

Kapitel 4: Diskussion

Die dreidimensionale Bestrahlungsplanung wurde in den vergangenen Jahren für viele Bereiche der Strahlentherapie zur Methode der Wahl, wobei der Arbeitsaufwand für Strahlentherapeuten und Medizinphysiker gegenüber zweidimensionalen Planungen auf ein Vielfaches gestiegen ist. Vor allem die Planbeurteilung ist durch das hohe Datenaufkommen komplexer geworden, wobei die Darstellungsverfahren der kommerziellen Planungssysteme trotz wesentlicher qualitativer Verbesserungen in den letzten Jahren noch deutlich hinter den Möglichkeiten moderner Graphikprogramme zurückbleiben. Neben Dosis- und VoI-Darstellungen auf den CT-Schnittbildern (entweder als Linien oder halbtransparente Flächen) sind DVH obligatorisch für ein 3D-Planungssystem. Für diese Arbeit waren jedoch die räumlichen Darstellungen der Planungssysteme vordringlich, die als „Observer’s Eye View“ (OEV), gelegentlich auch als „Physician’s“ oder „Room’s Eye View“ bezeichnet werden.

4.1 Räumliche Visualisierung mit den Bestrahlungsplanungssystemen

Als einfachste Möglichkeit, einen räumlichen Eindruck zu erzeugen, findet man in älteren Planungssystemen noch die Überlagerung von Isodosislinien und VoI-Konturen, die aus den CT-Bildern entnommen wurden und im Abstand der CT-Schnitte übereinander angeordnet sind. Auch wenn man zwischen den einzelnen Linien hindurch auf dahinter gelegene Objekte sehen kann, ist der räumliche Eindruck bei der Darstellung von geschlossenen Objektflächen deutlich besser (vergleiche Abbildung 7 und Abbildung 8). Neuere Planungssysteme nutzen häufig oberflächenbasierte Graphikwerkzeuge, bei denen durch Triangulation von Oberflächenpunkten Netzgittermodelle oder realistisch schattierbare Objekte mit geschlossener Oberfläche entstehen. Einzelne Systeme nutzen auch volumenbasierte Darstellungsformen mit der Möglichkeit der Informationsvermittlung auf Objektanschnitten im 3D-Bild.

Für einen Überblick über die Darstellungsverfahren verschiedener in der Klinik eingesetzter Planungssysteme wurden anhand der DGMP-Befragung von Ende 2000 (*DGMP 2003*) und eigener Erfahrung die dreidimensionalen Evaluationsmöglichkeiten verschiedener Planungssysteme untersucht. Ein Verzeichnis von 90 amerikanischen Kliniken, die zur Zeit an einer Studie der Washington University of St. Louis teilnehmen (*RTOG 2004*), wurde ebenfalls mit berücksichtigt. Diese Übersicht kann und soll dem Anspruch auf Vollständigkeit nicht genügen, sie dient lediglich dazu, die wichtigsten Ansätze und Funktionen zur dreidimensionalen Planvisualisierung vorzustellen.

Das Ende 2000 in Deutschland am häufigsten eingesetzte Planungssystem (über 40% der Anwender), **HelaxTMS** (früher MSD Nordion, heute Nucletron), wurde auch für einige Bestrahlungsfälle in dieser Arbeit eingesetzt. Es verzichtet weitgehend auf Schattenwurf, der darzustellende Dosiswert wird in Form breiter Ringe (Isodosenbänder) um die solide, transparent oder als Netzgitter visualisierten VoI dargestellt (siehe Abbildung 7). Die entfernungsabhängige Schattierung solider Objekte (Z-Buffer-shading) läßt zwar erkennen, welche Objekte hintereinander liegen, ein räumlicher Gesamteindruck entsteht mit HelaxTMS jedoch eher bei der Verwendung von Linien- oder Netzgittern (Abbildung 42). Der Funktionsumfang von HelaxTMS entspricht nicht ganz der Vielfalt modernerer Systeme, doch Objektanschnitte und die Einbindung von CT-Ebenen mit VoI- oder Dosisinformation sind möglich. Zum Planvergleich lassen sich die korrespondierenden orthogonalen Schnittebenen aus beiden Plänen koppeln, so daß bei Betrachtung eines Schnittbildes die entsprechende Ebene des anderen Planes mit beurteilt werden kann. Weitergehende Funktionen wie die integrierte Darstellung zweier DVH in einem Koordinatensystem oder die Berechnung von Differenzdosen gibt es nicht.

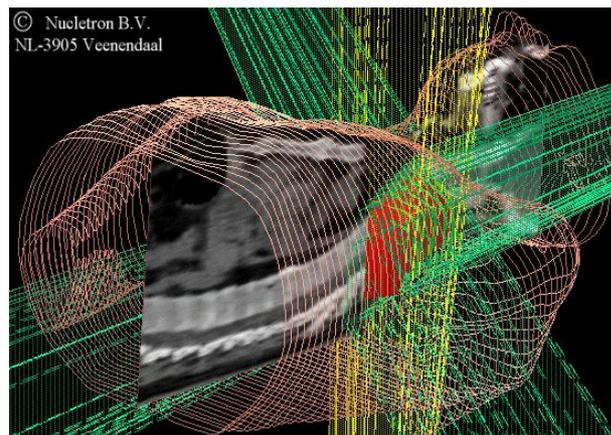


Abbildung 42: HelaxTMS verwendet für solide Objekte einfache Schattierungsalgorithmen, so daß mit Linien- oder Netzgittern ein besserer räumlicher Eindruck entsteht. Auf integrierten CT-Ebenen können auch VoI- und Dosisinformationen visualisiert werden.

Heute bietet Nucletron HelaxTMS nicht mehr an, sein Nachfolgesystem **Oncentra Treatment Planning (OTP)** benutzt ein weitgehend realistisches Schattierungsverfahren mit Schattenwurf und reflektiertem Lichteinfall, wodurch ein guter räumlicher Gesamteindruck entsteht (Abbildung 43). Alle darzustellenden Objekte (VoI, Dosis und anatomische Objekte wie Haut, Knochen oder Lunge) können solide oder transparent sowie als Drahtgittermodelle oder Konturlinien im 3D-Bild kombiniert werden, beliebige Anschnitte der Objekte sind ebenso möglich wie die Einbindung von CT-Ebenen in frei gewählter Raumrichtung. Auf den Schnitten lassen sich CT-, VoI- und Dosisinformationen anzeigen, nach Entfernen der

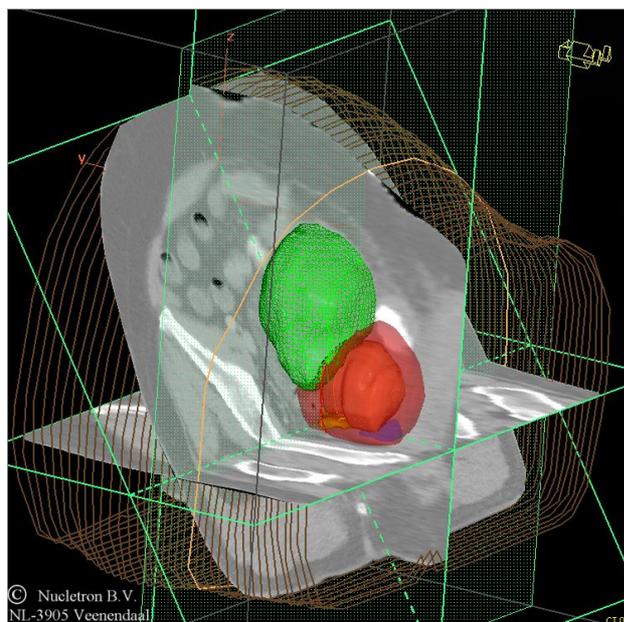


Abbildung 43: Oncentra Treatment Planning (OTP) ist das umfassendste Planungssystem von Nucletron. Solide Objekte können mit realistisch erscheinender Oberfläche visualisiert werden, so daß ein guter räumlicher Gesamteindruck entsteht. Die verschiedenen Darstellungsmöglichkeiten ermöglichen die Integration vieler Informationen bei gut erhaltener Übersichtlichkeit.

Schnittfläche sind im Inneren der Objekte liegende Strukturen sichtbar. Zum Vergleich von Alternativplänen bietet OTP neben der parallelen Darstellung korrespondierender DVH in einem gemeinsamen Koordinatensystem die Möglichkeit, Veränderungen an den orthogonalen Schnittbildern eines Planes auf den anderen Plan zu übertragen und so auch bei der Navigation immer die korrespondierenden CT-Schnitte darzustellen. Eine Integration beider Pläne in ein 3D-Bild zur Visualisierung von Differenz- oder Kombinationsdosen ist nicht möglich.

An zweiter Stelle lag bei der DGMP-Befragung das Planungssystem **CadPlan** von Varian, das heute ebenfalls nicht mehr angeboten wird. Sein Nachfolgesystem **Eclipse** nutzt die im Vergleich zu CadPlan wesentlich verbesserten dreidimensionalen Darstellungsmöglichkeiten des Betrachtungssystems **SomaVision**, bei dem die Tiefeninformation über Schattenwurf ohne Reflexe vermittelt wird (Abbildung 44). VoI und anatomische Objekte werden solide oder transparent dargestellt, bei der Dosis kann eine bestimmte Isodose als Dosislinien oder mit geschlossener Oberfläche in wählbarer Transparenzstufe visualisiert werden, alternativ gibt es die Möglichkeit, einen frei definierbaren Dosisbereich als Wolke aus Einzelpunkten darzu-

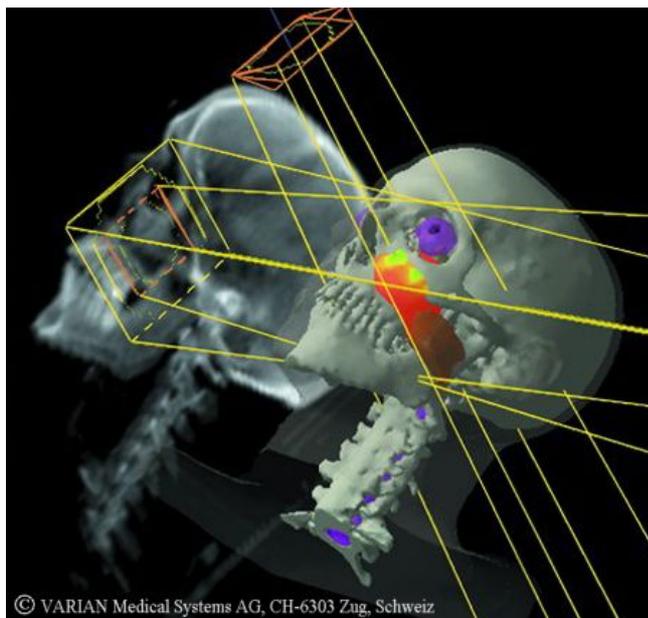


Abbildung 44: Eclipse (Varian) nutzt das Betrachtungssystem SomaVision zur dreidimensionalen Planevaluation, das VoI und anatomische Objekte mit Schattenwurf darstellt. Die Dosis wird im Gegensatz dazu völlig ohne Schattierung und Tiefeninformation visualisiert, was bei der Darstellung einzelner VoI mit Oberflächendosis die räumliche Orientierung erschweren kann.

stellen. Hierbei kann zwischen den einzelnen Dosispunkten die Dosisverteilung im Inneren beurteilt und der Bereich mit der höchsten Dosis orientierend betrachtet werden. Dosisgefärbte VoI-Oberflächen sind ebenfalls möglich, jedoch wird hierbei die realistische Objektschattierung aufgegeben, so daß die räumliche Orientierung erschwert wird. Die oberflächenbasierten Objekte können angeschnitten und mit orthogonalen CT-Schnittebenen überlagert werden, auf denen auch VoI-Konturen, Isodosislinien oder Dosisflächen („colorwash“) darstellbar sind. Zum Planvergleich sind DVH-Überlagerungen sowie Paralleldarstellungen von orthogonalen Schnitten und 3D-Bildern aus beiden Plänen möglich, ein Vergleich in einem gemeinsamen 3D-Bild ist nicht vorgesehen.

Das in der DGMP-Umfrage am dritthäufigsten eingesetzte Planungssystem **Plato** wird wie OTP ebenfalls von Nucletron vertrieben. Seine aktuelle Programmversion „PLATO SunRise“ (Abbildung 45) unterscheidet sich in den Möglichkeiten der dreidimensionalen Plan-

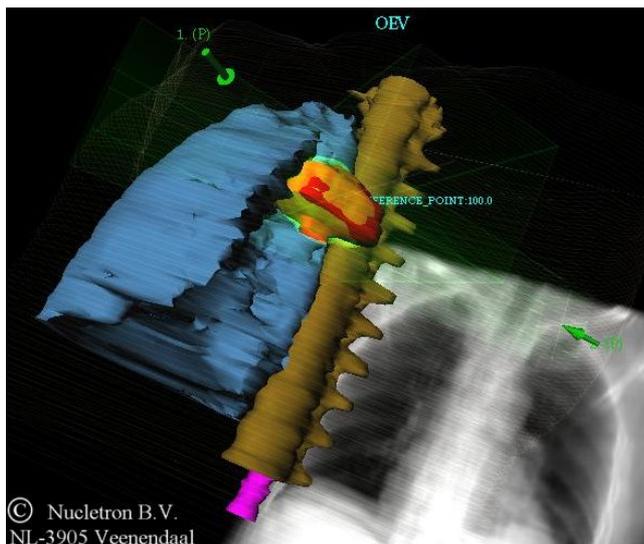


Abbildung 45: Plato SunRise (Nucletron) bietet eine Fülle von 3D-Darstellungsmöglichkeiten, feine Linien beschreiben weniger relevante Strukturen wie hier Haut und Feldkonturen. Die Dosis kann transparent und solide als geschlossenes Objekt oder mit breiten Isodosisbändern visualisiert werden.

darstellung nur wenig von OTP. Wie bei jenem werden die Objekte realistisch mit Schatten, zum Teil auch mit Reflexen visualisiert, VoI und anatomische Objekte lassen sich als Volumen oder Netzgittermodelle anzeigen. Die Dosis kann nicht als Oberflächendosis auf die VoI übertragen oder als Wolke aus Einzel-

punkten dargestellt werden, jedoch ist eine Isodosisdarstellung aus Bändern oder als geschlossenes Volumen (solide oder transparent) möglich. Der Funktionsumfang zur Einbindung von Anschnitten und CT-Ebenen entspricht dem von OTP, auch bei dem Planvergleich gibt es kaum Unterschiede: Auch hier sind gemeinsam dargestellte DVH und die Kopplung der korrespondierenden CT-Schichten möglich.

Das Ende 2000 in Deutschland an vierter Stelle gelegene Planungssystem **Pinnacle³** ist, wenn die Angaben in der RTOG-Studie (*RTOG 2004*) repräsentativ sind, heute das mit Abstand am häufigsten eingesetzte Planungssystem in den USA. Es wurde von der Firma ADAC entwickelt und von Philips übernommen. Pinnacle³ benutzt im Unterschied zu den meisten anderen Planungssystemen voxelweise im Volumen definierte Objekte, womit sein Evaluationstool in der 3D-Darstellung VOXEL-MAN am ähnlichsten ist (Abbildung 46). Anatomische Objekte und VoI werden durch Schattenwurf

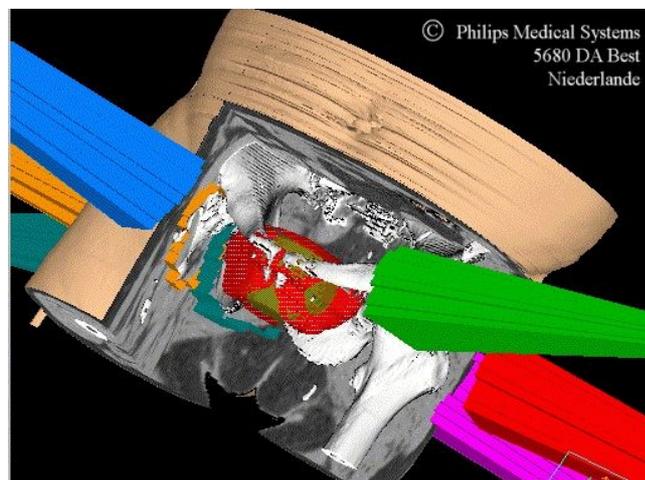


Abbildung 46: Pinnacle³ (Philips) stellt Dosiswolken ungeschattiert dar, sie können auch halbtransparent oder als parallele Isodosislinien visualisiert werden. Anatomische Objekte und VoI werden realistisch mit Schattenwurf und Reflexen dargestellt. Aufgrund der volumenbasierten 3D-Berechnung können beliebige Objektanschnitte in das Bild integriert werden.

und Reflexe mit realistischer Oberfläche dargestellt, während die Dosis ungeschattiert als Wolke visualisiert wird. Neben transparenten Darstellungen aller Objekte gibt es auch für Anatomie und VoI eine Netzgitterdarstellung, die Dosis kann durch parallele Isodosislinien im 3D-Bild

repräsentiert werden. Der Hauptvorteil eines volumenbasierten Systems zeigt sich beim Anschnitt der dargestellten Objekte: Nach Entfernung des gewünschten Teilstückes kann beliebige Information auf der Schnittfläche visualisiert werden, so daß beispielsweise die Dosisverteilung im Inneren des Zielvolumens ohne großen Aufwand beurteilt werden kann. Auch das ganze Datenvolumen kann von beliebigen Schnittbildern mit CT-, VoI- oder Dosisdaten überlagert oder durchtrennt werden.

Während im Jahre 2000 **CMS Focus** (Computerized Medical Systems) nur in wenigen Kliniken verwendet wurde, wird es gemeinsam mit **XiO**, seiner aktuellen Version, in der RTOG-Studie in fast einem Viertel der teilnehmenden Kliniken eingesetzt. Der räumliche Eindruck im 3D-Bild wird durch Schattenwurf erzielt, auch ohne Lichtreflexe auf den Oberflächen ist die Orientierung bei komplexeren Objektkombinationen möglich (Abbildung 47). VoI und anatomische Objekte können als Netzgittermodelle und solide (auch transparent)

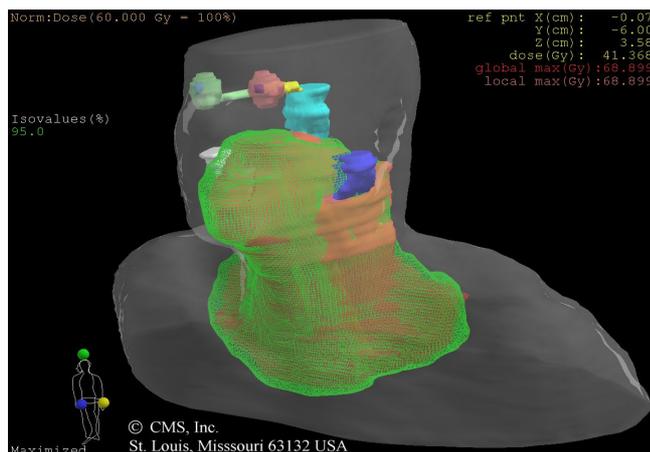


Abbildung 47: In XiO (CMS) können VoI und Dosis als Netzgittermodelle oder solide (mit unterschiedlicher Transparenz) visualisiert werden. Vor allem die Kombination aus Dosis-Netzgitter und VoI ist sehr übersichtlich. Zum Vergleich von Alternativplänen werden Differenz-Dosisberechnungen eingesetzt.

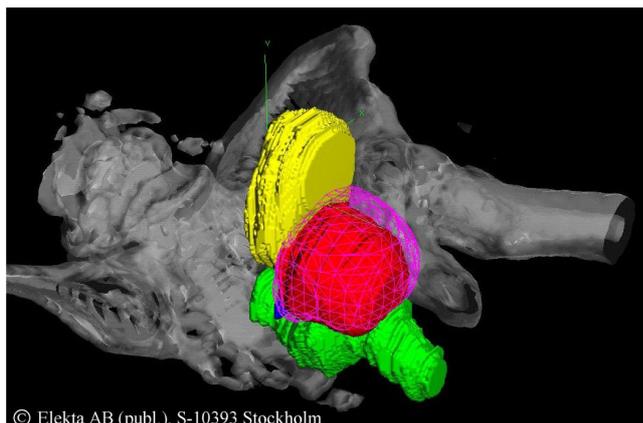
dargestellt werden. Da auch für die Visualisierung von Isodosen die gleichen Darstellungsverfahren verwendet werden, sind solide Dosisobjekte gelegentlich schwer von den VoI zu unterscheiden. Objektanschnitte sind nicht möglich, Überlagerungen mit CT-Ebenen lassen sich nur bei der Definition der Strahlenfelder einbinden, wobei die Dosis nicht, die VoI nur als Netzgittermodelle visualisiert werden können.

Einige Funktionen zur Planevaluation sind zur Zeit nur in dem vom eigentlichen Planungssystem abgekoppelten Segmentations- und Evaluationsmodul **FocalPro** verwirklicht, das dem Kliniker die Kontureneingabe der VoI und die Beurteilung berechneter Pläne ermöglicht, ohne auf die Ressourcen des Planungsrechners zugreifen zu müssen. Neben der Dosisdarstellung auf der VoI-Oberfläche ist hier vor allem der Vergleich von Alternativplänen zu nennen: Bis zu drei Pläne können gleichzeitig betrachtet werden, wobei sich die dargestellten orthogonalen Schnittebenen automatisch von einem auf die anderen Pläne übertragen lassen. Während additive und subtraktive DVH-Überlagerungen schon in XiO möglich sind, können mit Focal auch im 3D-Bild Differenzdosen visualisiert werden, um das örtliche Überwiegen des einen oder anderen Planes darzustellen.

PrecisePLAN von Elekta ist der Nachfolger des ersten kommerziell in den USA vertriebenen 3D-Planungssystems **Render-Plan 3-D**. VoI und anatomische Objekte (Haut, Knochen und Lunge) können solide oder transparent visualisiert werden, wobei die Oberflächen realistisch mit Schattenwurf oder zur schnelleren Berechnung mit erkennbaren Dreiecksstrukturen dargestellt werden können. (Abbildung 48). Auch Netzgittermodelle, Konturlinien und Punktdarstellungen der Objekte sind möglich. Beliebige Isodosen können räumlich mit geschlossener beziehungsweise transparenter

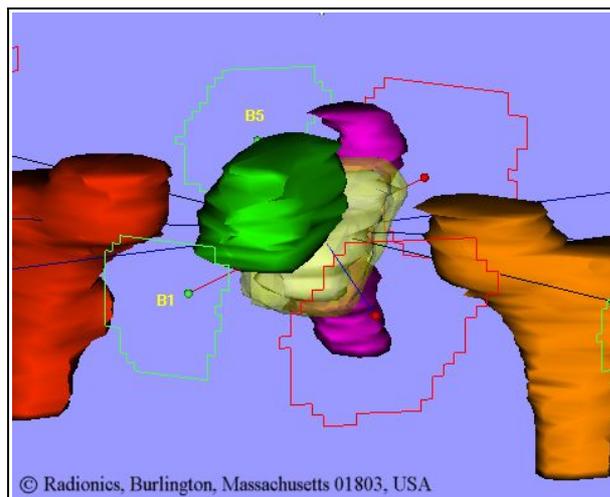
Oberfläche oder als Netzgitter dargestellt werden. Die Dosis im Inneren eines VoI lässt sich durch die Funktion „Visual DVH“ anhand einer Wolke aus gefärbten Einzelpunkten erkennen, deren Farbe der dort einwirkenden Dosis entspricht. Diese Dosispunkte ermöglichen eine orientierende räumliche Zuordnung von „hot spots“ und „cold spots“, wobei durch die fehlende Schattierbarkeit der Punkte nur ein eingeschränkter räumlicher Eindruck entsteht. Da innerhalb des 3D-Bildes keine Schnittbilder angezeigt werden können, muss auf die orthogonalen Bilder zurückgegriffen werden, wobei die Einbindung von VoI- und Dosisinformationen möglich ist.

XKnife (Radionics) dient primär der stereotaktischen Bestrahlung, kann aber seit der Integration von **Xplan** auch für konventionelle Planung und IMRT eingesetzt werden. Alle Objekte im 3D-Bild (anatomische Objekte, VoI und Dosis) lassen sich wahlweise solide mit Schattenwurf, transparent oder als Netzgittermodelle darstellen (Abbildung 49). Die VoI-Oberflächen können in Dosisfarben visualisiert werden, beliebige Schnittebenen mit CT-, VoI- oder Dosisinformation die gesamte Szene überlagern. Anschnitte der oberflächenbasierten Objekte sind nicht möglich, jedoch können beliebig ausgerichtete CT-Schnittebenen (auch mit VOI- oder Dosis-Daten) in das 3D-Bild



© Elekta AB (publ.), S-10393 Stockholm

Abbildung 48: *PrecisePLAN* bietet eine Fülle von Darstellungsmöglichkeiten für die oberflächenbasierten anatomischen VoI- und Dosisobjekte an, mit denen realitätsnahe räumliche Rekonstruktionen möglich sind. Transparente Objekte verbessern den räumlichen Eindruck, wenn sie ein solides Objekt umschliessen, bei isolierter Visualisierung verwirrt die Überlagerung der sich wenig unterscheidenden vorderen und hinteren Konturen.



© Radionics, Burlington, Massachusetts 01803, USA

Abbildung 49: *XKnife* von Radionics kann die oberflächenbasierten Objekte solide, transparent oder als Netzgittermodelle darstellen. Die Dosis (hier transparent) kann auch auf den Oberflächen der anderen Objekte visualisiert werden.

integriert werden. Zum Planvergleich lassen sich Differenzdosen berechnen, die DVH aus den Alternativplänen können in einem gemeinsamen Koordinatensystem dargestellt werden.

Das im DKFZ Heidelberg entwickelte System **Voxelplan** nutzt die graphische Benutzeroberfläche **VIRTUOS** zur realistisch schattierten Darstellung der Planungsergebnisse mit Schattenwurf und Reflexen (Abbildung 50). Den VoI werden Isodosisbänder oder ein Netzgittermodell des gewünschten Dosiswertes überlagert, wobei Anschnitte und transparente VoI-Darstellungen auch die Beurteilung des Dosisverlaufs im Innern der VoI ermöglichen. Eine farbcodierte Dosisvisualisierung auf den VoI-Oberflächen oder die Einbindung beliebig ausgerichteter Schnittebenen mit CT-, VoI- oder Dosisinformation (als Isodosen oder flächig gefärbt) dienen der weiteren Planevaluierung, für den Vergleich von Alternativplänen stehen kombinierte Dosis-Volumen-Histogramme, gekoppelte orthogonale Schnittebenen und die Berechnung von Differenzdosen zur Verfügung.

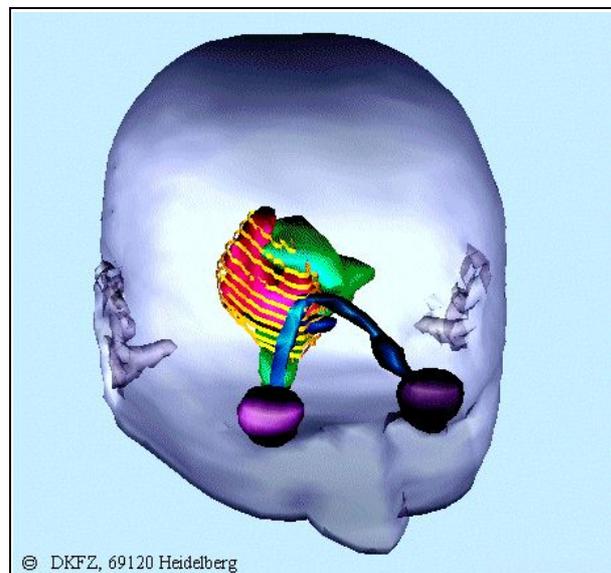


Abbildung 50: In Voxelplan werden Dosiswerte als verbreitete Isodosislinien (Isodosenbänder) dargestellt, die Oberfläche von Zielvolumen und Hirnstamm ist in Dosisfarben eingefärbt. Der gute räumliche Eindruck beruht auf einem realistischen Schattenwurf und Reflexionen der Lichtquelle auf den Objektoberflächen.

DSS (Multidata) wird zur Zeit von **RTSuite** abgelöst, bei dem die Planevaluierung von einem selbständigen Modul (**Visual Plan Review, VPR**) übernommen wird. Hierin können anatomische Objekte und VoI solide, transparent und als Netzgitter visualisiert werden, neben der Betrachtung der Dosis auf VoI-Oberflächen sind räumliche Darstellungen der Dosis als Dosiswolken, Netzgittermodelle oder Isodosislinien möglich. In dieser Programmversion sind weder Anschnitte der Objekte noch die Einbindung von Schnittbildern mit CT-, VoI- oder Dosisinformation vorgesehen.

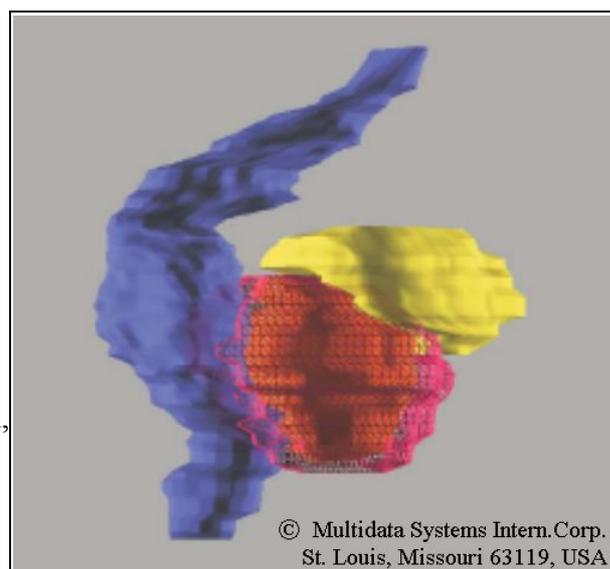


Abbildung 51: In RTSuite werden solide Objekte mit Schatten und Lichtreflexen visualisiert, wodurch ein guter räumlicher Eindruck entsteht. Die Dosisverteilung auf den VoI-Oberflächen kann dargestellt werden, zur Beurteilung des Inneren der Objekte wird auf Drahtgitter- oder transparenter Darstellungen zurückgegriffen, eine Schnittfunktion existiert nicht.

Theraplan wurde von der Firma Theranostics entwickelt und zwischenzeitlich von MSD Nordion vertrieben. Heute ist die Version Theraplan Plus neben OTP und Plato das dritte aktuelle Planungssystem im Nucletron-Konzern. Die dreidimensionale Darstellung der Objekte erscheint trotz Schattenwurf und Lichtreflexen deutlich weniger realistisch als bei neueren Systemen, was vor allem auf die hier relativ grob triangulierten Oberflächen zurückzuführen ist. Der Funktionsumfang von Theraplan Plus steht anderen Planungssystemen jedoch nicht nach: Die strahlentherapeutischen Objekte können solide, transparent oder als Netzgittermodelle visualisiert werden, zusätzlich ist die Darstellung paralleler Isodosislinien möglich. Die Objekte können angeschnitten und mit orthogonalen Ebenen überlagert werden, die CT-, VoI- oder Dosisinformation zeigen. Zum Vergleich von Alternativplänen stehen Funktionen wie die gleichzeitige Darstellung der korrespondierenden DVH in einem Bild oder die Kopplung der Schnittbild-Fenster aus beiden Plänen zur Verfügung.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß alle aktuell eingesetzten Planungssysteme eine dreidimensionale Beurteilung von Anatomie, VoI und Dosisverteilung ermöglichen, wobei es deutliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Systemen gibt. Einige Systeme bieten viele verschiedene Darstellungsmöglichkeiten für die strahlentherapeutischen Objekte an, so daß diese besonders gut differenziert werden können. Andere Systeme legen mehr Wert auf den Vergleich von Alternativplänen mit speziellen Funktionen für den Dosisvergleich. In einige Fällen können die Objekte angeschnitten und teilweise entfernt werden, auch die Einbindung von CT-Schnittbildern ist möglich.

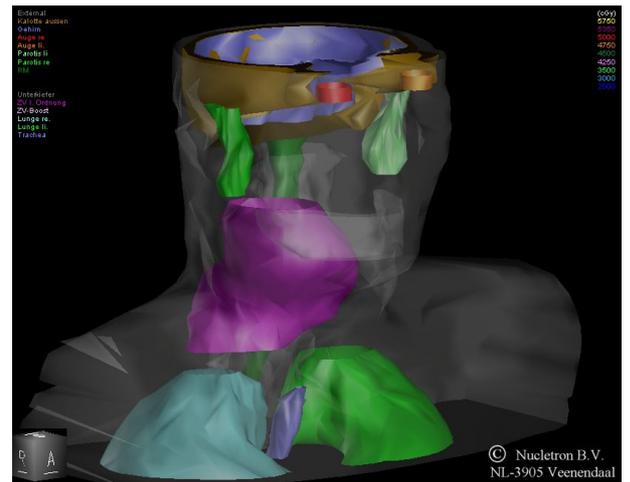


Abbildung 52: Theraplan Plus bietet umfangreiche Funktionen zur Darstellung von anatomischen Objekten, VoI und Isodosen. Die Oberflächenstruktur der Objekte erscheint aufgrund der geringen Anzahl von Oberflächenpunkten weniger realistisch als bei anderen Systemen, durch Schattenwurf und Reflexdarstellung ist der räumliche Eindruck jedoch gut.

Tabelle 2: Vergleich der dreidimensionalen Visualisierungsfunktionen einiger Planungssysteme (nach Angaben der Hersteller)

Planungssystem		Oncentra (OTP)	Plato	Theraplan +	Helax TMS	Eclipse	XiO	Pinnacle ³	PrecisePlan	XKnife	RTSuite	Voxelplan
		(Nucletron)				(Varian)	(CMS)	(Philips)	(Elekta)	(Radionics)	(Multidata)	(DKFZ)
Anatomie (Haut, Knochen etc.)	solide	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	transparent	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	Netzgitter/ Punkte	✓	✓	✓	✓	∅	✓	✓	✓	✓	✓	✓ ¹
VoI	solide	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	transparent	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	Netzgitter	✓	✓	✓	✓	∅	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Dosis	Wolke solide	✓	✓	✓	∅	✓	✓	✓	✓	✓	✓	∅
	Wolke transparent	✓	✓	✓	∅	✓	✓	✓	✓	✓	✓	∅
	Dosislinien / -bänder	✓	✓	✓	✓	✓	∅	✓	∅	✓	✓	✓
	Netzgitter / Punkte	✓	∅	✓	∅	✓	✓	∅	✓	✓	✓	✓
	auf VoI-Oberfläche	✓	∅	∅	∅	✓	✓ ²	✓	(∅) ³	✓	∅	✓
Objektanschnitt	orthogonal	✓	✓	✓	✓	✓	∅	✓	✓	∅	∅	✓
	freie Schnittebenen	✓	✓	✓	✓	✓	∅	✓	✓	∅	∅	✓
	mit Information auf Schnittfläche	✓	✓	✓	✓	✓	∅	✓	∅	∅	∅	∅
Schnittebene (Gesamt-volumen)	orthogonal	✓	✓	✓	✓	✓	∅	✓	∅	✓	∅	✓
	frei positionierbar	✓	✓	∅	✓	∅	∅	✓	∅	✓	∅	✓
Information auf Schnittebene	CT	✓	✓	✓	✓	✓	∅	✓	∅	✓	∅	✓
	VoI	✓	✓	✓	✓	✓	∅	✓	∅	✓	∅	✓
	Dosis	✓	✓	✓	✓	✓	∅	✓	∅	✓	∅	✓
Planvergleich	DVH-Überlagerung	✓	✓	✓	∅	✓	✓	✓	✓	✓	∅	✓
	gekoppelte Pläne	✓	✓	✓	✓	✓	✓ ²	✓	∅	∅	∅	✓
	Differenzdosen	∅	∅	∅	∅	✓	✓ ²	∅	∅	✓	∅	✓
Schattenwurf (+) / Reflexe (++)		++	++	+	+	+	+	+	+	+	+	+

1: Voxelplan ermöglicht eine Netzgitterdarstellung der anatomischen Objekte nur, wenn sie als VoI definiert wurden

2: XiO benötigt zur Dosisdarstellung auf VoI-Oberflächen und zum umfangreichen Planvergleich die Funktionalität von „FocalPro“ (Segmentations- und Evaluationstool)

3: PrecisePlan hat keine Option zur Dosisdarstellung auf VoI-Oberflächen, kann aber mit „VisualDVH“ die Dosisverteilung im Innern eines VoI über eine Punktwolke beschreiben.

Neben der Funktionalität der Planungssysteme sind auch deren Visualisierungsmöglichkeiten von Bedeutung. Ältere Planungssysteme verwenden hierzu einfachere Schattierungsverfahren, bei moderneren Systemen können die Objekte weitgehend realistisch mit Schattenwurf dargestellt werden. Eine Einbindung von Lichtreflexen an der Objektoberfläche ermöglicht die Differenzierung zwischen unterschiedlichen Oberflächenstrukturen, wodurch die Übersichtlichkeit des Bildes trotz hoher Informationsmenge optimiert werden kann.

Die meisten Planungssysteme verwenden für anatomische Objekte und VoI möglichst realistische Schattierungsverfahren, während die Dosisobjekte (auch bei Dosisdarstellung auf der VoI-Oberfläche) fast oder gänzlich ungeschattiert dargestellt werden. Im Unterschied zu den erstgenannten Objekten findet sich bei der Dosis keine voxelgenaue Festlegung eines Dosiswertes, gerade im Bereich steiler Dosisgradienten (Dosisaufbau, Inhomogenitätsgrenzen) sind relevante Dosisänderungen im Subvoxelbereich zu finden, so daß der visualisierte Dosiswert an dem einen Rand des Voxels zu niedrig, an dem anderen zu hoch sein kann. In der Empfehlung der DGMP (DGMP 2003) wird für diese Dosisbereiche eine Kennzeichnung des möglichen Ausmaßes unzureichend genauer Dosisberechnung gefordert, bisher aber in den Planungssystemen noch nicht verwirklicht.

Die Planevaluation ist eine interaktive Tätigkeit, bei der zur Beurteilung des Planes auch Funktionen zur Untersuchung und Veränderung der visualisierten Objektkombination von Bedeutung sind. Durch eine Modifikation des dargestellten Dosiswertes oder einen veränderten Blickwinkel werden mögliche Schwachstellen des Planes überprüft, auch die Entfernung von im Vordergrund gelegenen Objekten ist in der Regel möglich. Ist eine Schnittfunktion implementiert, die auch eine Schnittführung außerhalb der Raumachsen ermöglicht, so sind die Systeme mit volumenbasierter Darstellung (wie Pinnacle³) im Vorteil, wenn es darum geht, auf den Schnitten zusätzliche Informationen zur Verfügung stellen.

Bei der Darstellung vieler relevanter Informationen in einem 3D-Bild können Übersichtlichkeit und räumliche Orientierung leiden, so daß eine Bezeichnung der Objekte gelegentlich günstig wäre. Sowohl die mausgesteuerte Identifikation der Objekte als auch deren Beschriftung sind jedoch in der Regel nicht möglich, jedoch kann jedes Objekt durch eine Veränderung seiner Oberflächenvisualisierung schnell erkannt werden.

Zum Vergleich von Alternativplänen bieten die meisten Planungssysteme die Möglichkeit, zwei Pläne parallel zu öffnen und die DVH eines VoI in einem gemeinsamen Koordinatensystem zu überprüfen. Hierüber kann bei deutlichen Unterschieden zwischen den Plänen eine Vorauswahl zugunsten des besseren Planes getroffen werden. Bei einigen Systemen können durch eine

Kopplungsfunktion für die orthogonalen Schnittebenen die jeweils korrespondierenden Schnittbilder nebeneinander betrachtet werden. Bei dem Aufruf einer neuen Schnittebene in dem einen Plan kann dies automatisch auf den anderen Plan übertragen werden. Die Kopplung der 3D-Bilder mit Angleichung von Blickwinkel und dargestellter Objektkombination ist jedoch meines Wissens bisher noch nirgends implementiert.

Einige Planungssysteme bieten die Darstellung von Differenzdosen an, bei denen an jedem Punkt des Datenvolumens die dort einwirkende Dosis beider Pläne voneinander abgezogen wird. Bei diesem Verfahren ist das Überwiegen eines Planes in kritischen Bereichen sofort zu erkennen, wobei jedoch die Information über die zugrundeliegenden Dosiswerte verloren geht. Eine Differenz von 5% hat im niedrigen Dosisbereich nur eine geringe Relevanz, bei hohen Dosiswerten (beispielsweise 90% versus 95%) kann davon der Erfolg einer Strahlentherapie abhängen.

Die in den Planungssystemen vorhandenen Möglichkeiten zur Planevaluation reichen aus, um jeden Bestrahlungsplan ausreichend exakt beurteilen zu können. Je nach Planungssystem kann dies bei komplexen Plänen eine etwas längere Zeit beanspruchen, qualitative Einschränkungen sind theoretisch bei Übersehen von Fehldosierungen oder fehlerhafter Identifikation von Strukturen bei der Planevaluation möglich. Moderne Graphikfunktionen und Schattierungsverfahren bieten hier deutliche Vorteile.

4.2 Darstellung mit VOXEL-MAN

Noch vor wenigen Jahren war die Planevaluation am 3D-Bild nur orientierend möglich, da die räumlichen Darstellungen der Bestrahlungsplanungssysteme in der Regel einfache Algorithmen zur Visualisierung nutzten und die Funktionalität der Systeme sich im 3D-Bereich vielfach auf Grundfunktionen beschränkte. Heute bieten die meisten Planungssysteme umfangreiche Möglichkeiten zur Veränderung der im 3D-Bild darzustellenden Objekte an, vielfach wird hierbei auf ein externes Visualisierungssystem zurückgegriffen.

Die verwendeten Systeme unterscheiden sich jedoch in verschiedenen Punkten von VOXEL-MAN, wobei vor allem die grundlegend verschiedene Datenbasis von Bedeutung ist: Neben VOXEL-MAN verwendet nur Pinnacle³ (Philips) direkt die Volumendaten zur Berechnung des dreidimensionalen Bildes, wobei auch für die VoI ein den CT- und Dosisdaten entsprechendes Datenvolumen angelegt ist, in dem für jedes Volumenelement (Voxel) die Zugehörigkeit zu dem jeweiligen Objekt gespeichert ist. Diese volumenbasierte Datenstruktur ermöglicht neben einer weitgehend realistischen Oberflächenschattierung umfangreiche Objektmanipulationen mit

Anschnitten, Informationsdarstellung auf den Schnittflächen und eine direkte Beziehung zwischen den einzelnen Informationsbereichen auf Voxel Ebene. Hierdurch lassen sich spezielle Darstellungsmöglichkeiten wie die Anfärbung der VOI in den charakteristischen Dosisfarben (wie beispielsweise Abbildung 33) oder die bisher in dieser Weise sonst noch nicht realisierte Dosiskombination aus Alternativplänen (siehe Kapitel 3.4.1) realisieren. Nachteil der volumenbasierten Objektdarstellung ist ein hoher Rechenaufwand bei der Visualisierung, da jede Veränderung an der dargestellten Objektkombination zu einer Neuberechnung des gesamten Bildes führt.

Im Gegensatz hierzu können Objekte, deren Oberfläche über Einzelpunkte und Vektoren definiert ist (oberflächenbasierte Darstellung), ohne größeren Aufwand gedreht oder manipuliert werden. Die Objektdefinition ist hier primär aufwendiger, da aus CT- und Dosisdaten Objekte erstellt und über Triangulation definiert werden müssen. VOI-Daten können schon bei der Segmentation entsprechend gespeichert werden. Hauptproblem der oberflächenbasierten Darstellung ist das Fehlen von Informationen aus dem Objektinneren, so daß bei Anschnitten oder transparenter Visualisierung der Blick auf die gegenüber liegende innere Oberfläche fällt. Falls ein oberflächenbasiertes System die Darstellung von Information auf Anschnitten der Objekte oder auf eingebundenen Schnittebenen anbietet, müssen hierfür die zugrunde liegenden Datenvolumina zusätzlich untersucht werden. Da auch die Dosisvisualisierung ausschließlich anhand von vordefinierten Objekten möglich ist, müssen in oberflächenbasierten Systemen die benötigten Isodosis-Objekte von vornherein festgelegt oder bei entsprechendem Bedarf zwischenzeitlich neu berechnet werden. Auch die kugelförmigen Einzelobjekte, die für die Dosiswolken-Darstellung dieser Systeme verwendet werden, werden vordefiniert und bei Bedarf dargestellt.

Bei volumenbasierten Systemen wie VOXEL-MAN kann jeder Dosiswert visualisiert oder unterdrückt werden, ohne daß auf zusätzliche Objekte zurückgegriffen werden muß. So lassen sich die darzustellenden Dosisbereiche frei festlegen und jederzeit verändern. Die Verwendung von Schiebereglern in VOXEL-MAN ermöglicht hierbei eine besonders effektive und zügige Arbeit, auch wachsende oder schrumpfende Dosiswolken lassen sich so visualisieren.

Ein weiterer Punkt, der VOXEL-MAN von den meisten Planungssystemen unterscheidet, ist sein Funktionsumfang. Wie schon im Kapitel 2.2.4 beschrieben, gibt es eine Fülle von Möglichkeiten, die dargestellte Objektkombination interaktiv zu verändern. In besonders interessierenden Bereichen können ohne großen Aufwand alle vorhandenen Objekte dargestellt oder entfernt werden, Anschnitte zeigen die Situation im Inneren der Objekte und Zusatzinformationen können in weiteren Fenstern dargestellt werden.

Die Schattierungsverfahren von VOXEL-MAN übertreffen die Darstellung der meisten Planungssysteme deutlich. Auch wenn einige Systeme neben Schattenwurf auch Reflexe an den Objektoberflächen mit berechnen, wirkt ein mit VOXEL-MAN visualisiertes 3D-Bild realistischer. Gerade bei komplexen Objektkombinationen ist der räumliche Eindruck entscheidend für die Übersichtlichkeit und das Verständnis des Bildes. Alle dem jeweiligen Bildpunkt zugeordneten Informationen können über das Kontextmenü mit der rechten Maustaste abgefragt werden, so daß nicht nur auf die Bezeichnung des jeweiligen Objektes und seine Position in der Objekthierarchie, sondern auch auf die einwirkenden Dosiswerte in den zugrunde liegenden Plänen (Alternativpläne oder physikalische beziehungsweise biologische Dosis) zugegriffen werden kann. Zur dauerhaften Objektbestimmung können farbige Markierungen oder Objektbeschriftungen eingesetzt werden.

Obwohl viele bestrahlungsrelevante Informationen wie Feldparameter, DVH und BEV in VOXEL-MAN eingebunden wurden, fehlen zur umfassenden Beschreibung des jeweiligen Bestrahlungsplanes noch die Stellungen der Kollimatorblenden sowie die Daten von Filtern, Blöcken und Modifikatoren. Die Einbindung dieser in erster Linie für die Berechnung eines Planes notwendigen Parameter sowie der weiteren in Kapitel 3.5 angesprochenen zusätzlichen Funktionen verbessert die Einsetzbarkeit von VOXEL-MAN in der Strahlentherapie nochmals gegenüber den Möglichkeiten der jetzigen Version.

Die hier vorgestellte Version von VOXEL-MAN ermöglicht die Beurteilung und den Vergleich von Bestrahlungsplänen anhand der dreidimensionalen Visualisierung der ihnen zugrundeliegenden Volumendaten mit hoher Effizienz. Die in dieser Arbeit beschriebenen Vorteile gegenüber den 3D-Darstellungen der Bestrahlungsplanungssysteme könnten von den Herstellern dieser Systeme zum Anlaß genommen werden, die Einbindung höherwertiger Visualisierungsalgorithmen und bedienerfreundlicher Funktionen zur Bearbeitung des 3D-Bildes zu prüfen. Bei dem zu erwartenden Fortschreiten der Entwicklung in der Computerbranche werden vermutlich die Kosten sowohl für ein leistungsstarkes Graphiksystem als auch für die notwendige Hardwareausstattung weiter sinken. Diesbezügliche Kosten-Nutzen-Analysen, die sich in der Vergangenheit möglicherweise negativ darstellten, werden sich schon in naher Zukunft deutlich zum Positiven verschieben.

Kapitel 5: Zusammenfassung

Die Dosiskonzentration auf das Zielvolumen mit größtmöglicher Schonung der Risikoorgane muß bei der dreidimensionalen Bestrahlungsplanung exakt berechnet und beurteilt werden, um optimale Ergebnisse zu erzielen. Kommerzielle Bestrahlungsplanungssysteme bieten verschiedene Hilfsmittel zur Planevaluation, wobei neben der Schnittbild-Darstellung mit Isodosenlinien und den Dosis-Volumen-Histogrammen aller relevanter Objekte die räumliche Rekonstruktion der Dosisverteilung einen zunehmenden Stellenwert gewinnt. Im Unterschied zu früheren Planungssystemen wird heutzutage vermehrt Wert auf eine realitätsnahe Visualisierung gelegt, um das Verhältnis zwischen Dosis und VoI schneller beurteilen zu können. Trotz der großen Fortschritte in der 3D-Darstellung werden die interaktiven Möglichkeiten moderner Graphiksysteme noch unzureichend genutzt.

Die Verwendung des interaktiven 3D-Visualisierungssystems VOXEL-MAN zur Darstellung der Planungsdaten ermöglicht einen schnellen Zugriff auf relevante Planungsbereiche und eine optimierte Darstellung der Planungsergebnisse, woraus ein geringerer Arbeitsaufwand für den Therapeuten und durch genauere Dosisbeurteilung eine verbesserte Patientenversorgung resultiert. Im einzelnen bietet das System :

- übersichtliche Darstellung beliebiger VoI- und Dosiskombinationen trotz hoher Informationsfülle
- Betrachtung des 3D-Bildes aus allen Richtungen und in beliebiger Vergrößerung
- Beurteilung der Dosisverteilung in der Umgebung jedes Punktes auf Schnittbildern
- schneller Zugriff auf kritische Dosisbereiche
- gleichzeitige Darstellung alternativer Pläne (auch biol./phys. Dosis) im 3D-Bild
- Einbindung von bestrahlungsrelevanten Bildern und Texten (z. B. Planungsparameter)
- Erweiterbarkeit um spezifische strahlentherapeutische Funktionen (hier Feldgrenzen, Dosisregler)

Um die Planbeurteilung zu erleichtern, wurden anhand von Bestrahlungsplanungen aus drei Körperregionen gemeinsame Visualisierungsparameter festgelegt und ein einheitlicher Ablauf der Planbeurteilung entwickelt. Durch die vollständig interaktive Bearbeitung kann dieser Ablauf jederzeit für spezielle Fragestellungen abgeändert werden. Regionale anatomische Besonderheiten wurden präsentiert und die Vorgehensweise zur Beurteilung des jeweiligen Bestrahlungsplanes besprochen.

Durch die Erweiterung von VOXEL-MAN um ein spezielles Strahlentherapie-Menü wurden komplexe Befehlsabfolgen vereinfacht und zusätzliche Funktionen implementiert.

Für den klinischen Einsatz des Systems in der Strahlentherapie ist eine direkte Verbindung zum Planungsrechner von großer Bedeutung. Optimal wäre eine integrative Vernetzung zwischen einem modernen Planungssystem und VOXEL-MAN, dessen in dieser Arbeit ebenfalls beschriebenen Segmentationswerkzeuge eine komfortable interaktive Definition der Volumes of Interest ermöglichen.

Neben der Anwendung in der Bestrahlungsplanung wurden Einsatzmöglichkeiten des Systems als strahlentherapeutischer Atlas für verschiedene Anwendergruppen dargestellt.

Anhang: Patientendaten

Im einzelnen handelte es sich bei den Patienten um

- Patient A: 67jähriger Patient mit Prostata-Karzinom (Becken-Bereich)
- Patient B: 60jährige Patientin mit Ösophagus-Karzinom (Thorax-Bereich)
- Patient C: 50jähriger Patient mit Mundhöhlen-Karzinom (Kopf/Hals-Bereich)

Patient A: Prostata-Karzinom

Bei dem 67jährigen Patienten fand sich im Rahmen einer urologischen Untersuchung wegen progredienter Miktionsprobleme mit Pollakisurie ein suspekter Palpationsbefund der Prostata und ein erhöhter PSA-Wert mit 22 ng/ml (normal < 4,2 ng/ml). Eine transrektale Biopsie ergab in drei Stanzzyllindern des rechten Prostatalappens die Diagnose eines mäßig und gering differenzierten Adenokarzinoms der Prostata mit kribriformen Anteilen (Malignitätsgrad IIb).

Während ein solcher Befund in höherem Lebensalter aufgrund des langsamen Tumorwachstums hormonell mit LHRH-Analoga behandelt werden kann (palliativer Therapieansatz), wurde für diesen Patienten ein kuratives Vorgehen geplant. Wegen des hohen perioperativen Risikos bei schwerwiegender Vorerkrankung (unter maximaler Therapie persistierende Luftnot bei chronisch-obstruktiver Lungenerkrankung mit Emphysem) wurde von einer Operation Abstand genommen. Als günstigste Therapieform stellte sich eine Strahlentherapie mit neoadjuvanter und adjuvanter Hormonbehandlung dar, bei der 3 Monate vor und 6 Monate nach der Bestrahlung LHRH-Analoga eingenommen werden (*Pisansky 2003*).

Nach dreimonatiger Hormontherapie war der PSA-Wert auf 0,7 ng/ml gefallen, in der kernspintomographischen Staging-Untersuchung fand sich in der Prostata kein sicherer Tumor-Nachweis, die regionalen Lymphknoten waren tumorfrei. Da auch keine Fernmetastasen gefunden wurden, konnte im Tumorstadium cT_{2A}, N₀, M₀ die Strahlentherapie mit kurativem Behandlungsziel geplant und durchgeführt werden.

In einem 4-Felder-Plan mit ventrodorsalen und bilateralen Gegenfeldern wurden 16MV-Photonen (aus Linearbeschleuniger LINAC 3) mit 36 Fraktionen à 1,8 Gy (5 Fraktionen / Woche) bis zu einer Gesamtdosis von 64,8 Gy eingesetzt, um die Prostata inclusive der Samenblasenbasis zu bestrahlen. Als Risikoorgane wurden die Harnblase und der Enddarm festgelegt (Abbildung 53).

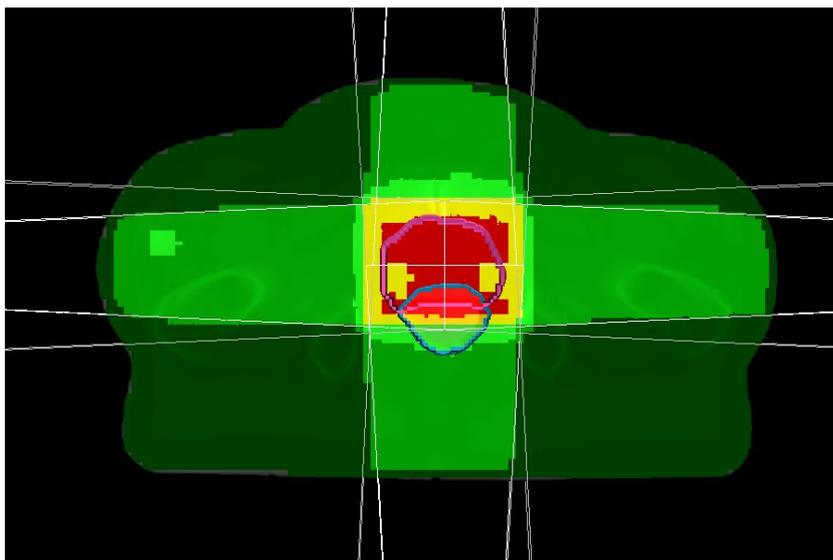


Abbildung 53: 4-Felder-Bestrahlungsplanung aus dem Beckenbereich, Patient A (Prostata-Karzinom). Dem CT-Schnittbild in der strahlentherapeutischen Zentralstrahlebene sind die Konturen der Volumes of Interest (Zielvolumen und Rektum, Harnblase hier nicht angeschnitten) sowie flächig gefärbte Dosiswertebereiche überlagert. Ein 3-Felder-Plan wurde zur Darstellung von Alternativplänen ebenfalls berechnet (Abbildung 54).

Mit den gleichen Planungsparametern (16MV-Photonen, 5 Fraktionen à 1,8 Gy pro Woche, Gesamtdosis 64,8 Gy) erfolgte eine zusätzliche Dosisberechnung für einen 3-Felder-Plan, um den Vergleich alternativer Bestrahlungspläne in VOXEL-MAN darzustellen (Abbildung 54).

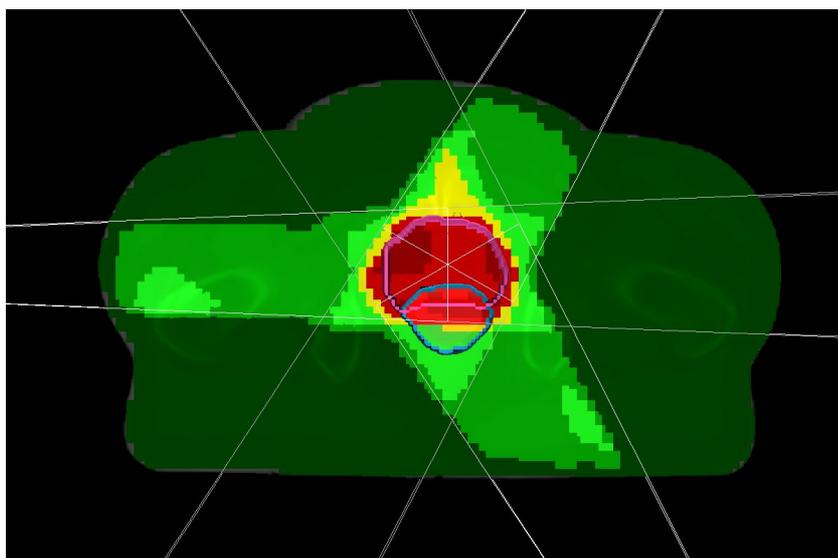


Abbildung 54: Alternativplan als 3-Felder-Bestrahlungsplanung aus dem Beckenbereich, Patient A (Prostata-Karzinom). CT-Schnittbild in der Zentralstrahlebene mit den Konturen der Volumes of Interest (Zielvolumen violett, Rektum hellblau, Harnblase nicht in Zentralstrahlebene) und „colorwash“-Darstellung der Dosis (vergleiche 4-Felder-Plan, Abbildung 53).

Patient B: Ösophagus-Karzinom

Patientin B hatte vor Diagnosestellung als 60jährige starke Raucherin (40 Zigaretten pro Tag) im Laufe eines Jahres 20 kg Gewicht verloren.

Im Rahmen einer gastrokopischen Untersuchung fiel bei glatter Ösophaguspassage eine Wandveränderung im mittleren Ösophagusdrittel auf, deren Probeexzision die histologische Diagnose eines mäßig differenzierten, ulzerierten Plattenepithel-Karzinoms erbrachte. Während die konventionelle Röntgenuntersuchung keine krankhafte Veränderung im Sinne von Lungeninfiltration, Raumforderungen oder Mediastinalverbreiterung zeigte, fand sich bei einer Röntgen-Breischluck-Untersuchung eine funktionelle Enge der mittleren Speiseröhre mit Ulzerationen über 12 cm Länge.

In der thorakalen Computertomographie (CT) bestätigte sich diese Stenose auf 6 cm Länge, der Tumor tangierte sowohl das Perikard als auch die Aorta descendens, so daß sich trotz unauffälliger mediastinaler Lymphknoten eine primäre Operation verbot. Ob eine Operation im Anschluß an die Strahlentherapie möglich sein würde, sollte nach deren Abschluß geprüft werden.

Schon im Rahmen der weiteren Staging-Untersuchungen zeigte sich ein deutliches Fortschreiten der Erkrankung: Drei Wochen nach Diagnosestellung war der Tumorbezirk wegen polypöser Verengung der Speiseröhre nur noch mit dem Kinderendoskop passierbar. Kernspintomographie (MRT) und Spiral-CT zeigten bei zunehmender lokaler Tumorausdehnung einen verstärkten Kontakt zur Aorta (über ein Viertel der Zirkumferenz) sowie eine Affektion des linken Hauptbronchus. In der Endosonographie waren wegen der tumorösen Ösophagusstenose nur noch die oberen (kranialen) Tumorabschnitte beurteilbar, hier wurden jedoch erstmals zwei suspekte Lymphknoten periösophageal und paratracheal gefunden. Fernmetastasen ließen sich in keiner Untersuchung darstellen.

Somit litt diese Patientin nach Abschluß der Diagnostik an einem mäßig differenzierten, ulzerierten Plattenepithel-Karzinom des mittleren Ösophagus im Stadium T₃, N₁, M₀, G₂.

Bei Berücksichtigung der Risikoorgane Lunge, Herz und Rückenmark erfolgte die Bestrahlung perkutan mittels ventrodorsaler und lateraler Gegenfelder, da der Tumor für eine lokale After-loading-Brachytherapie zu ausgedehnt war. Hyperfraktionierung mit 9x wöchentlich 1,4 Gy Photonenstrahlung (16 MV) und Individualabsorber sorgten bei einer Gesamtdosis von 42 Gy für die bestmögliche Gewebeschonung (Abbildung 55).

Neben der physikalischen Dosisverteilung wurde für diese Patientin auch eine biologisch gewichtete Isoeffektverteilung berechnet, welche die Gewebetoleranzdosen und Reparaturmöglichkeiten der Risikoorgane sowie die gewählte Fraktionierung berücksichtigt.

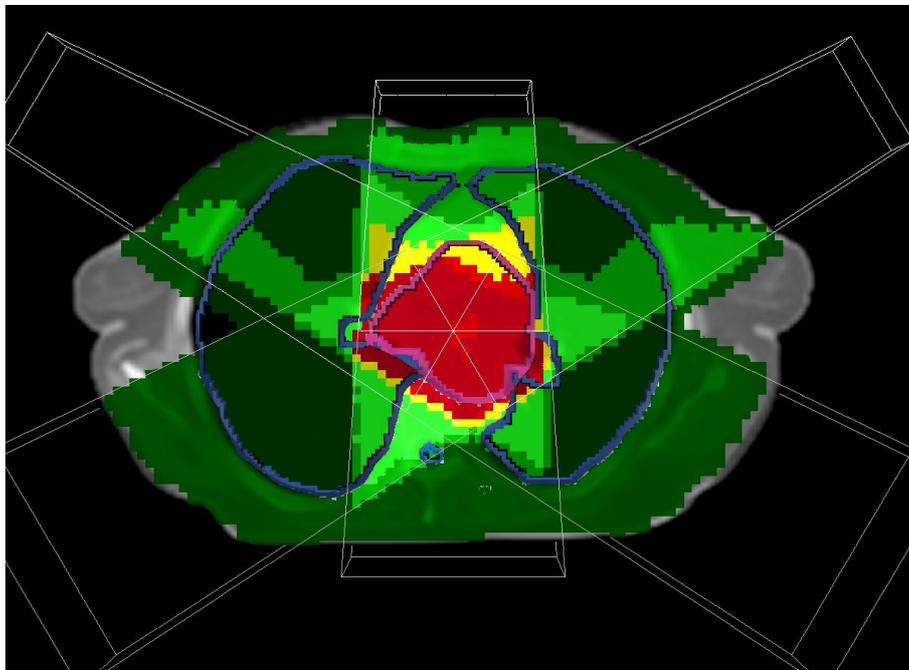


Abbildung 55: Bestrahlungsplanung aus dem Thoraxbereich, Patientin B (Ösophagus-Karzinom). Dem CT-Schnittbild in der strahlentherapeutischen Zentralstrahlebene sind die Konturen der Volumes of Interest (Zielvolumen, Herz, Lunge und Rückenmark) sowie flächig gefärbte Dosiswertebereiche überlagert.

Patient C: Mundhöhlen-Karzinom

Bei dem 50jährigen Patienten C war nach Exstirpation eines 3 cm großen adenoid-zystischen Karzinoms aus dem harten Gaumen eine postoperative Strahlentherapie erforderlich, da bei vollständiger Resektion des gut differenzierten Tumors der radiologische Verdacht auf Veränderungen im Bereich der Kieferwinkel bestand. Artefakte durch metallische Zahnfüllungen in den CT- und MRT-Bildern erschwerten auch die Beurteilung einer eventuellen lymphatischen Ausaat.

Da eine Fernmetastasierung weitgehend ausgeschlossen werden konnte, ließ sich dieser adenoid-zystische Tumor des harten Gaumen gemäß der TNM-Klassifikation als pT₂, N_x, M₀, R₀, G₁ beschreiben.

Für diesen Patienten wurde eine ventrodorsale Gegenfeld-Bestrahlung mit 14 MeV-Neutronen als adjuvante Strahlentherapie geplant. Die Schonung der Risikoorgane Augen und Rückenmark stand bei der Bestrahlung im Vordergrund, wobei spezielle Augenabsorber eingesetzt wurden. Für das Rückenmark wurde eine Höchstdosis von 12 Gy festgelegt, so daß für das Zielvolumen (bestehend aus der ehemaligen Tumorregion und beiden Kieferwinkeln) eine Gesamtdosis von 15,2 Gy (19x 0,8 Gy) erreicht wurde (Abbildung 56).

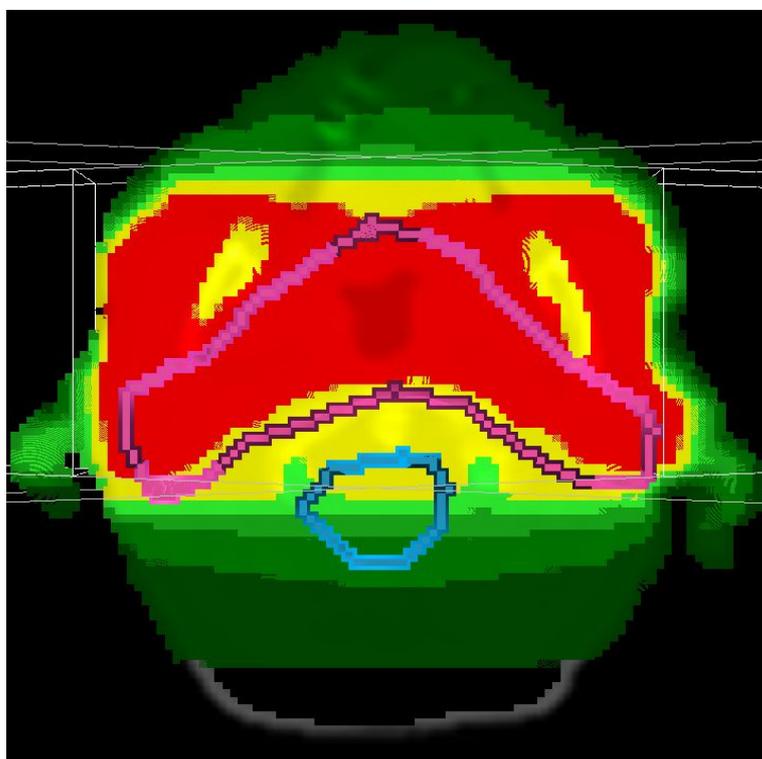


Abbildung 56: Bestrahlungsplanung aus dem Kopf/Hals-Bereich, Patient C (Mundhöhlen-Karzinom). Dem CT-Schnittbild in der strahlentherapeutischen Zentralstrahlebene sind die Konturen der Volumes of Interest (Zielvolumen und Rückenmark, Augen nicht angeschnitten) sowie flächig gefärbte Dosiswertebereiche überlagert.

Literaturverzeichnis

Ahuja SD, Stroup SL, Bolin MG (1980) *Semi-empirical model for depth dose distributions of megavoltage x-ray beams.* Med Phys 7(5):537-544

Albers D, Frenzel T, Schiemann T, Höhne KH, Schmidt R (1997) *Visualization of three-dimensional biological dose distributions.* In: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K (eds):CAR '97 Computer Assisted Radiology and Surgery: Proceedings of the 11th International Symposium and Exhibition, Berlin, Germany, 25-28 June 1997. Elsevier, Amsterdam. pp 388-393.
(ISBN: 0-444-82756-0)

Barendsen GW (1982) *Dose fractionation, dose rate and iso-effect relationships for normal tissue responses.* Int J Radiat Oncol Biol Phys 8(11):1981-1997

Beck-Bornholdt HP, Schmidt R, Schwarz RC, Hübener KH (1991) *Biological isoeffect distributions: consideration of the influence of dose per fraction and overall treatment time. A possible tool in future treatment planning.* Strahlenther Onkol 167(12):708-15

Burger C (1996) *Bildfusion in der medizinischen Radiologie.* Schweiz Med Wochenschr 126(29):1274-80

Chen GTY (1988) *Dose volume histograms in treatment planning.* Int J Radiat Oncol Biol Phys 14(6):1319-1320

Chen GTY, Pelizzari CA (1989) *Image correlation techniques in radiation therapy treatment planning.* Comput Med Imaging Graph 13(3):235-240

Debois M, Oyen R, Maes F, Verswijvel G, Gatti G, Bosmans H, Feron M, Bellon E, Kutcher G, Van Poppel H, Vanuytsel L (1999) *The contribution of magnetic resonance imaging to the three-dimensional treatment planning of localized prostate cancer.* Int J Radiat Oncol Biol Phys 45(4):857-865

DGMP [Buchgeister M, Gneveckow U, Hodapp N, Salk J, Sauer O] (2003) *DGMP-Bericht Nr. 1, Neuauflage: Grundsätze zur Bestrahlungsplanung mit Computern.* DGMP; Bad Homburg (ISBN 3-925218-79-3)

Drzymala RE, Mohan R, Brewster L, Chu J, Goitein M, Harms W, Urie M (1991) *Dose-volume histograms*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 21(1):71-78

Emami B, Lyman J, Brown A, Coia L, Goitein M, Munzenrider JE, Shank B, Solin LJ, Wesson M (1991) *Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 21(1):109-122

Frenzel T., Krüll A., Schmidt R., Dobrucki W., Malys B. (1998) *Strahlentherapie. Ein interaktives Lernprogramm*. Springer-Verlag Berlin / Heidelberg (CD-ROM, ISBN: 3-540-14683-0)

Galvin JM, Sims C, Dominiak G, Cooper JS (1995) *The use of digitally reconstructed radiographs for three-dimensional treatment planning and CT-simulation*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 31(4):935-942

Graham MV, Matthews JW, Harms WB Sr, Emami B, Glazer HS, Purdy JA (1994) *Three-dimensional radiation treatment planning study for patients with carcinoma of the lung*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 29(5):1105-1117

Goitein M, Abrams M, Rowell D, Pollari H, Wiles J (1983) *Multi-dimensional treatment planning: II. Beam's eye-view, back projection, and projection through CT sections*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 9(6):789-797

Grosu AL, Feldmann HJ, Albrecht C, Kneschaurek P, Wehrmann R, Gross MW, Zimmermann FB, Molls M (1998) *Dreidimensionale Bestrahlungsplanung bei Hirntumoren. Vorteile der Methode und klinische Ergebnisse*. Strahlenther Onkol 174(1):7-13

Hagopian GA (1996) *The effects of informational audiotapes on knowledge and self-care behaviors of patients undergoing radiation therapy*. Oncol Nurs Forum 23(4):697-700

Heiland M, Petersik A, Pflesser B, Tiede U, Schmelzle R, Höhne KH, Handels H (2004) *Realistic haptic interaction for computer simulation of dental surgery*. In: Lemke HU et al. (eds): Computer Assisted Radiology and Surgery, Proc. CARS 2004, Excerpta Medica International Congress Series 1268, Elsevier, Amsterdam, accepted for publication

Heller E (2000) *Wie Farben wirken*. Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH, Reinbek

Höhne KH (1987) *3D-Bildverarbeitung und Computer-Graphik in der Medizin*. Inform.-Spektrum 10(4):192-204

Höhne KH, Bernstein R (1986) *Shading 3D-images from CT using gray-level gradients*. IEEE Trans Med Imag 5(6):45-47

Höhne KH, Hanson WA (1992) *Interactive 3D Segmentation of MRI and CT Volumes using Morphological Operations* J Comput Assist Tomogr 16(2):285-294

Höhne KH, Bomans M, Riemer M, Schubert R, Tiede U, Lierse W (1992) *A Volume-Based Anatomical Atlas*. IEEE Comput Graph Appl 12(4):72-78

Höhne KH, Pflesser B, Pommert A, Riemer M, Schiemann T, Schubert R, Tiede U (1995) *A new representation of knowledge concerning human anatomy and function*. Nat Med. 1(6):506-511

Höhne KH, Pflesser B, Pommert A, Priesmeyer K, Riemer M, Schiemann T, Schubert R, Tiede U, Frederking H, Gehrman S, Noster S, Schumacher U (2000) *VOXEL-MAN 3D Navigator: Inner Organs. Regional, Systemic and Radiological Anatomy*. Springer Electronic Media, Heidelberg (3 CD-ROMs, ISBN 3-540-14759-4)

Höhne KH, Petersik A, Pflesser B, Pommert A, Priesmeyer K, Riemer M, Schiemann T, Schubert R, Tiede U, Urban M, Frederking H, Lowndes M, Morris J (2001) *VOXEL-MAN 3D Navigator: Brain and Skull. Regional, Functional and Radiological Anatomy*. Springer Electronic Media, Heidelberg (2 CD-ROMs, ISBN 3-540-14910-4)

Hoffmann SO (1998) *Psychosoziale Faktoren in der Bewältigung von Tumorerkrankungen*. Vortrag im Rahmen einer Fortbildungsveranstaltung des Tumorzentrums Rheinland-Pfalz am 11.7.1998: Das Plasmazytom - Leitlinien und Perspektiven für die Praxis [online: http://info.imsd.uni-mainz.de/TUZ/fortbildung_98.htm, Zugriff 16.05.04, 15:35h]

Holloway L, Hoban P, Metcalfe P (2002) *Radiobiological indices that consider volume: a review*. Australas Phys Eng Sci Med 25(2):47-57

Horton W (1994) *Das ICON-Buch*. Addison-Wesley, München

ICRU [International Commission on Radiation Units and Measurements] (1987) *Report 42: Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High Energy Photons and Electrons*. ICRU, Bethesda, Maryland

ICRU [International Commission on Radiation Units and Measurements] (1993) *Report 50: Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy*. ICRU, Bethesda, Maryland

ICRU [International Commission on Radiation Units and Measurements] (1999) *Report 62: Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*. ICRU, Bethesda, Maryland

Källman P, Ågren A, Brahme A (1992) *Tumour and normal tissue responses to fractionated non-uniform dose delivery*. Int J Radiat Biol 62(2):249-262

Kawrakow I (2000) *Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version*. Med Phys 27(3):485-498

Khoo VS, Padhani AR, Tanner SF, Finnigan DJ, Leach MO, Dearnaley DP (1999) *Comparison of MRI with CT for the radiotherapy planning of prostate cancer: a feasibility study*. Br J Radiol 72(858):590-597

Khoo VS, Adams EJ, Saran F, Bedford JL, Perks JR, Warrington AP, Brada M (2000) *A comparison of clinical target volumes determined by CT and MRI for the radiotherapy planning of base of skull meningiomas*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 46(5):1309-1317

Kim Y, Roscoe JA, Morrow GR (2002) *The effects of information and negative affect on severity of side effects from radiation therapy for prostate cancer*. Support Care Cancer 10(5):416-21

Kirschner H, Burmester U, Stringaris K (1977) *CT--Tomometrie. 1. Teil: Gewebeinhomogenitäten - Bestrahlungsplanung*. Strahlentherapie 153(9):601-615

Krämer H (1998) *Interaktiver volumenbasierter 3D Atlas eines menschlichen Fötus auf der Basis einer Kernspintomographie*. Medizin. Dissertation, Universität Hamburg

Larsen P, Kreiborg S, Vinther F, Darvann T, Schiemann T, Tiede U, Höhne KH (1996) *Interactive atlas of congenital craniofacial malformations*. In: Brender J, Christensen JP, Scherrer JR, McNair P (eds): Medical Informatics Europe, Proc. MIE '96, IOS Press, Amsterdam, pp 788-790 (ISBN: 90 5199 278 5)

Lewis RD, Ryde SJ, Seaby AW, Hancock DA, Evans CJ (2000) *Use of Monte Carlo computation in benchmarking radiotherapy treatment planning system algorithms*. Phys Med Biol 45(7):1755-1764

Low NN, Vijayakumar S, Rosenberg I, Rubin S, Virudachalam R, Spelbring DR, Chen GT (1990) *Beam's eye view based prostate treatment planning: is it useful?* Int J Radiat Oncol Biol Phys 19(3):759-768

Lyman JT (1992) *Normal tissue complication probabilities: variable dose per fraction.* Int J Radiat Oncol Biol Phys 22(2):247-250

McShan DL, Fraass BA, Lichter AS (1990) *Full integration of the beam's eye view concept into computerized treatment planning.* Int J Radiat Oncol Biol Phys 18(6):1485-1494

Niemierko A, Goitein M (1993) *Modeling of normal tissue response to radiation: the critical volume model.* Int J Radiat Oncol Biol Phys 25(1):135-145

Parker RP, Hobday PA, Cassell KJ (1979) *The direct use of CT numbers in radiotherapy dosage calculations for inhomogeneous media.* Phys Med Biol 24(4):802-809

Paulino AC, Thorstad WL, Fox T (2003) *Role of fusion in radiotherapy treatment planning.* Semin Nucl Med 33(3):238-243

Pelizzari CA (1998) *Image processing in stereotactic planning: volume visualization and image registration.* Med Dosim 23(3):137-145

Petersik A, Pflesser B, Tiede U, Höhne KH, Leuwer R (2003) *Realistic Haptic Interaction in Volume Sculpting for Surgery Simulation.* In: Ayache N et Delingette H (eds): Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling, Proc. IS4TM 2003, Lecture Notes in Computer Science 2673. Springer-Verlag, Berlin, pp 194-202

Pflesser B, Tiede U, Höhne KH (1999) *Simulation von Schnittoperationen in medizinischen Volumenmodellen.* In: Evers H, Glombitza G, Lehmann T, Meinzer HP (eds): Bildverarbeitung für die Medizin 1999: Algorithmen - Systeme - Anwendungen. Springer-Verlag, Berlin, pp 182-186.

Bui Tuong Phong* (1975) *Illumination for computer generated pictures.* Commun ACM 18(6):311-317

* Vietnamesische Namen sollten nach dem persönlichen Namen (entspricht dem Vornamen) sortiert werden, wobei alle drei Namensbestandteile zu zitieren sind. (Internet-Recherche vom 14.5.04, 23:00 h:
www.arts.uwaterloo.ca/~vecon/veconref/vecondoc.pdf / www.rsc.org/is/database/aaumar.htm.)

Pisansky TM (2003) *Use of neoadjuvant and adjuvant therapy to prevent or delay recurrence of prostate cancer in patients undergoing radiation treatment for prostate cancer.* Urology 62 (Suppl 1):36-45

Pommert A, Höhne KH, Pflessner B, Riemer M, Schiemann T, Schubert R, Tiede U, Schumacher U (2000) *A highly realistic volume model derived from the Visible Human Male.* 3rd Visible Hum Proj Conf Proc (CD-ROM, ISSN 1524-9808)

Pommier P (2002) *Quel bilan systématique demander au patient atteint d'un adénocarcinome de prostate localisé?* Cancer Radiother 6(3):131-136

Purdy JA (1999) *3D treatment planning and intensity-modulated radiation therapy.* Oncology (Huntingt) 13(10 Suppl 5):155-168

Ragazzi G, Cattaneo GM, Fiorino C, Ceresoli G, Verusio C, Villa E, Calandrino R (1999) *Use of dose-volume histograms and biophysical models to compare 2D and 3D irradiation techniques for non-small cell lung cancer.* Br J Radiol 72(855):279-288

Rheinwald K (1996) *Ein interaktiver 3D-Editor zur Modellierung von Blutgefäßen.* Diplomarbeit, Fachbereich Informatik, Universität Hamburg

Rosenman J (2001) *Incorporating functional imaging information into radiation treatment.* Semin Radiat Oncol 1(1):83-92

RTOG Radiation Therapy Oncology Group (2004) *RTOG P-0126: A phase III randomized study of high dose 3D-CRT/IMRT versus standard dose 3D-CRT/IMRT in patients treated for localized prostate cancer.* Liste der teilnehmenden Kliniken auf der Internet-Präsenz des Image-Guided Therapy Center at Washington University in St. Louis [online:
http://itc.wustl.edu/CGI/proto_summary.cgi?0126 Zugriff: 18.06.04, 04:22 h]

Sautter-Bihl ML, Hultenschmidt B, Scheurig H (1999) *Treatment Planning of Tangential Breast Irradiation Using a Simulator with CT-Option Compared to a Conventional CT.* Strahlenther Onkol 175(12):597-600

Schiemann T, Höhne KH, Krämer H, Pommert A, Riemer M, Schubert R, Tiede U (1994) *"Intelligent volumes": A new concept for representing spatial knowledge.* Pattern Recogn Lett 15(5):519-526

Schiers C, Tiede U, Höhne KH (1989) *Interactive 3D-registration of image volumes from different sources* In: Lemke HU (ed) Computer Assisted Radiology, Proc. CAR '89. Springer, Berlin, pp. 666-670

Schmidt R, Schiemann T, Schlegel W, Höhne KH, Hübener KH (1994) *Consideration of time-dose-patterns in 3D treatment planning. An approach towards 4D treatment planning.* Strahlenther Onkol 170(5):292-301

Schneider U, Pedroni E, Lomax A (1996) *The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning.* Phys Med Biol 41(1):111-124

Schraube P, von Kampen M, Oetzel D, Sroka G, Wannemacher M (1995) *The impact of 3-D radiotherapy planning after a pneumonectomy compared to a conventional treatment set-up.* Radiother Oncol 37(1):65-70

Schubert R, Seebode C, Wening JV (1992) *A true 3D-atlas of acetabular fractures based on computed tomography.* In: Surgery of the pelvis and acetabulum, an international consensus. Pittsburgh (Pennsylvania)

Schubert R, Höhne KH, Pflessner B, Pommert A, Riemer M, Schiemann T, Tiede T (1997) *Ein virtuelles Anatomiemodell für Lehre und Forschung: VOXEL-MAN.* In: Hamm I, Müller-Böling D (eds): Hochschulentwicklung durch neue Medien. Bertelsmann Stiftung, Gütersloh. pp 185-195.

Seebode C (2000) *Ein interaktiver Atlas von Acetabulumfrakturen.* Medizinische Dissertation, Universität Hamburg.

Spezi E, Lewis DG (2002) *Full forward Monte Carlo calculation of portal dose from MLC collimated treatment beams.* Phys Med Biol 47(3):377-390

Stavreva NA, Stavrev PV, Warkentin B, Fallone BG (2003) *Investigating the effect of cell repopulation on the tumor response to fractionated external radiotherapy.* Med Phys 30(5):735-742

Tiede U, Höhne KH, Bomans M, Pommert A, Riemer M, Wiebecke G (1990) *Investigation of medical 3D-rendering algorithms.* IEEE Comput Graph Appl 10(2):41-53

Tiede U, Bomans M, Höhne KH, Pommert A, Riemer M, Schiemann T, Schubert R, Lierse W (1993) *A computerized three-dimensional atlas of the human skull and brain.* AJNR Am J Neuroradiol 14(3):551-559

Tiede U, Schiemann T, Höhne KH (1996) *Visualizing the Visible Human*. IEEE Comput Graph Appl 16(1):7-9

Urban M, Groden C, Schiemann T, Schubert R, Höhne KH (1997) *A 3D model of the cranial vessels for anatomy teaching and rehearsal of interventions*. In: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K (eds): CAR '97 Computer Assisted Radiology and Surgery: Proceedings of the 11th International Symposium and Exhibition, Berlin, Germany, 25-28 June 1997. Elsevier, Amsterdam. pp 1014-1015 (ISBN: 0-444-82756-0)

Verhey LJ (1999) *Comparison of three-dimensional conformal radiation therapy and intensity-modulated radiation therapy systems*. Semin Radiat Oncol 9(1):78-98

Vijayakumar S, Chen GT, Low NN, Myriantopoulos L, Chiru P, Rosenberg I (1992) *Beam's eye view-based radiation therapy: description of methods*. Radiographics 12(5):961-968

Waldron J, Tin MM, Keller A, Lum C, Japp B, Sellmann S, van Prooijen M, Gitterman L, Blend R, Payne D, Liu FF, Warde P, Cummings B, Pintilie M, O'Sullivan B (2003) *Limitation of conventional two dimensional radiation therapy planning in nasopharyngeal carcinoma..* Radiother Oncol 68(2):153-161

Whitted T (1980) *An improved illumination model for shaded display*. Commun ACM 23(6):343-349

Wiegel T, Schmidt R, Krüll A, Schwarz R, Sommer K, Hübener KH (1992) *Advantage of three-dimensional treatment planning for localized radiotherapy of early stage prostatic cancer*. Strahlenther Onkol 168(12):692-7

Zhao J, Zheng L, Zhuang T, Yan Z, Riemer M, Tiede U, Höhne KH (2003) *3d representation of acupoints based on the visible human*. Proc 25th Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc 1:525-528

Danksagung

Für die Einführung in die komplexe Materie, vielfache Korrekturen, Umsetzung meiner Ideen in Programmcode und vor allem viel Geduld danke ich Thomas Schiemann, der bis zu seinem Ausscheiden aus dem damaligen Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin mein Betreuer und erster Ansprechpartner war. Mein Dank gilt in gleicher Weise dem emeritierten Leiter des Instituts, Karl Heinz Höhne, der mir diese Dissertation ermöglicht hat, und seinen Mitarbeitern, die mir jederzeit mit Rat und Tat zur Seite standen.

Aus der Abteilung für Strahlentherapie und Onkologie des radiologischen Zentrums möchte ich neben den ärztlichen Kollegen Andreas Krüll und Rudolf Schwarz vor allem Rainer Schmidt und Dirk Albers als Medizinphysikern danken. Während Herr Albers mich in die im UKE verwendeten Planungssysteme einführte und mir deren Daten zur Verfügung stellte, ist Prof. Schmidt durch die Einführung in die strahlenphysikalischen Grundlagen und intensive Korrektur-Arbeiten quasi zu meinem zweiten Betreuer geworden.

Von den Herstellerfirmen der verschiedenen Bestrahlungsplanungssysteme habe ich – zum Teil nach Weiterleitung an die zuständigen Stellen – ausschließlich positive Rückmeldungen auf meine Anfragen zu den Darstellungsmöglichkeiten der Systeme erhalten. Vielfach wurde zügig und umfassend geantwortet, Unklarheiten telefonisch oder per E-Mail ausgeräumt und in mehreren Fällen auch eine persönliche Beschäftigung mit dem System angeboten. Trotz unterschiedlich intensiver Kontakte möchte ich hier die Mitarbeiter in alphabetischer Reihenfolge erwähnen: Rolf Bendl (DKFZ), Wolfgang Bumann (Philips), Petra Gries-Bahlke und Inga Gehricke (Elekta), Catherine Hamlin (Multidata), Silvia Handlos (DKFZ), Siegfried Kaufhold und Gert Kufahl (CMS), Jürgen Oellig (Multidata), Friederike Schreiber (CMS), Andreas Schulte (Philips), Wolfgang von Stubbendorf (Radionics), Daniel Weber (Varian) und Tanja Wolff (Nucletron).

Da diese Arbeit mich über längere Zeit begleitet und Einfluß auf meine Umgebung genommen hat, sollen auch diejenigen hier erwähnt werden, ohne deren Unterstützung und Rücksichtnahme keine wissenschaftliche Arbeit möglich ist: meine Familie. Neben den notwendigen zeitlichen Einschränkungen haben sie durch kritische Anmerkungen zu dem für Außenstehende nicht immer leicht zu lesenden Text die Verständlichkeit verschiedener Passagen deutlich verbessert.

Diese Arbeit wurde mit OpenOffice.org geschrieben (zunächst mit Vorversionen von StarOffice). Die Online-Gemeinschaft der Entwickler und Anwender (<http://de.openoffice.org>) unterstützte mich bei Fragen zu Programm und Funktionen immer wieder mit spezifischen Informationen.

Lebenslauf

Bernhard Dippold

Bussardweg 18

Geburtsdatum und -ort: 24. Oktober 1966, Mannheim

21493 Schwarzenbek

Tel: 04151/897667

Familienstand: verheiratet, 3 Kinder

Schul- und Berufsausbildung:

Sept. 1973 bis Juni 1986

Freie Waldorfschule Mannheim, Abitur am 14.06.1986

Juli bis Aug. 1986

Pflegepraktikum im Psychiatrischen Landes-
krankenhaus des Saarlandes in Merzig / Saar

Sept. 1986 bis April 1988

Zivildienst im Städtischen Winterberg-Krankenhaus
Saarbrücken

April 1988 bis Juni 1994

Medizinstudium an der Universität Hamburg,
Drittes Staatsexamen am 07.06.1994

Sept. 1994 bis Feb. 1996

Arzt im Praktikum: Paracelsusklinik Henstedt-Ulzburg
Anästhesieabteilung

seit Mai 1996

Assistenzarzt: Berufsgenossenschaftliches
Unfallkrankenhaus Hamburg, Abteilung für Anästhesie,
Intensiv- und Rettungsmedizin

EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG:

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift:

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'B. P. J. J.', written over a dotted line.