

**Die Wertigkeit der CT-MRT-Bildfusion für  
die Bestrahlungsplanung -  
aktueller Stand der Technik**

**Diplomarbeit**

Eingereicht von:

**Doris LANGMANN**

**Im Rahmen der Ausbildung zur diplomierten  
radiologisch-technischen Assistentin an der  
Akademie für den radiologisch-technischen  
Dienst am Krankenhaus der Stadt Wien - Lainz**

**Jahrgang 1998/2001**

**Wien, 28. Mai 2001**

## Ehrenwörtliche Erklärung

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

Abgabedatum: **28. Mai 2001**

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

Printed in Wien/Austria

© by Langmann Doris

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Bestrahlungsplanung	3
2.1	Behandlungsplanung	3
2.2	Definition der klinischen Volumina	6
2.3	Schonung der Risikoorgane	8
2.4	Isodosendarstellungen im PTV	9
2.5	Dosis-Volumen-Histogramme	10
3	Computertomographie (CT)	11
3.1	Verfahren der Messwertaufnahme	12
3.2	Bilddarstellung	13
3.3	Artefakte	15
4	Magnetresonanztomographie (MRT)	17
4.1	Verfahren der Messwertaufnahme	18
4.2	Bilddarstellung	20
4.3	Artefakte	22
5	Dreidimensionale Bestrahlungsplanung	26
5.1	Bildgebung	27
5.2	Anforderungen an ein 3D-Planungssystem	28
5.3	Konturierung der ZV und ROI's	28
5.4	Feldeinstellung und Felddarstellung	29
5.5	Physikalisch-technischer Bestrahlungsplan	31
6	Theoretischer Teil der Bildfusion	32
6.1	Begriffserklärungen	32
6.2	Registrierungsmethoden	33
7	Praktischer Teil der Bildfusion	38
7.1	Informationserhebung	38
8	KFJ - Strahlentherapie	41

8.1 Die Benutzeroberflächen	41
8.2 Die Bildregistrierung und ihre Fusion	43
9 AKH - Gamma-Knife	48
9.1 Stereotaktischer Rahmen	48
9.2 "Skull and Frame"	49
9.3 Untersuchungsparameter	50
9.4 Bildregistrierung	51
9.5 Bildbearbeitung	53
9.6 Bestrahlungsplanung	55
9.7 Wertigkeit der Fusion für das Gamma-Knife	55
10 AKH - Strahlentherapie	56
10.1 Stereotaktische Masken	56
10.2 Bildbearbeitung	57
10.3 Bestrahlungsplanung	59
10.4 Vor- und Nachteile des Systems	60
10.5 Wünsche an zukünftige Systeme	60
11 Sozialmedizinisches Zentrum Ost	61
12 Zusammenfassung der Systeme	62
13 Zusammenfassung und Ausblick	65
14 Abkürzungs- und Symbolverzeichnis	66
15 Abbildungsverzeichnis	67
16 Literatur- und Quellenverzeichnis	69
17 Anhang	72
18 Abstract	75

## **Vorwort**

Die Strahlentherapie stellt für mich einen der interessantesten und anspruchsvollsten Bereiche unseres Tätigkeitsumfeldes dar. Unser Berufsalltag wird durch laufende technische Verbesserungen und Entwicklungen so wie durch neue medizinische Erkenntnisse nicht eintönig, sondern verlangt von uns nicht nur die ständige Bereitschaft neues Wissen zu erwerben sondern dieses auch einzusetzen. Trotzdem steht muss der Patient heute und auch in Zukunft immer an erster Stelle.

Man versucht in der Strahlentherapie modernste Technik und Menschlichkeit ideal miteinander zu verbinden – diese Verbindung macht die Strahlentherapie für mich so interessant.

Als mir im Laufe eines Praktikums die Möglichkeit geboten wurde selbst einen Bestrahlungsplan zu erstellen, stolperte ich über das Planungswerkzeug "Image Fusion" und wollte genaueres darüber erfahren. Dieses Vorhaben erwies sich jedoch als schwierig, da es sich in Österreich um ein relativ neues Verfahren handelt. Da im Moment, außer den zuständigen Physikern, noch niemand in dieser Anwendung eingeschult worden ist, weiß auch kaum jemand, dass es sie gibt.

All dies gab für mich den Ausschlag meine Diplomarbeit über diese Thema zu schreiben. Ich möchte damit anderen Interessenten einen kurzen Überblick über diese neue Methode der medizinischen Bildverarbeitung geben.

Ich möchte mich an dieser Stelle bei all jenen bedanken, die mir mit Rat und Tat zur Seite gestanden sind und geduldig all meinen Fragen standgehalten haben.



Dr. Dipl.-Ing. Sabine **MITTERER**

(Medizinphysikerin)

Hr. Günther **TREMME**

(Diplomierter Radiologisch-  
technischer Assistent)<sup>1</sup>



Dipl.-Ing. Joachim **BOGNER**

(Medizinphysiker)

Allgemeines Krankenhaus Wien

Universitätsklinik für Strahlentherapie und  
Strahlenbiologie



Dr. Dipl.-Ing. Adolf **ERTL**

(Medizinphysiker)

Universitätsklinik für Neurochirurgie

Abteilung Neuro-Radiochirurgie



Dipl.-Ing. Peter **WIRTH**

(Medizinphysiker)

Fr. Karin **PAVLAS** (RTA)

Insitut für Radioonkologie

---

<sup>1</sup> Der besseren Lesbarkeit und Verständlichkeit wegen wird in weiterer Folge durchgehend und einheitlich die Bezeichnung RTA und RTA´s für beide Geschlechter verwendet.

Weiters haben mir Dr. Dipl.-Ing. Harald **KRAUSS**, KFJ - Institut für Radioonkologie und Dr. Uwe **WOLFF**, AKH - Universitätsklinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie, freundlicherweise Unterlagen zu Verfügung gestellt.

Selbstverständlich geht mein Dank auch an die zwei Betreuer Dr. Werner **SCHMIDT**, Medizinphysiker im SMZO - Institut für Strahlentherapie, und Fr. Lisbeth **KOCH**, Lehrassistentin an der Akademie für den radiologisch-technischen Dienst, Krankenhaus der Stadt Wien - Lainz.

# 1 Einleitung

Die Planungssysteme der Strahlentherapie benötigen einerseits Bilddaten mit Dichtewerten für die Berechnung der Dosisverteilungen, andererseits den bestmöglichen Weichteilkontrast für die Definition der Zielvolumina und Risikoorgane. Leider gibt es noch kein bildgebendes Verfahren, das beide Wünsche gleichzeitig erfüllen kann. Bis jetzt wurden Computertomographie<sup>2</sup>-Schnittbilder für die Dichte und Magnetresonanztomographie<sup>3</sup>-Schnittbilder für den Kontrast verwendet. Diese wurden bisher visuell und rein subjektiv auf Schaukasten bzw. verschiedenen Bildschirmen miteinander verglichen.

Ich möchte mit meiner Diplomarbeit ein Planungswerkzeug beschreiben, das in der Lage ist die CT- und MRT-Datensätze zu fusionieren und so die geometrische Genauigkeit der CT-Bilder mit der anatomischen und pathologischen Erkennbarkeit der MRT-Bilder zu vereinen.

Im Allgemeinen Teil gebe ich einen kurzen Überblick über die Bestrahlungsplanung und die grundlegenden Eigenschaften von CT- und MRT-Bildern so wie deren Wertigkeit für die Bestrahlungsplanung.

Im Speziellen Teil behandle ich die verschiedenen Möglichkeiten der Bildregistrierung, die den wichtigsten Teil der Fusionierung darstellt.

---

<sup>2</sup> Computertomographie wird in weiterer Folge mit CT abgekürzt

<sup>3</sup> Magnetresonanztomographie wird in weiterer Folge mit MRT abgekürzt



Die verschiedenen Möglichkeiten der Bildfusion charakterisiere ich anhand vier verschiedener Planungssysteme, die in Krankenhäusern der Stadt Wien initialisiert sind.

KFJ → Varian - SomaVision/CAD-Plan

AKH, Gamma-Knife → Elektek - Leksell Gamma Plan

AKH, Strahlentherapie → Brain LAB AG - BrainScan

SMZO → Nordion - Helax

Meine Diplomarbeit stellt nur einen kurzen Abriss einer Möglichkeit der digitalen Bildverarbeitung in der Medizin dar. Die digitale Bildverarbeitung hat sich in letzter Zeit rasend schnell weiterentwickelt und diese Entwicklung wird auch in Zukunft rasant voranschreiten.

## **2 Bestrahlungsplanung**

Die Strahlentherapie ist eine klinische Disziplin, die sich hauptsächlich mit onkologischen Indikationen beschäftigt und deren Verbesserung der Ergebnisse im Laufe der Zeit auf zunehmende Kenntnisse der Strahlenbiologie und Strahlenphysik basiert. Ist eine Strahlenbehandlung beabsichtigt und in das interdisziplinäre Behandlungskonzept eingebunden, kommt der Bestrahlungsplanung eine ganz besondere Bedeutung zu, die nicht hoch genug eingeschätzt werden kann. „Sie ist ebenso wichtig wie die Strahlenapplikation selbst und muß mit größter Sorgfalt vorgenommen werden.“ (BOHNDORF W., 1992)

### ***2.1 Behandlungsplanung***

Die Behandlungsplanung in der Strahlentherapie beschreibt die Summe aller Maßnahmen, die im Rahmen einer onkologischen Erkrankung, durchgeführt werden. Sie lässt sich in zwei große Bereiche gliedern: der **Allgemeinen Behandlungsplanung**, die sich mit der Einschätzung der Tumorkrankheit befasst, und der **Speziellen Behandlungsplanung**, die die gesamte Bestrahlungsplanung umfasst. Die folgende Tabelle basiert auf W. BOHNDORF, 1992 und beschreibt die Parameter, die für die Strahlentherapie von größter Wichtigkeit sind.

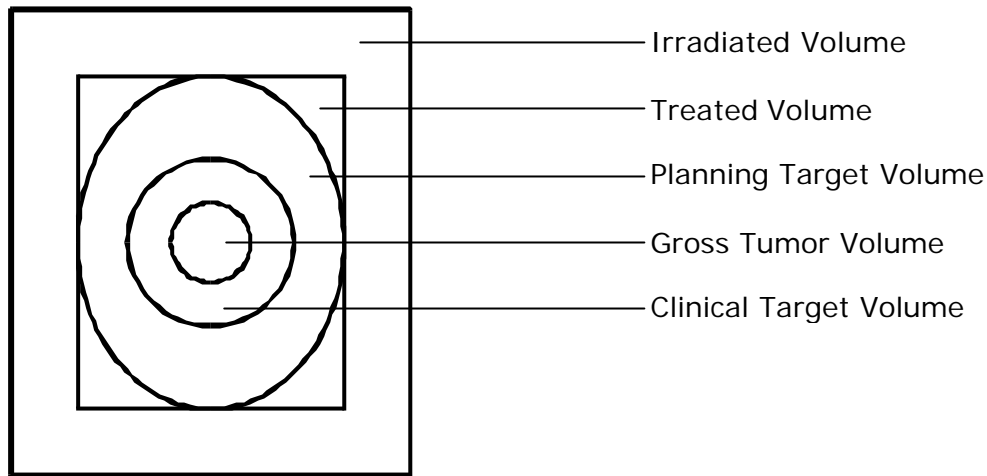
<b>Allgemeine Behandlungsplanung</b> (Klinische Planung)	<b>Spezielle Behandlungsplanung</b> (Bestrahlungsplanung)
<b>Einschätzung der Tumorkrankheit</b>	<b>Medizinische Bestrahlungsplanung</b>
Anamnese - Vortherapie	Einschätzung der anatomisch-topographischen Tumorausdehnung
Körperliche Untersuchung	
Laborparameter	Lokalisation/Simulation
Bildgebende Verfahren:	Reproduzierbare Lagerung
Konvent. Röntgen, CT, MRT, PET, Szintigraphie, Sonographie	Festlegung des Zielvolumens und der Risikobereiche
Tumorsitz, T-Stadium, Histologie	Verordnung der Dosis und Fraktionierung
Metastasen (N, M)	Bestrahlungsplan
	Apparative Voraussetzung:
	Simulator, CT, MRT
Biologisches Verhalten des Tumors	<b>Physikalische Bestrahlungsplanung</b>
Körperlicher und psychischer Zustand des Patienten (Karnofsky)	Berechnung und Optimierung der Dosisverteilung mit Vorschlägen zur Bestrahlungstechnik
<i>Indikation zur Strahlentherapie</i>	Festlegung der Bestrahlungsparameter
Kurativ: definitive Radiotherapie	Mithilfe und Mitverantwortung bei der Ersteinstellung der Patienten am Bestrahlungsgerät mit Übertragung der Bestrahlungsparameter auf das Überwachungssystem
präoperative Radiotherapie	
postoperative Radiotherapie	
- adjuvant	
- bei Resttumor	
palliativ	Apparative Voraussetzung
symptomatisch	Planungsrechner

**Tabelle 1:** Behandlungsplanung in der Strahlentherapie

Die Bestrahlungsplanung soll die Genauigkeitsanforderung, die an jede radioonkologische Behandlung gestellt wird, gewährleisten.

Ein optimales Behandlungsergebnis wird charakterisiert durch:

- 1 )** Einschätzung der anatomisch-topografischen Tumorausdehnung und die möglichst genaue Festlegung der Zielvolumina
  
- 2 )** Ausreichend und exakte Bestrahlung des gesamten Zielvolumens unter Berücksichtigung der Risikoorgane
  
- 3 )** Weitgehende Schonung des gesunden Gewebes und Einschätzung der anatomisch-topografischen Risikoorgane



**Abbildung 2:** Klinische Volumina

## ***2.2 Definition der klinischen Volumina***

### **2.2.1 Onkologische Volumina**

- **Tumorvolumen:** Volumen, in dem mit diagnostischen Methoden Tumorgewebe einschließlich lokoregional metastatisch befallener Lymphknoten nachweisbar ist = GROSS TUMOR VOLUME (**GTV**)
- **Tumorausbreitungsgebiet:** Volumen außerhalb des Tumorvolumens, von dem angenommen werden muss, dass es Tumorzellen enthält, obwohl diese diagnostisch nicht nachweisbar sind oder nicht nachgewiesen wurden; Sicherheitssaum um Tumorvolumen = CTV - GTV

## 2.2.2 Strahlentherapeutische Volumina

- **Klinisches Zielvolumen:** Volumen, das räumlich zusammenhängende onkologische Volumina, in denen ein bestimmtes radioonkologisches Behandlungsziel erreicht werden soll, umschließt.
  1. Ordnung: Primärtumor
  2. Ordnung: primäre Lymphknotenstation
  3. Ordnung: weitere Lymphknotenstationen= CLINICAL TARGET VOLUME (**CTV**)
- **Planungszielvolumen:** Volumen, das unter Berücksichtigung von physikalisch-technischen Ungenauigkeiten (z.B. Dosisabfall am Feldrand, Reproduzierbarkeit der Lagerung,...) und medizinischen Unsicherheiten (z.B. Resectio non in sano) einen Sicherheitssaum um das CTV enthält.  
= PLANNING TARGET VOLUME (**PTV**)
- **Behandeltes Volumen:** Volumen, das von derjenigen Isodosenfläche begrenzt wird, auf der die Energiedosis als ausreichend für das Erreichen des Behandlungszieles angesehen wird (min. 95%, max. 107% der Dosis).  
= TREATED VOLUME
- **Bestrahltes Volumen:** Bereich im Körper, in dem durch eine Strahlenbehandlung als relevant anzusehende Strahlenwirkung induziert werden kann.  
= IRRADIATED VOLUME

## **2.3 Schonung der Risikoorgane**

Im PTV sind sehr oft Risikoorgane enthalten, die als "region of interest" (ROI) gekennzeichnet werden und besonderes Augenmerk benötigen.

Die folgende Klassifizierung wurde aus Unterrichtsunterlagen des Faches Bestrahlungsplanung, LA L. KOCH, übernommen. Die Angaben der Toleranzdosen (in Gray) stammen aus Unterrichtsunterlagen des Faches Tumorlehre in der Radioonkologie, vorgetragen von Univ.Doz.Dr. Annemarie Ulrike SCHRATTER-SEHN, KFJ-Institut für Radioonkologie, und beziehen sich auf fraktionierte Bestrahlungen mit 2 Gy pro Fraktion.

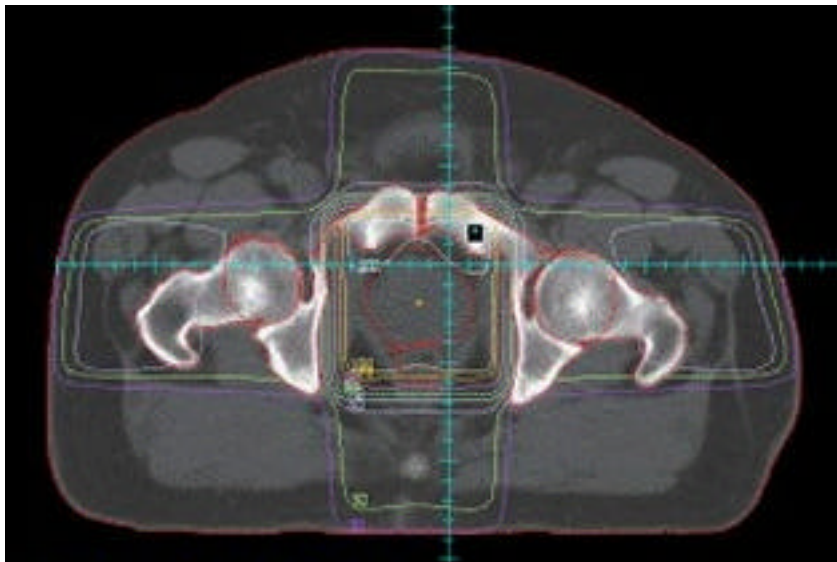
- **Klasse I:** strahlenempfindliche, lebenswichtige Organe, deren Schädigung Mortalität oder hohe Morbilität zur Folge hat  
z.B. Nieren (max. 18 Gy), Myelon (max. 40 Gy)
- **Klasse II:** strahlenempfindliche Organe, deren Schädigung eine mittlere bzw. milde Morbilität verursachen kann  
z.B. Linsen (max. 10 Gy)
- **Klasse III:** Organe, deren Schädigung milde, vorübergehend oder nicht relevant sind  
z.B. Hauterytheme

## **2.4 Isodosendarstellungen im PTV**

„Eine sehr anschauliche Art, Dosisverteilungen darzustellen, ist ihre Repräsentation als Isodosenkarten mit eingezeichneten Isodosenlinien. Unter Isodosenlinien versteht man die Verbindungslinien gleicher Dosis oder Dosisleistung in einer Ebene.“ (KRIEGER, 1997)

Die Isodosen sind eine Darstellungsform der relativen Dosisverteilung, die sich auf einen Referenz-Dosispunkt bezieht. Dieser Punkt ist ein Dosispunkt, für den die Energiedosis als repräsentativ für die Dosisverteilung im Zielvolumen angesehen werden kann.

Im PTV sind Dosisabweichungen von maximal **-5%** und **+7%** gestattet, d.h. die 95%-Isodose muß das PTV mindestens umschließen.



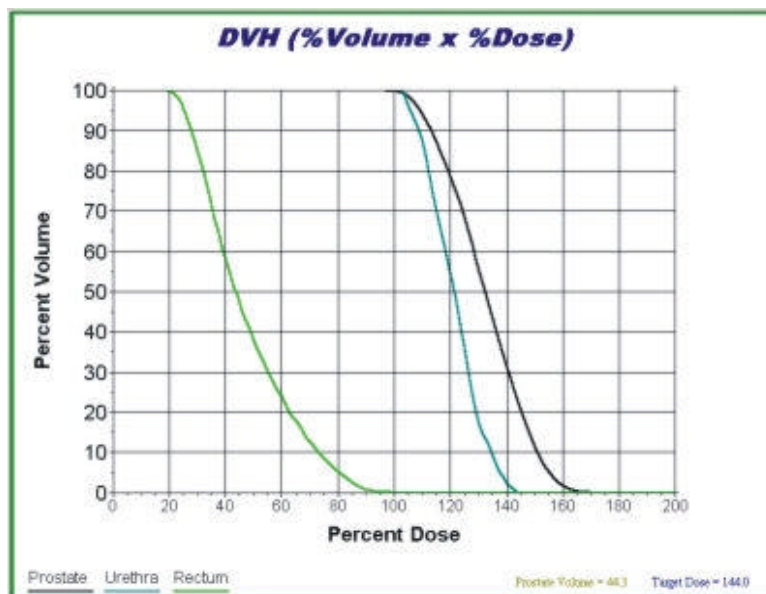
**Abbildung 3:** Isodosendarstellung einer 4-Felder-Box



## 2.5 Dosis-Volumen-Histogramme

Eine sehr effektive Methode zur Beurteilung von Dosisverteilungen sind **Dosis-Volumen-Histogramme** (DVH).

Dieses DVH gibt den Volumenanteil an, der mindestens eine bestimmte Dosis erhält. Dabei wird die Dosis (entweder als absolute Dosis in Gray oder als relative Dosis bezogen auf die Referenzdosis) auf der X-Achse und der Volumenanteil auf der Y-Achse aufgetragen.



**Abbildung 4:** Dosis-Volumen-Histogramm

Der Nachteil der DVH liegt darin, dass in ihnen sämtliche Ortsinformationen und somit auch mögliche unterschiedliche Strahlenempfindlichkeiten im PTV verloren gehen. Es wird an der Entwicklung von organspezifischen Modellen, bei denen die biophysikalischen Wirkungen berücksichtigt werden, gearbeitet.

### 3 Computertomographie (CT)

Die Computertomographie gehört neben der MRT zu den bahnbrechenden Entwicklungen der letzten Jahre. Sie hat nicht nur die Tumordiagnostik entscheidend verbessert, sondern auch die Therapiemöglichkeiten beeinflusst. Die wesentlichen Vorteile für die Planung sind:

- Die Körperquerschnitte kommen mit allen anatomischen und pathologischen Strukturen überlagerungs- und verzerrungsfrei zur Darstellung.
- Beliebig viele und unterschiedlich dicke Querschnitte können in gleichmäßigen Schichtabständen von allen Körperregionen hergestellt werden.
- Der Kontrast zwischen Knochen und Weichteilen ist im Gegensatz zum Kontrast zwischen den Weichteilen, sehr stark.
- Gewebeinhomogenitäten mit Dichteunterschieden lassen sich messen und direkt für die Dosiskalkulation im Planungsrechner verwenden.

Die Entwicklung des Spiral-CT hat schließlich die lückenlose Erfassung ganzer Volumina möglich gemacht und so die Dreidimensionale Planung (3D-Planung) in der Routine ermöglicht. Die 3D-Darstellung des PTV und der ROIs ermöglicht neue Planungs- und damit neue Bestrahlungstechniken, z.B. IMRT (Intensitätsmodulierte Radiotherapie).

### **3.1 Verfahren der Messwertaufnahme**

Die Computertomographie ist ein Schichtaufnahmeverfahren, das in der Lage ist, die unterschiedlichen Dichteverteilungen in der gemessenen Transversalschicht, zu erfassen und bildlich darzustellen. Zu diesem Zweck wird ein schmaler Fächer von Röntgenstrahlen erzeugt, dessen Intensität bekannt ist, und in der Schichtebene durch den Patienten geschickt. Die Intensität wird nach dem Durchgang durch den Patienten gemessen. Aus den Intensitätsquotienten wird die Schwächung der Röntgenstrahlung errechnet, die wiederum ein direktes Maß für die Summe der Dichtewerte aller Volumenelemente, die entlang des vom Röntgenstrahl zurückgelegten Weges liegen, ist. Diese Messung wird in vielen verschiedenen Stellungen und Richtungen wiederholt, so dass alle Volumenelemente der Schicht mehrmals vom Röntgenstrahl erfasst werden. Auf diese Weise entsteht in jeder Winkelstellung ein "Absorptionsprofil" (auch Intensitätsprofil genannt), die in Summe gesehen die Dichteverteilungen einer Schicht charakterisieren.

### **3.2 Bilddarstellung**

Die Computertomographie erlaubt eine absolute Dichtebestimmung, die Zeit und Ort ungebunden und somit jederzeit nachvollziehbar ist. Die Dichtewerte werden auf der sogenannten **Houndsfield-Skala** dargestellt, die den Dichtebereich von -1000 bis +3000 Houndsfield-Units (HU) umfasst. Zwei charakteristische Fixpunkte sind:

- 1000 HU.....Dichte der Luft

0 HU.....Dichte des Wassers

Die vom Computer errechnete Bildmatrix ist in der Lage 4000 Dichtestufen aufzulösen, jedoch das menschliche Auge ist nicht in der Lage, mehr als 20 Graustufen voneinander zu unterscheiden. Deshalb hat man das Prinzip der Fensterung eingeführt: Man kann am Gerät einen beliebigen Dichtebereich - das Dichtefenster - auswählen. Die Fensterbreite (W für Width) repräsentiert den Umfang der Houndsfield-Einheiten, die auf dem Bild dargestellt werden. Das Zentrum (C für Center) gibt den Mittelpunkt des Fensters an und informiert über dessen Lokalisation in der Houndsfield-Skala.

Beispiel: C 50/W 350 → Werte von -300 bis +400 werden dargestellt. Alle Dichtewerte, die im eingestellten Fenster liegen, werden als Grauwerte abgebildet, während die außen liegenden weiß oder schwarz erscheinen.

Für die Wahl der richtigen Fensterlage ist das durchschnittliche Dichteverhalten des zu beurteilenden Gebietes maßgebend.

In der Praxis haben sich einige Standard-Fensterungen durchgesetzt:

- Weichteilfenster: C 50 / W 350
- Knochenfenster: C 500 / W 1900 oder C 700 / W 3400
- Lungenfenster: C -500 / W 1500



**Abbildung 5:** Weichteilfenster

**Abbildung 6:** Knochenfenster

### **3.3 Artefakte**

Der große Nachteil der Computertomographie ist die hohe Artefaktanfälligkeit, die leider auch die Dichteverteilungen der einzelnen Schichten verfälschen kann. Unter Artefakten versteht man Bildstörungen, die durch verschiedenste Ursachen fallweise auftreten und so die Beurteilbarkeit der Bilder mehr oder weniger stark beeinträchtigen können.

Die folgende Einteilung wurde von Unterrichtsunterlagen des Faches Apparatetechnik Computertomographie, vorgetragen von Univ.Prof.Dipl.-Ing.Dr. Rudolf NICOLETTI, LKH-Graz-Universitätsklinik für Radiologie, entnommen.

#### **3.3.1 Physikalisch bedingte Artefakte**

Aufhängungsartefakte, die an Grenzzonen von Organen mit großen Dichteunterschieden entstehen und sich als schattenförmige Streifen darstellen

z.B. Zahnplomben, Pyramiden,..



**Abbildung 7:** Artefakte durch Zahnplomben

**Abhilfe:** Entfernung aller metallischen Gegenstände so weit wie möglich

### **3.3.2 Gerätebedingten Artefakte:**

Mangelhaft abgeglichenen Detektoren oder Detektorausfälle verursachen meist ringförmige Artefakte

**Abhilfe:** Service durch Herstellerfirma

### **3.3.3 Bewegungsartefakte:**

Patientenbewegungen oder unwillkürliche physiologische Bewegungen während des Abtastvorgangs verursachen je nach Ausmaß unscharfe Streifen und Bildverzerrungen.

**Abhilfe:** Patienten aufklären; ev. Glukagon verabreichen um Peristaltik des Darmes herabzusetzen

### **3.3.4 Teilvolumeneffekte:**

Der Teilvolumeneffekt entsteht dann, wenn ein Organ nur teilweise in eine Schicht hineinragt. Da der errechnete Dichtewert nur ein Mittelwert aller in einer Schichtdicke vorkommenden Messwerte ist, kommt es zu verfälschten Darstellungen.

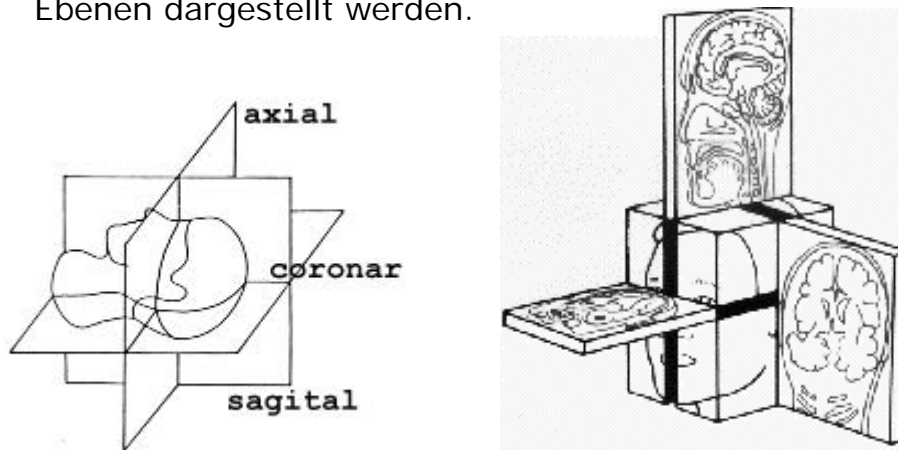
**Abhilfe:** Bei zweifelhafter Bilddarstellung die betreffende Region in dünneren Schichten scannen.

## 4 Magnetresonanztomographie (MRT)

Die Magnetresonanztomographie ist aus dem diagnostischen Spektrum nicht mehr wegzudenken.

Die wesentlichen Vorteile für die Planung sind:

- Die hohe Ortsauflösung und die einzigartige Kontrastauflösung haben wesentlich zur Verbesserung der Differenzierung von Weichteilgewebe beigetragen.
- Das zu untersuchende Volumen kann in frei wählbaren Ebenen dargestellt werden.



**Abbildung 8 + 9:** Darstellung der drei Grundschnittebenen

Die Nachteile sind:

- Die Anschaffung und Wartung ist sehr kostenintensiv.
- „Vor allem in der sagittalen Projektion und an den Bildrändern wird die Geometrie bis zu mehr als 15% verzerrt.“ (SAUER R., 1997)
- Die meisten im Moment initialisierten Planungssysteme mit der Option MRT-Bilder zu integrieren, haben im Bereich der Software noch kleinere oder größere Schwierigkeiten.



## 4.1 Verfahren der Messwertaufnahme

„Wasserstoff hat für die Kernspintomographie zwei Vorteile:

- Es ist das häufigste Element im menschlichen Körper
- Es ist für die Magnetresonanz das empfindlichste. „

(SIEMENS, 1992)

Die Protonen der Atome besitzen eine ganz wichtige Eigenschaft: sie drehen sich um ihre eigene Achse. Dieser Eigenrotation wird als **Spin** bezeichnet und nur darauf beruht das Funktionsprinzip der Magnetresonanz, denn nur Teilchen mit Spin sind auch magnetisch.

Werden die Moleküle nun einem statischen Magnetfeld mit einer Stärke von 0,3 bis maximal 2 Tesla ausgesetzt, ordnen sich die Protonen nun in (parallel) oder gegen (antiparallel) Magnetfeld-Richtung an. Diese Ausrichtung erfolgt jedoch "gegen ihren Willen" und ihre Bemühungen wieder in ihre Ausgangslage zu kommen, machen sich durch Präzessionsbewegungen ("Kreiselbewegungen") bemerkbar, deren Rotationsgeschwindigkeiten mit der **Larmorfrequenz** beschrieben werden.

Die Spins können jedoch nur gemessen werden, wenn sie transversal zur Hauptmagnetfeldrichtung liegen. Deshalb senden Spulen mit der Larmorfrequenz übereinstimmende **Hochfrequenzimpulse** in das zu messende Volumen, die die Protonen in die Quermagnetisierung bringen. Nach Abschalten des Hochfrequenzimpulses richten sich die Protonen wieder in Hauptmagnetfeldrichtung aus. Durch die **Abnahme der Quermagnetisierung**, charakterisiert durch die T2-Zeitkonstante, und die gleichzeitige **Zunahme der Längsmagnetisierung**, charakterisiert durch die T1-Zeitkonstante, werden elektrische Ströme (**Signale**) induziert, die durch Antennen (Empfangsspulen) aufgefangen werden. Diese Signale (FID, Free Induction Decay) werden zum Aufbau der Bilder verwendet.

Die Hochfrequenzschaltungen, die in der Praxis tatsächlich angewandt werden, sind in ihren Ausführungen um einiges komplexer aufgebaut und werden deshalb in meiner Diplomarbeit nicht weiter erläutert.

## 4.2 Bilddarstellung

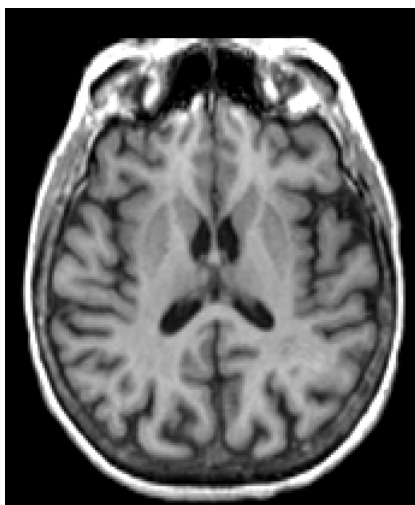
Unterschiedliche Gewebe besitzen auch unterschiedliche T1- und T2-Zeiten. So braucht wasserreiches Gewebe wesentlich länger als fettreiches Gewebe um die Quermagnetisierung ab- und die Längsmagnetisierung aufzubauen. Beispiel für 1 Tesla: Liquor T1=2500 – T2=1400 ms; Fett T1=240 – T2=85 ms  
Für die Bildgebung werden jedoch zwei weitere Größen benötigt:

- **Repetitionszeit, TR:** Zeitspanne bis zum nächsten Anregungsimpuls
- **Echozeit, TE:** Zeitspanne zwischen Anregungsimpuls und Echoauslesung

Aufgrund dieser Größen kann man die Sequenzen unterschiedlich wichten, je nach dem, welche Strukturen auf den Bildern beurteilt werden soll.

### 4.2.1 T1-Wichtung

Die T1-Wichtung ist ein Maß für die Längsmagnetisierung und eignet sich besonders für die Darstellung der Anatomie.



Kurze TE-Zeit 15 msec

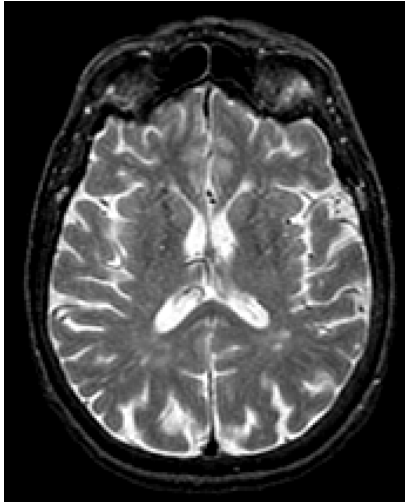
Kurze TR-Zeit 550 msec

Gewebe mit langer T1-Zeit relaxiert langsam und gibt nach erneuter Anregung wenig Signal → dunkel

**Abbildung 10:** T1-gewichtete Sequenz

### 4.2.2 T2-Wichtung

Die T2-Wichtung ist ein Maß für die Quermagnetisierung und eignet sich besonders für die Darstellung von Pathologien.



Lange TE-Zeit 85 msec

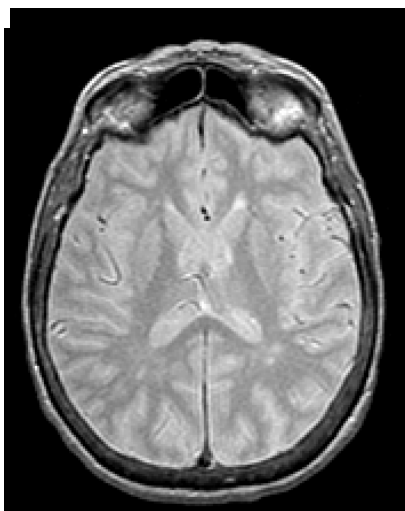
Lange TR-Zeit 2000 msec

Gewebe mit langer T2-Zeit relaxiert langsam und stellt viel Signal zur Verfügung → hell

**Abbildung 11:** T2-gewichtete Sequenz

### 4.2.3 Protonen-Dichte-Wichtung

Die PD-Wichtung ist eine Mischung aus T1- und T2-Wichtung.



Lange TR-Zeit 2000 msec

Kurze TE-Zeit 15 msec

Gewebe mit hoher Protonendichte (z.B. Liquor) stellt sich heller dar als in einem T1-gewichteten Bild.

**Abbildung 12:** PD-gewichtete Sequenz

### **4.3 Artefakte**

Artefakte sind Strukturen in einem Bild, die nicht mit dem realen Objekt übereinstimmen. Um Fehlinterpretationen zu vermeiden, ist es wichtig die verschiedenen Artefakte zu kennen.

#### **4.3.1 Artefakte durch bewegtes Gewebe**

Diese Art der Artefakte gehören zu den häufigsten in der Kernspintomographie. Sind sie jedoch relativ leicht zu erkennen, da sie sich wellenartig über das ganze Bild ausbreiten und sich als konturähnliche Strukturen in Richtung des Phasenkodiergradienten darstellen. Ursachen hierfür stellen nichtperiodische Bewegung, z.B. Patientenbewegung, oder periodische Bewegungen, z.B. Blut und Liquorfluss, Atmung, dar.

##### ***Abhilfen gegen nichtperiodische Bewegung:***

- Entsprechende Hinweise an den Patienten
- Fixierung
- Verabreichung von Glukagon gegen die Peristaltik
- Verwendung von schnellen und ultraschnellen Sequenzen

##### ***Abhilfen gegen periodische Bewegung:***

- Triggerung
- Vorsättigungsimpulse
- flusskompensierende Gradienten
- schnelle Sequenzen
- Atemkommandos

### **4.3.2 Intensitäts- und Phasenartefakte durch Flussbewegung**

Blut- oder Liquorfluss kann auch noch zu Intensitäts- oder Phasenänderung führen, die einerseits als Artefakte in Erscheinung treten und andererseits für Flussuntersuchungen verwendet werden können.

### **4.3.3 Chemische Verschiebung (*chemical shift artefact*)**

Verschiedene Gewebe wie Fett und Muskel weisen eine gering unterschiedliche Protonenresonanzfrequenz auf. Dieser geringe Unterschied kann bei der Ortskodierung mittels Gradientenfelder eine unterschiedliche Position vortäuschen. Die dadurch verursachten Artefakte äußern sich in dunklen und hellen Streifen an den Gewebegrenzflächen. Weiters kommt es zur Verschiebung der Anregung dieser Gewebe in Richtung der Schichtselektionsgradienten.

#### ***Abhilfe:***

- Starke Frequenzkodier- und Schichtselektionsgradienten
- Verwendung von Fett- oder Wasser unterdrückenden Sequenzen

### **4.3.4 Fremdkörperartefakte**

Metallteile wie Plomben, Clips oder Splitter führen in ihrer Umgebung zu einer großen Feldveränderung und somit zu einer großen starken lokalen Verzerrung und Intensitätsänderungen. Sie sind meist durch rundliche Signalauslöschung mit hyperintensem, nach innen scharf und nach außen etwas unscharf begrenztem Randsaum gekennzeichnet.

### **4.3.5 Suszeptibilitätsartefakte**

Diese Artefakte beschreiben Feldinhomogenitäten, die auf Suszeptibilitätsunterschiede der Gewebe oder eingeschlossener Luft zurückzuführen sind. Die Artefakte treten durch Hyper- oder Hypointensitäten in Erscheinung.

**Abhilfe:**

- möglichst kurze Echozeiten
- kleine Volumselemente

### **4.3.6 Artefakte durch inhomogene Hochfrequenzfelder**

Bei großen Feldstärken kann es zu inhomogenen Frequenzfeldern und somit zu einer ungleichmäßigen "Bildausleuchtung" kommen.

**Abhilfe:**

- Verwendung von zirkular polarisierten Volumenspulen
- Bildnachverarbeitung mittels Bildfilterung

### **4.3.7 Geometrische Verzerrungen**

Gleichfeldinhomogenitäten, nichtlineare Gradienten oder Gradienten mit falscher Amplitude bewirken geometrische Randverzerrungen v.a. bei großen Messfelddurchmessern (>400mm; z.B. bei Untersuchungen im Abdomen). Die Verzerrungen müssen nicht nur innerhalb der Schicht auftreten, sondern führen auch zu Deformation der Schicht selbst.

**Abhilfe:** Verwendung starker Gradientenfelder

### 4.3.8 Artefakte durch Messmethodik und Signalverarbeitung

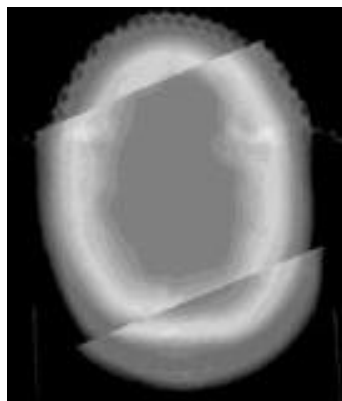
**Faltungsartefakte:** Wenn das Objekt größer ist als der Messfelddurchmesser können abgeschnittene Bildteile an der opponierenden Seite in das Bild gefaltet werden.

**Abhilfe:**

- Vergrößern des Messfelddurchmessers (Field of View)
- spezielle Messdatenakquisition

**Rekonstruktionsartefakte:**

Sie können auftreten, wenn die Schichtdicke zu groß gewählt wurde und Rekonstruktionen mit verschiedenen Winkeln erforderlich sind.



**Abbildung 13:** Rekonstruktionsartefakt

### 4.3.9 Technisch bedingte Artefakte

Diese Artefakte sollten im normalen Betrieb nicht in Erscheinung treten, können aber bei speziellen Sequenzen oder mangelnder Qualitätskontrolle zum Problem werden.

z.B. Geisterbilder, Linienartefakte, Artefakte bei der Signalerfassung



## 5 Dreidimensionale Bestrahlungsplanung

Eine 3D-Planung unterstützt das Vorhaben, jedem Patienten eine individuelle Bestrahlung anzubieten und auf diese Weise die Wirkung zu optimieren und Nebenwirkungen maßgeblich herabzusetzen.

"Minimierung der Schädigung von gesunden Gewebe, eröffnet die Möglichkeit einer Dosiserhöhung im Zielvolumen, bei gleicher Nebenwirkungsrate" (ICRU-Report 50)

Unter der Dreidimensionalen Bestrahlungsplanung versteht man nicht nur die Berechnung der räumlichen Dosisverteilung, sondern auch alle Maßnahmen, die für die Planung und für die Bestrahlung getroffen werden müssen:

- Immobilisation, reproduzierbare und möglichst bequeme Lagerung des Patienten
- diagnostische Bildgebungsverfahren
- Definition der Zielvolumen und Risikoorgane
- Dosisoptimierung durch Berechnung der Dosisverteilung
- Bestrahlungsplan auf Patienten übertragen, geplanten Vorgehen am Patienten simulieren und bei Übereinstimmung mit Simulationsaufnahme dokumentieren
- Überprüfung der am Patienten tatsächlich durchgeführten Behandlung mittels Verifikationsaufnahmen

Alle diese Einzelschritte wirken zusammen und verlangen eine ständige Überprüfung und Sicherung ihrer Qualität. Ist nur ein Schritt ungenau oder nicht ausreichend dokumentiert, kann es zur Nichterreicherung des Behandlungszieles führen.

## **5.1 Bildgebung**

„Für die 3D-Bestrahlungsplanung ist unbedingt ein dreidimensionales Patientenmodell erforderlich, in dem die geometrische Lage der Zielvolumina und kritischen Organe zueinander festgelegt werden kann.“ (RICHTER J./FLENTJE M., 1998)

Durch eine Zusammenführung von CT- und MRT-Bildern und deren exakte Auswertung werden deutlich bessere Voraussetzungen für die Definition der Volumen und kritischen Organe gewonnen.

Allerdings müssen hierfür einige technische und organisatorische Voraussetzungen gegeben sein:

- Therapiekonforme Positionierung und Lagerung des Patienten
- Volumetrische Aufnahmen des Zielvolumens und der Risikoorgane
- Geometrische Linearität in allen drei Raumrichtungen
- Das Verfahren sollte maßstabsgetreu und kalibrierbar sein
- Vernetzung der verschiedenen Abteilungen
- Hochleistungsrechner für die Aufbereitung der 3D-Datensätze

## **5.2 Anforderungen an ein 3D-Planungssystem**

Es werden nicht nur hohe Ansprüche an die Bildgebung gestellt, sondern auch an die Planungssoftware. Einige Mindestvoraussetzungen für die 3D-Planung sind:

- Algorithmen zur MRT-Verzeichnungs-Korrektur
- Simultandarstellung von CT- und MRT-Bilddaten
- Multi Planare Rekonstruktionen
- Bildkorrelation
- Ev. Bildfusion
- 3D-Visualisierung (Verknüpfung der Datensätze zur Darstellung im Raum)
- Speicherung der Volumsdaten
- Verwendung dieser Daten für die tatsächliche Dosisberechnung

## **5.3 Konturierung der ZV und ROI's**

Für die 3D-Planung muss ein volumetrisch zusammenhängender Schnittbild-Datensatz, der das gesamte PTV enthält, zur Verfügung stehen. Die ersten Probleme treten bereits bei der Segmentierung des CTV und der Risikoorgane auf. Die Konturierung erfordert einen großen Zeitaufwand des Strahlentherapeuten und ist auch von diesem abhängig, z.B. Unterschiede zwischen den Instituten spiegeln sich wider.

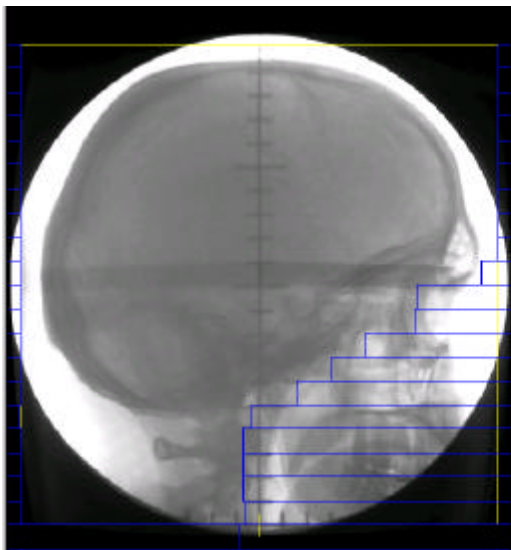
Bei älteren Planungssystemen kommt die Automatische Konturierung kaum bzw. nicht zum Einsatz, da Punkte mit gleichen Dichtewerten einfach nur verbunden werden und diese Vorgehensweise große Ungenauigkeiten hervorruft. Moderne Systeme setzen mehrere bildgebende Verfahren ein und liefern bereits sehr gute und genaue Ergebnisse bei der 3D-Konturierung.

Da das PTV und die ROIs meist in jeder einzelnen Schicht eingezeichnet werden, können diese mit Hilfe dreidimensionaler Visualisierungsalgorithmen zu den Oberflächendarstellungen dieser Organe zusammengefasst werden. Die Strukturen können mit Hilfe moderner Software in Echtzeit am Bildschirm gedreht, verschoben oder vergrößert werden.

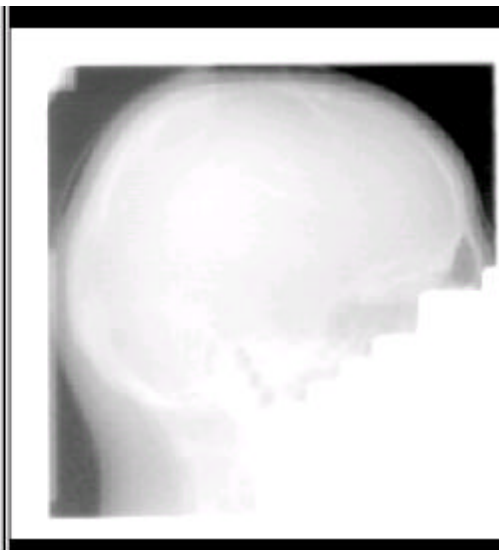
#### ***5.4 Feldeinstellung und Felddarstellung***

Die Erstellung des Bestrahlungsplanes erfolgt interaktiv am Bestrahlungsplanungssystem und wird erst anschließend mit Hilfe des Simulators auf den Patienten übertragen. Bei einer 3D-Planung können nicht nur Gantrywinkel und Feldgrößen, sondern auch z.B. Kollimatorwinkel, Tischwinkel und Feldform mittels Multi-Leaf-Kollimator oder Blenden frei gewählt werden. Hierbei sind natürlich die gerätetechnischen Einschränkungen zu berücksichtigen.

Der Beam's Eye View (BEV) gibt den virtuellen Blick aus dem Strahlerkopf auf das zu bestrahlende Volumen frei. Er wird dreidimensional aus dem Datensatz des Planungs-CT rekonstruiert und stellt die Konturen des PTV und der ROIs dar. Der BEV ermöglicht so die Kontrolle der geplanten Feldform und Einstrahlrichtung. Stimmt die Überlagerung des BEV mit der realen Aufnahme, die als Simulationsbild gespeichert wird, überein, wird der Plan auf den Patienten übertragen. Die Überprüfung der Bestrahlungen erfolgt mittels Verifikationsaufnahmen, z.B. Portal Imaging, die mindestens einmal pro Woche angefertigt und mit dem Simulationsbild verglichen werden.



**Abbildung 14**  
Simulationsaufnahme



**Abbildung 15**  
Verifikationsaufnahme

## **5.5 Physikalisch-technischer Bestrahlungsplan**

Die Aufgabe der physikalisch-technischen Bestrahlungsplanung ist es, die vollständige räumliche Dosisverteilung im bestrahltem Volumen darzustellen und dabei sämtliche Wechselwirkungen der Primär-, Streu- und Sekundärstrahlung mit der Materie zu berücksichtigen.

Die Qualität der Dosisberechnung ist abhängig von den Eigenschaften der Planungssoftware.

### **5.5.1 Geometrische Eigenschaften**

- Berücksichtigung der Strahlendivergenz
- Realisierung beliebiger Einstrahlrichtungen
- Basierend auf Grundlage eines Oberflächenmodells (Vorteil liegt in der höheren Rechengeschwindigkeit) oder auf Grundlage eines Volumen-Element-Modells (Vorteil liegt in der genaueren Berücksichtigung von Inhomogenitäten)

### **5.5.2 Physikalische Eigenschaften**

- Dosisberechnungen von irregulären Feldern
- Inhomogenitätskorrekturen
- und vieles mehr

Die 3D-Algorithmen berücksichtigen die Streustrahlungsbeiträge aus dem ganzen bestrahltem Körpervolumen. Voraussetzung für diese Art der Berechnung ist somit die Kenntnis aller Körperstrukturen, die auf die Dosisverteilung Einfluss nehmen; d.h. die Dichtewerte der Bildelemente der CT-Schichten werden einzeln berücksichtigt und in die Berechnung miteinbezogen.

## 6 Theoretischer Teil der Bildfusion

### 6.1 Begriffserklärungen

Im folgenden Abschnitt seien einige für die Bildfusion notwendige Begriffe, in der Reihenfolge ihrer Durchführung, erläutert.

**Integration:** Unter Integration versteht man die Umwandlung der Bilddatensätze in ein einheitliches Datenformat. Diese Umwandlung ist unbedingt erforderlich, um die Bilddaten auf ein zentrales Bildverarbeitungssystem weiterleiten zu können, die Vorteile einer Vernetzung nutzen zu können und sie mit der gleichen Software zu bearbeiten.

**Registrierung, Korrelation:** Damit man die aus verschiedensten Verfahren gewonnenen Bilddaten gemeinsam nutzen kann, ist es absolut notwendig, eine eindeutige topographische Beziehung zwischen den Bildelementen (Pixeln) der verschiedenen Bildserien herzustellen. Diese Verfahren werden Bildkorrelation oder Registrierung bzw. im Englischen als *registration* oder *matching* bezeichnet. Die Korrelation erfolgt zumeist über *landmarks*, Orientierungspunkte, die entweder von Benutzer aktiv oder vom Planungssystem automatisch eingezeichnet werden.

**Fusion:** Unter Fusion, Englisch: *merging* oder *overlay*, versteht man die Überlagerung von multimodalen Bilddaten anhand exakt definierter Marker. Die fusionierten Bilder können ergänzend zur Definition von Zielvolumen und Risikoorganen herangezogen werden.

## **6.2 Registrierungsmethoden**

Die Registrierungsmethoden können nach verschiedenen Gesichtspunkten eingeteilt werden. Einige sind hier kurz erläutert.

### **6.2.1 Einteilung der Registrierung nach Art der Bildgewinnung**

#### **a) Retrospektive Verfahren:**

Rückblickende Verfahren knüpfen keinerlei Bedingungen an die Art und Weise der Bildgewinnung. Zur Ableitung der zur Fusion notwendigen Transformationsvorschrift werden **intrinsische Merkmale**, wie anatomische Landmarken (z.B. Processi transversi der Wirbelsäule), Strukturen (z.B. Ventrikel) oder Organe (z.B. Lungen) verwendet.

#### **b) Prospektive Verfahren**

Damit die Überlagerung verschiedener Volumendatensätze exakt durchführbar ist, müssen bereits zum Zeitpunkt der Bildgewinnung geeignete technische Vorkehrungen getroffen werden. Dazu wird ein externes Bezugssystem mittels extrinsischer (äußerer) Marker definiert, dessen Beziehung zum Patienten Raum und Zeit unabhängig ist. Deshalb kann Lage und Orientierung bezüglich des Bildkoordinatensystems nach der Bildgewinnung rekonstruiert werden.

Die extrinsische Registrierung basiert auf Fremdkörper, die künstlich in das Bild eingebracht werden. Äußere Merkmale können Masken, stereotaktische Rahmen oder Marker sein, die auf die Hautoberfläche befestigt werden, und für das jeweilige bildgebende Verfahren gut sichtbar sind (z.B. CT: Draht, MRT: Gadolinium gefüllte Katheter).

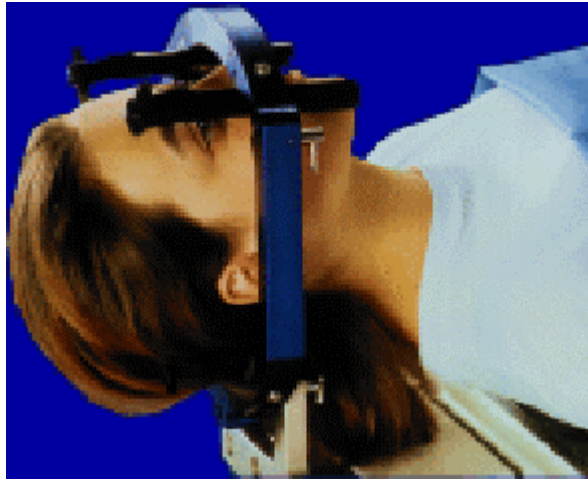


**Vorteile:**

- Benutzerfreundlich
- Einfache Qualitätsüberprüfung, da die Marker nach der Transformation exakt übereinander liegen müssten
- Physikalische Registrierung sind nur mit äußeren Markern möglich
- Da die Marker explizit sind, d.h. Ausdehnung, Material ist bekannt, kann auf Verwendung komplizierter Algorithmen verzichtet werden
- Automatische Registrierung ist möglich

**Nachteile:**

- Bilder müssen prospektiv aufgenommen werden
- Marker sind nicht unbedingt patientenfreundlich
- Zeitabhängige Registrierungs-Methoden könnten v.a. bei Langzeitüberwachung Schwierigkeiten bereiten, da externe Marker deplaziert werden könnten
- Anzahl der äußeren Marker für die Transformation sind fix; innere Marker könnten bei Transformationsschwierigkeiten zusätzlich eingezeichnet werden



**Abbildung 16:** Stereotaxie

Der Vorteil dieser Methoden liegt in der erreichbaren Überlagerungsgenauigkeit. Sie liegt z.B. bei starren Fixierungen unter 1 mm.

## **6.2.2 Einteilung der Registrierung nach Art der korrespondierenden Merkmale**

### **a) Point-Matching-Methode:**

Für eine erfolgreichen Bildkorrelation ist die Identifikation von **mindesten drei korrespondierenden Punkten**, äußere oder innere, in den verschiedenen Bildsequenzen notwendig.

Die interaktive Definition der korrespondierenden Punkte kann bereits Probleme verursachen, denn sie fordert:

- ausgezeichnetes anatomisches Wissen
- höchstauflösendes Bildmaterial
- exakte Identifizierung der Punkte

### **b) Surface-Matching-Methode:**

Statt der Punkte werden Oberflächen bestimmter Strukturen oder Organe verwendet. Dadurch fallen Ungenauigkeiten einzelner Punkte kaum ins Gewicht.

Anforderungen:

- Strukturen müssen vorher segmentiert werden (große Ungenauigkeiten möglich)
- man benötigt geeignete Anfangsparameter, da der Rechenaufwand sonst zu hoch wäre
- leistungsstarke Rechner

### 6.2.3 Einteilung der Registrierung nach Art der verwendeten Dimensionen

#### a) Räumliche Registrierung

Die räumlichen Registrierungsmethoden sind abhängig von der Anzahl der verwendeten Raumvektoren und berücksichtigen nicht die Zeit.

- **2D/2D-Registrierung:** Korrelation einzelner Schichten eines tomographischen Datensatzes oder echte 2D-Aufnahmen, z.B. Portal Images
- **2D/3D-Registrierung:** räumlichen Daten werden direkt an Projektionsdaten angepaßt z.B. präoperative CT-Bilder zu intraoperativen Röntgenbildern; Einzelschichten werden zu räumlichen Daten transformiert
- **3D/3D-Registrierung:** um zwei tomographische Datensätze werden korreliert; Voraussetzung sind Hochleistungsrechner

#### b) Zeitliche Registrierung

Zusätzlich zu den räumlichen Dimensionen wird die Zeit als 4. Dimension hinzugezogen.

- **Langzeit-Intervall:** Kontrolle des Knochenwachstums bei Kindern
- **Mittelzeit-Intervall:** Kontrolle des Tumorwachstums
- **Kurzzeit-Intervall:** postoperative Kontrollen
- **Ultra-Kurzzeit-Intervall:** Verfolgung des Kontrastmittels

Um die Bilder vergleichen und zeitlich auswerten zu können, müssen sie, ausgenommen der Ultra-Kurzzeit-Intervalle (während der Akquisition von zwei Bildern verläßt der Patient den Tomographen oder Scanner nicht) registriert werden.

## **7 Praktischer Teil der Bildfusion**

Ist die Bildkorrelation erfolgreich durchgeführt worden, steht der Bildfusion nichts mehr im Weg.

Aus den Koordinaten der Punkte, Umrisse oder ROIs läßt sich eine Transformationsvorschrift berechnen, die es ermöglicht, die Daten einer Bildserie in die Darstellung der anderen zu transferieren. Die Qualität der Korrelation hängt von der Genauigkeit ab, mit der korrespondierende Punkte oder Segmente in den verschiedenen Bildsequenzen lokalisiert werden konnten.

Wie die verschiedenen Systeme ihre Fusion durchführen und darstellen, werde ich anhand vier verschiedener Planungssysteme aufzeigen.

### ***7.1 Informationserhebung***

Dr. Schmidt hat vier Abteilungen an Krankenhäusern der Stadt Wien vorgeschlagen, an denen die Bildfusion Teil der Planungssoftware ist. Bei den beiden Systemen des AKH wird die Fusion in der Routine eingesetzt, während im KFJ das System noch nicht erprobt ist. Allein im SMZO hat man große Schwierigkeiten bei der Erstellung von verwertbaren Bildern.

Nachdem ich die zuständigen Physiker kontaktiert und mit ihnen Termine vereinbart hatte, erstellte ich einen Interviewleitfaden (siehe Anhang), der mir beim Vergleich der Systeme hilfreich sein sollte. Ich hatte geplant, die Interviews mit Personen verschiedener Berufsgruppen (Physiker, RTA's, Ärzte) zu führen; einerseits um einen Überblick über die Systeme zu erhalten und andererseits um verschiedene

Gesichtspunkte aufzuzeigen. Da mein Thema aber in den physikalischen und kaum in den medizinischen Bereich fällt, konnte ich die Interviews mit den Ärzten nicht durchführen. Weiters sind die Planungen der stereotaktischen Bestrahlungen im AKH ausschließlich den Physikern vorbehalten, also fielen hier die RTA´s als Ansprechpartner weg. Insgesamt interviewte ich also vier Physiker und legte den Planungs-RTA´s vom KFJ und SMZO den Leitfaden als Fragebogen vor. Die Antworten konzentrierten sich auf die Vor- und Nachteile, die ich hier kurz zusammenfassen möchte.

**Vorteile:**

- Mehr Bildinformation um damit bessere Definition der ZV und ROIs
- Bei zusätzlichem Einsatz von PET oder SPECT können z.B. im ZNS aktive Strukturen aufgezeigt und dann bei Bestrahlungen geschont werden.
- Durch die erhöhte Genauigkeit kann die Nebenwirkungsrate gesenkt werden

**Nachteile:**

- Große Datenmengen benötigen spezielle Hard- und Software; Budget
- Fehler bei Rekonstruktionen und Matchen
- Lange Untersuchungszeiten, Kontraindikationen bei MRT – Vorselektion erforderlich
- Zusätzlicher Personal- und Zeitaufwand

Sobald die Handhabung etwas erleichtert und die Genauigkeit der Transformationen erhöht wurde, werden der Bildfusion sogar gute Zukunftschancen ausgerechnet. Der Einsatz wäre v.a. für kleinvolumige Bestrahlungen im ZNS- und HNO-Bereich gewünscht.

In den folgenden Kapiteln habe ich die Ergebnisse der Interviews und Fragebögen anhand von Systembeschreibungen zusammengefasst. Eine Zusammenfassung in tabellarischer Form ist dem Kapitel 12 zu entnehmen

## **8 KFJ - Strahlentherapie**

Das Planungssystem der Strahlentherapie des KFJ wurde von der Firma Varian entwickelt und besteht aus zwei Teilen, die jeweils aus drei Computern bestehen. Die Soma Vision Stationen dienen der Vorbereitung der Bestrahlungsplanung, z.B. Datensätze laden, Volumina konturieren, etc., während die Unix-Hochleistungsrechner mit Cadplan ausgestattet sind und zur Berechnung der Dosisverteilungen verwendet werden. Im KFJ gibt es einen verantwortlichen Planungs-RTA, Herr Günther Tremmel, der in Zusammenarbeit mit den Ärzten und Physikern versucht einen optimalen Bestrahlungsplan zu erstellen. Er begleitet die Patienten von Anfang an zu allen nötigen Vorbereitungsschritten, die für eine Bestrahlung erforderlich sind; z.B. Maskenanfertigung, CT, MRT. Bei den bildgebenden Verfahren sorgt er dafür, dass die Lagerung so ident wie möglich ist und auch alle wichtigen Scanparameter, z.B. rein axiale Schichtrichtung, eingehalten werden.

### ***8.1 Die Benutzeroberflächen***

Die Soma Vision besteht aus vier Workspaces (Benutzeroberflächen), die der Reihe nach aufgerufen werden:

- Selection
- Registration (wurde bis jetzt übersprungen)
- Contouring
- Field Setup



In der **Selection** werden die Bilder über einen "DICOM 3.0 File Import Filter" eingespielt, da sich die PCs untereinander nur mittels des Dateiformates DICOM 3.0 verständigen können. Aus dem CT-Datensatz wird ein dreidimensionales Patientenmodell rekonstruiert, welches zur Berechnung der Dosisverteilungen herangezogen wird.

Im **Contouring** zeichnet der Computer in jeder Schicht automatisch die Körperumrisse ein. Diese automatische Erkennung ist sehr genau und bedarf nur kleiner Korrekturen. Den größten Zeitaufwand in der gesamten Bestrahlungsplanung benötigt die Definition der ROIs. Die Art der ROIs, ob es sich um Körperkontur, Risikoorgan oder CTV handelt, muss genau definiert werden, und anschließend in jeder Schicht manuell eingezeichnet werden. Die automatische Einzeichnung von Risikoorganen konnte bis jetzt nur für die Lunge erreicht werden, da man hier die „richtigen“ Dichtewerte (C-200/W200) zufällig gefunden hat. (Die normalen Dichtewerte für die Lungen liegen bei etwa C-500/W1500). An dieser Stelle wird auch das CTV und das PTV von den Ärzten eingezeichnet. Die eingezeichneten Strukturen stellen sich gleichzeitig im dreidimensionalen Modell volumetrisch dar und ermöglichen so eine visuelle Kontrolle bezüglich Form und Lage. Wie lange man für das Contouring braucht, hängt einerseits von der Übung des medizinischen Personals und andererseits von der Differenzierung der Gewebe ab. Hierbei kann die Bildfusion wertvolle Dienste leisten.

Die **Registration** kann, muss aber nicht zwingend durchgeführt werden. Näheres hierzu im nächsten Abschnitt.

Im **Field Setup** wird die Bestrahlungstechnik angegeben und bereits mit ersten Bestrahlungsparameter charakterisiert.

Sind alle Schritte erfolgreich durchgeführt worden, erfolgt die Übertragung des Planes auf die **Cadplan** Stationen. Unter Berücksichtigung der Gewebehomogenitäten und der Elektronendichten werden Referenzdosispunkte gesetzt, Isodosenverteilungen berechnet und DVHs dargestellt. Ärzte und Physiker kontrollieren die Ergebnisse und bei Richtigkeit werden sie in die Simulation überspielt, wo der fertige Bestrahlungsplan auf den Patienten übertragen wird.

## ***8.2 Die Bildregistrierung und ihre Fusion***

Die **Registration** erfolgt mittels interner anatomischer Marker, die von einem Arzt über das gesamte Volumen verteilt eingezeichnet werden. Die zu matchenden Punkte müssen auch in korrespondierenden Schichten liegen.

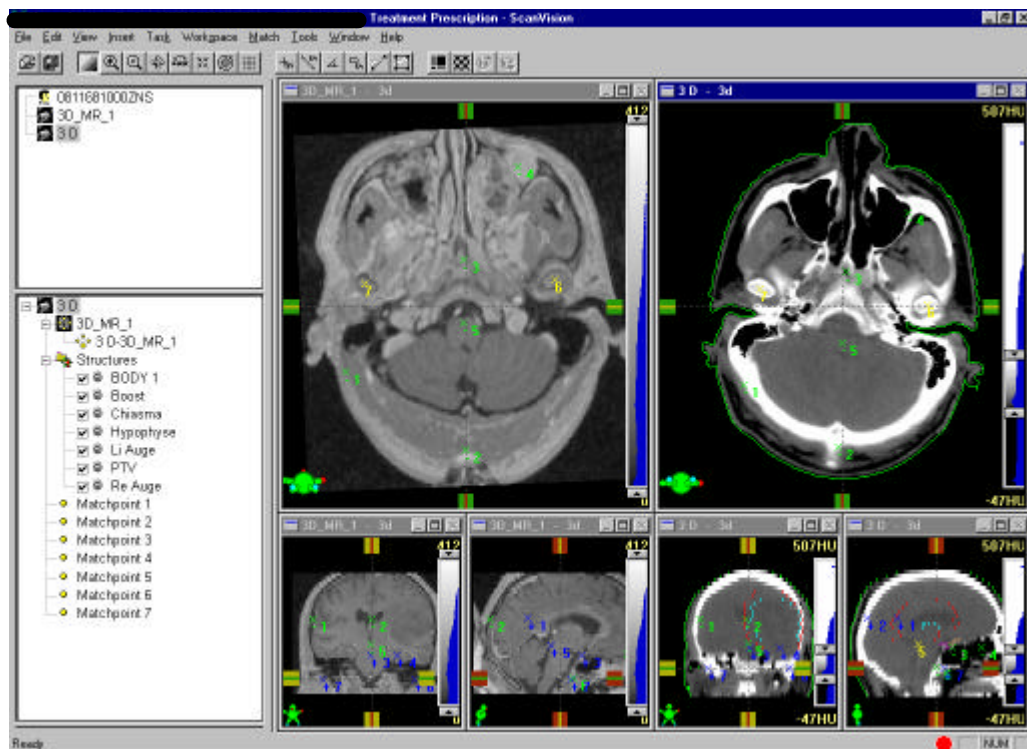
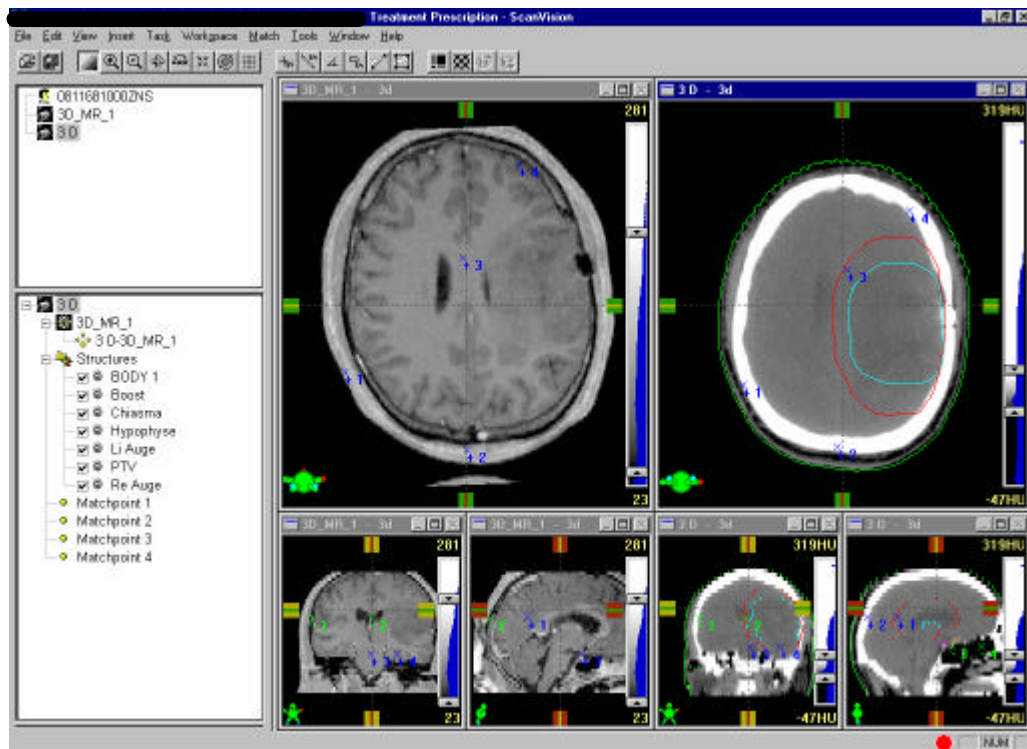
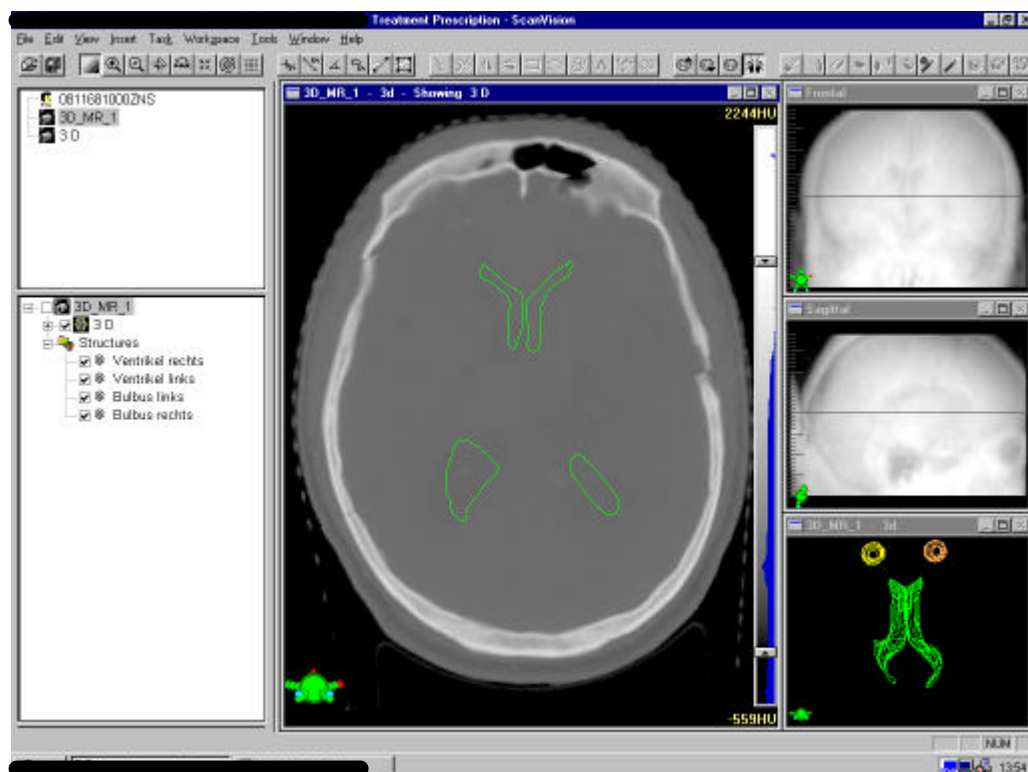


Abbildung 17 + Abbildung 18: Matchpunkte in allen Ebenen

Je mehr Punkte es gibt, um so genauer ist die Korrelation, denn die Überlagerung erfolgt mittels Verzerrungen, die den Quadraten der Abstände mit der minimalsten Abweichung entsprechen. Das bedeutet, dass einige Bereiche gestreckt und andere gestaucht werden. Im schlimmsten Fall kann es hierbei zu Standardabweichungen von bis zu 1 cm kommen. Je ähnlicher die Aufnahmebedingungen, z.B. Schichtdicken, bei den zu fusionierenden Bildmodalitäten sind, um so geringer sind die Verzerrungen und folglich steigt auch die Genauigkeit.

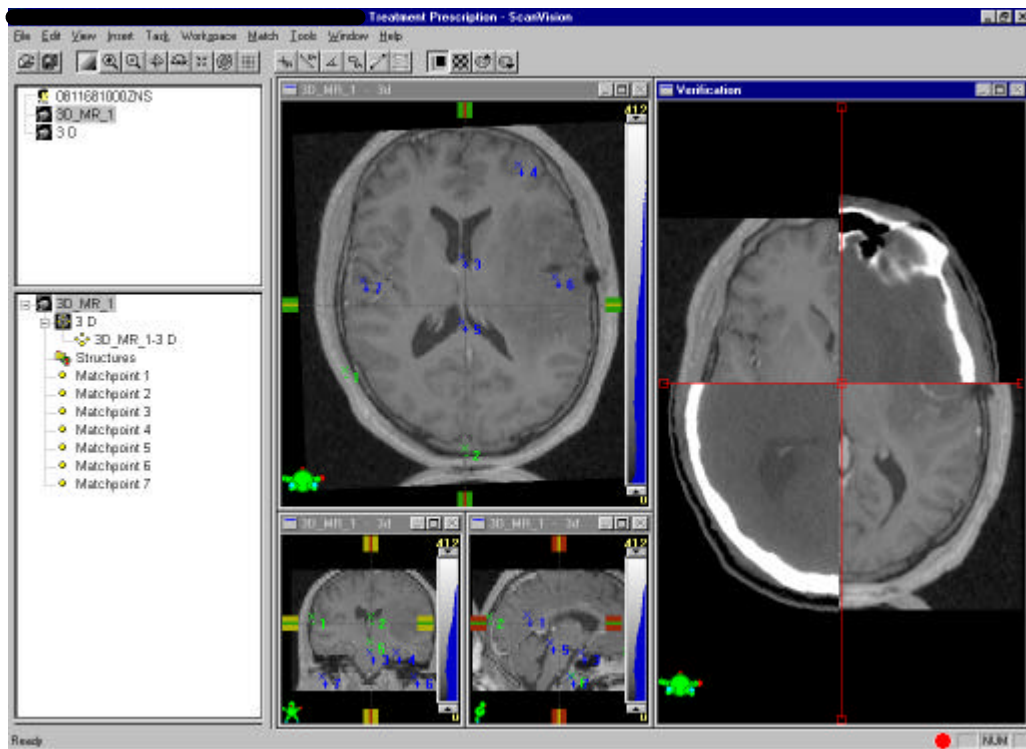
Bei Verwendung der Registrierung könnten die Risikoorgane, das CTV und PTV auf den MRT-Bildern eingezeichnet und auf die CT-Bilder übertragen werden.

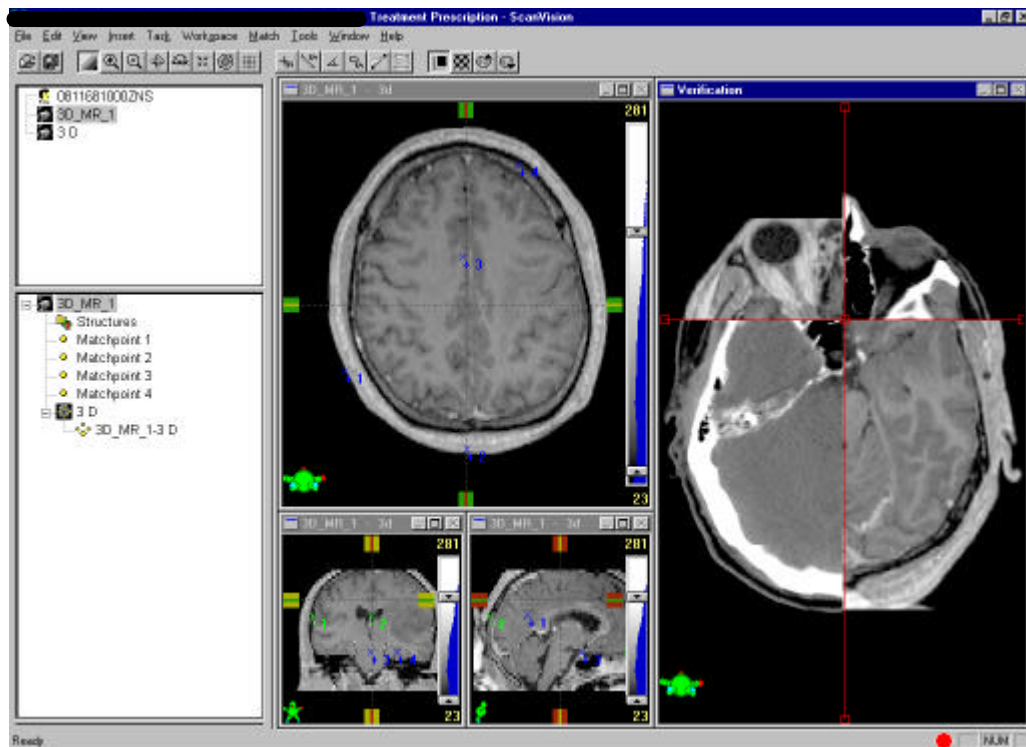


**Abbildung 19:** Im MRT-Bild eingezeichnete Volumina erleichtern die Orientierung im CT-Bild.

Die fusionierten Bilder werden mit einem verschiebbaren Fadenkreuz dargestellt; zwei Quadranten zeigen MRT-Ausschnitte und zwei Quadranten CT-Ausschnitte.

Da man das Fadenkreuz bewegen kann, kann man an gewissen Strukturen die Richtigkeit der Fusion überprüfen und die Anatomie und Pathologie vergleichend darstellen.





**Abbildung 20+21:** Darstellungen der Fusion

Die Zukunftschancen der Bildfusion werden im KJF, sowohl von Seite der Ärzte, Physiker und RTA's, als sehr hoch eingeschätzt, jedoch wird der Einsatz, zumindest in näherer Zukunft, auf IMRT-Bestrahlungen im Schädelbereich begrenzt bleiben, weil die zeitaufwendigere Planung bei anderen Indikationen (z.B. Abdomen) kaum Sinn machen würde.

Ich freue mich sagen zu können, dass ich mit meiner Diplomarbeit einen kleinen Anstoß dazu gegeben habe, dass man sich mit der vorhandene Software auseinandersetzt, die Vorteile erkennt und die Fusion nun auch in Betrieb nehmen wird, sobald die nötigen Standarts ausgearbeitet sind. Ich bin überzeugt, dass dieses Planungstool auch in Zukunft Bestand haben wird.

## 9 AKH - Gamma-Knife

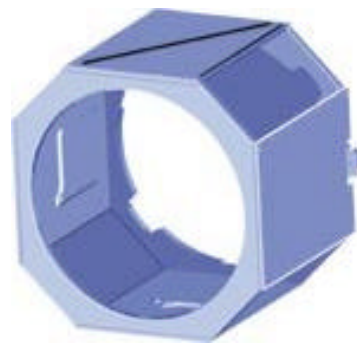
Das Planungssystem des Gamma-Knife wurde von der Firma Elekta entwickelt und trägt den Namen "Leksell Gamma Plan V5.31".

### 9.1 Stereotaktischer Rahmen

Die millimetergenauen Bestrahlungen am Gamma-Knife werden durch einen am Kopf befestigten stereotaktischen Rahmen garantiert, der über ein exakt definiertes Koordinatensystem verfügt. Der Metallrahmen werden heute nur noch aus Aluminium angefertigt, damit MRT-Untersuchungen überhaupt möglich sind. Die Frames sind mit einer Kupfersulfatlösung ( $\text{CuSO}_4$ ) gefüllt, damit sie sowohl im MRT als auch im CT sichtbar sind.



**Abbildung 22:** Beispiel für stereotaktischen Rahmen



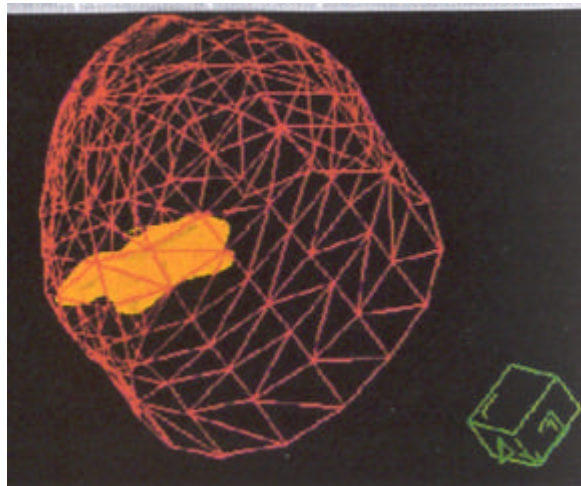
**Abbildung 23:** Dazugehöriger Lokalizier mit Frames

Es ist wichtig, dass der Rahmen gerade, also normal zur Körperachse, aufgesetzt wird, da die zwei senkrechten "Frames" (Markierungen auf dem Lokalizier) im rechten Winkel, also parallel zur Körperachse, liegen sollen.

Die Frames, zwei senkrecht und einer in  $45^\circ$  Winkel, werden in allen Schichten als Punkte dargestellt. Sie sind bei diesem Planungssystem die Matchpunkte.

## 9.2 "Skull and Frame"

Ist der Rahmen korrekt positioniert, werden an 23 verschiedenen, genau vorgegebenen Stellen die Distanzen zwischen Helm und Schädeloberfläche gemessen. Unter dem Menüpunkt "Skull and Frame" werden diese Werte in den Computer eingegeben und daraus ein dreidimensionales Modell der Kopfform berechnet. Dieses Modell dient einerseits dem Vorstellungsvermögen der Planer und andererseits benötigt es das Planungssystem um bei der Berechnung der Dosisverteilungen die Schwächung der Strahlung in Luft berücksichtigen zu können.



**Abbildung 24:** Rekonstruierte Schädelform

Anschließend werden alle erforderlichen diagnostischen Modalitäten mit dem Rahmen durchgeführt. Sobald die Bilder in das Planungssystem eingespielt worden sind, kann mit der Planung begonnen werden.



### **9.3 Untersuchungsparameter**

Die folgenden Bilder stammen von einem Patienten mit einem in den Knochen infiltrierenden Meningeom. Für die Planung mit dieser Indikation eignen sich folgende Parameter:

#### **9.3.1 CT**

- 3 mm Schichtdicke, rein axial geschichtet, Applikation von Kontrastmittel, einmal im Knochenfenster und einmal im Weichteilfenster exportiert → Darstellung der Knochen- und Weichteilstrukturen

#### **9.3.2 MRT**

- T2-gewichtete Sequenz, 2 mm Schichtdicke → Darstellung der Sehnerven; Definition der Matchpunkte
- T1-gewichtete Sequenz, 3mm SD, + SPIR (fettunterdrückende Sequenz) → Darstellung von Knochen und Fett
- T1-gewichtete Sequenz, Applikation von Kontrastmittel → Anfärbung des Meningeoms

Bei all diesen Untersuchungen werden sogenannte "stereotaktische Schichten" angefertigt, d.h. es werden keine Kippungen oder Gantryneigungen durchgeführt. Deshalb fallen auch die Rekonstruktionsartefakte weg. Diese würden die Punkte sonst verzerrt darstellen und große Ungenauigkeiten hervorrufen.

## 9.4 Bildregistrierung

In jeder Modalität werden nun in der ersten Schicht die 6 Punkte der Frames eingezeichnet. Das System definiert die Punkte in den anderen Schichten automatisch, allerdings benötigen sie des öfteren kleinerer Korrekturen. Sind alle Punkte eingezeichnet, werden alle Bilder anhand dieser Punkte miteinander verbunden, also korreliert.

Der zuständige Arzt zeichnet nun das Zielvolumen und die Risikoorgane ein. Dazu kann er sehr leicht zwischen den Schichtblöcken wechseln, da die Zeichnung auf alle Bilder übertragen wird.

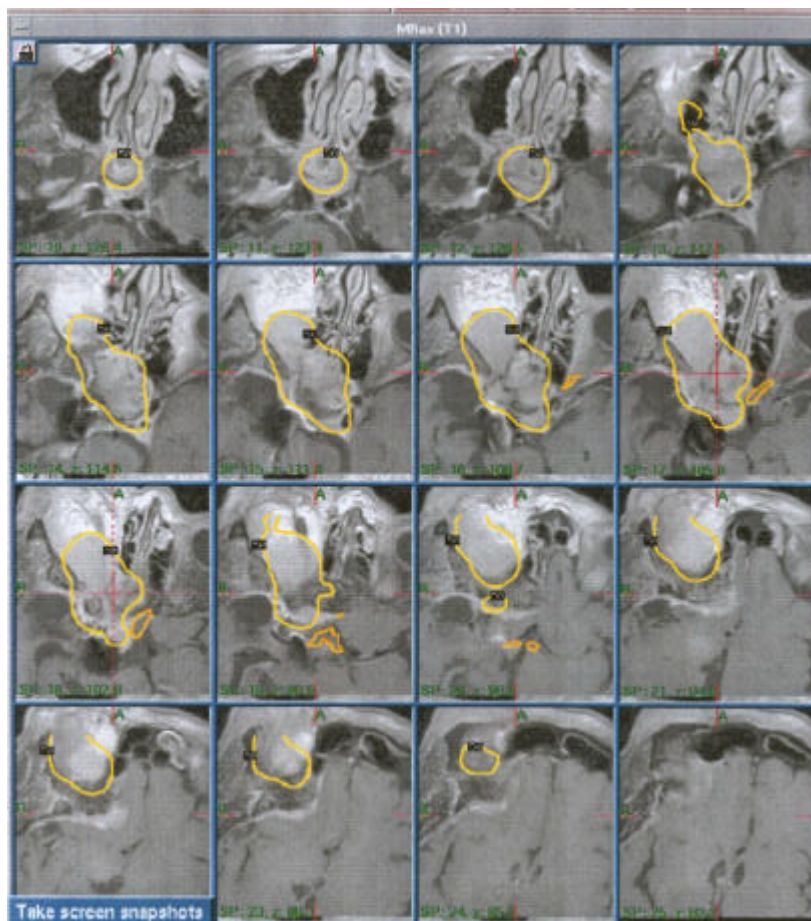
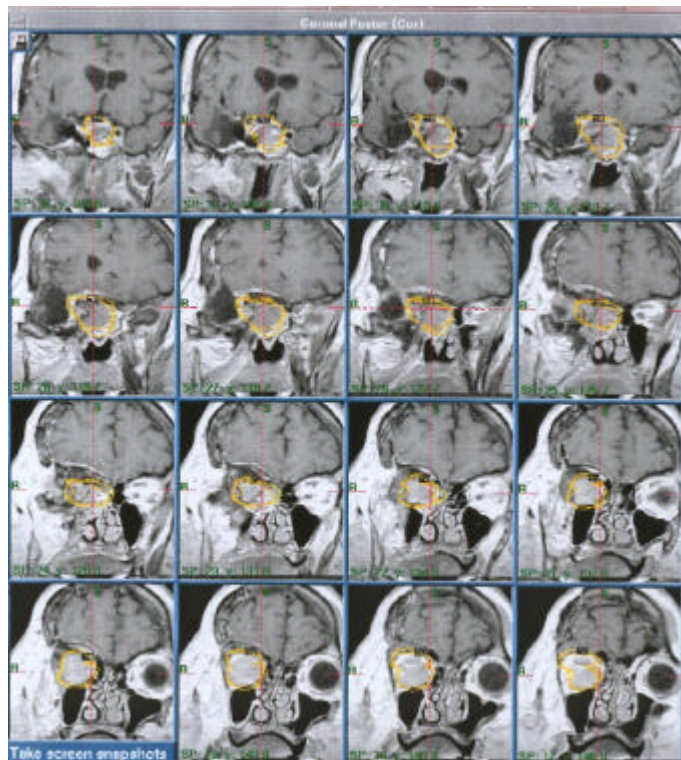
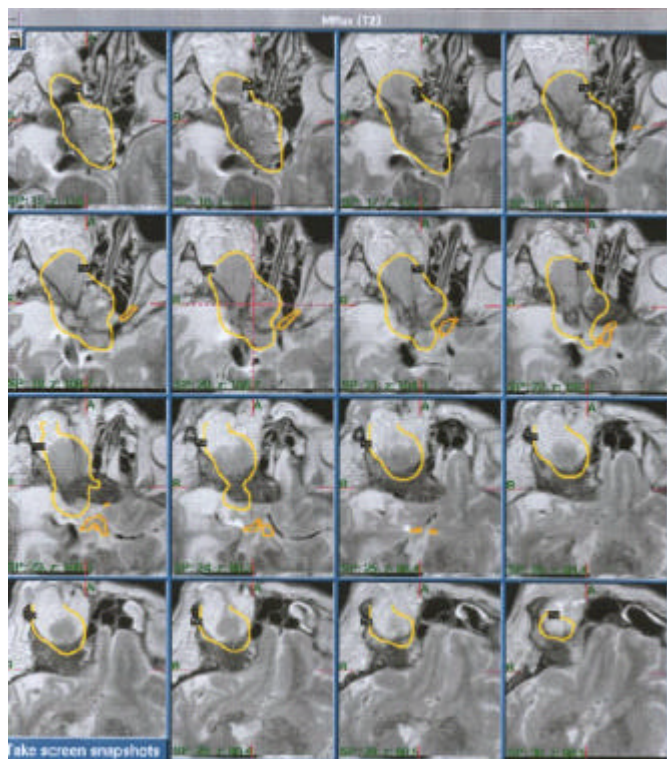


Abbildung 25: MRT T1-gewichtet axial



**Abbildung 26:** MRT T1-gewichtet coronar

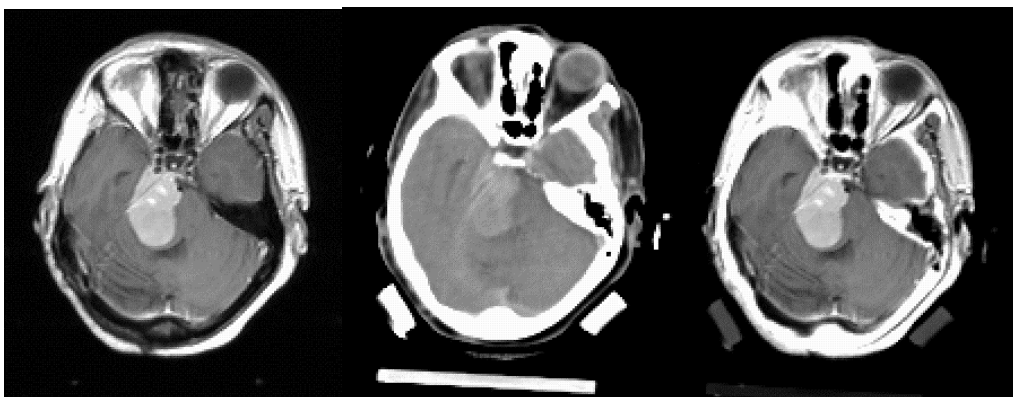


**Abbildung 27:** MRT T2-gewichtet axial

## 9.5 Bildbearbeitung

Bei Differenzierungsschwierigkeiten können die Aufnahmeverfahren unterschiedlich miteinander kombiniert werden:

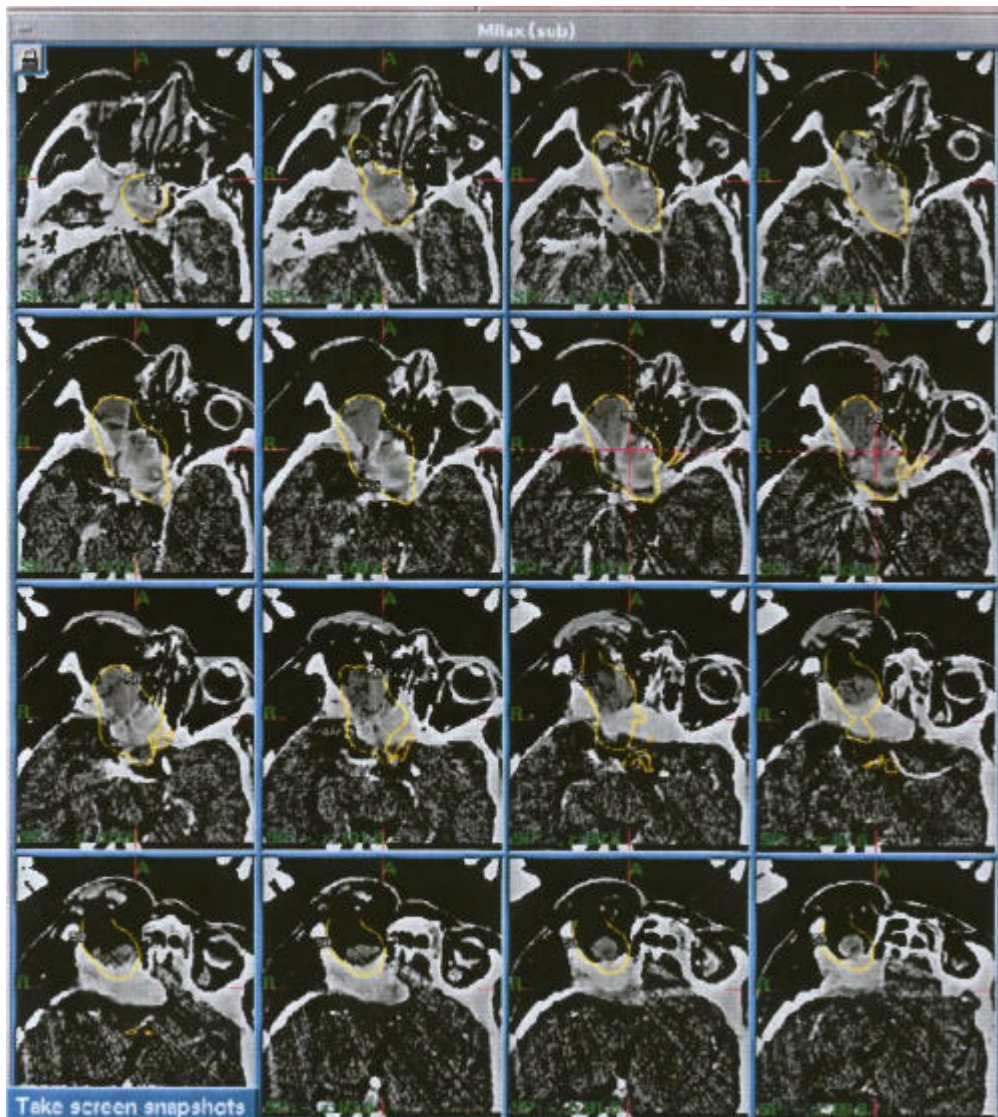
- **Max Value:** die Bilder werden anhand der höchsten Dichtewerte fusioniert
- **Min Value:** die Bilder werden anhand der niedrigsten Dichtewerte fusioniert
- **Mix:** man kann das Verhältnis zwischen den zu fusionierenden Bildern angeben



**Abbildung 28:** MRT (li); CT (mi); 40% CT + 60% MRT (re)

- **Subtraktion:** die Bilder werden voneinander subtrahiert

In meinem Beispiel konnte man den Knochen kaum vom Tumor unterscheiden. Also wurde eine Subtraktion der CT-Bilder im Knochenfenster und der T1-gewichteten MRT-Sequenz plus Kontrastmittel durchgeführt.



**Abbildung 29:** Subtraktion CT von MRT

Diese Darstellung diente der Kontrolle, ob auch das gesamte Tumorareal im PTV eingeschlossen wurde.

## **9.6 Bestrahlungsplanung**

Der Physiker plant nun die Bestrahlung, wobei das PTV exakt von der **50%-Isodose** umschlossen werden muss. Erst wenn diese Forderung erfüllt ist, kann mit der Bestrahlung begonnen werden.

## **9.7 Wertigkeit der Fusion für das Gamma-Knife**

In der Planung für Gamma-Knife Bestrahlungen steht die Bildfusion an der Tagesordnung. Es werden nicht nur Bildfusionen zwischen CT- und MRT-Datensätzen durchgeführt, sondern auch mit Angiographien für die Darstellung der Blutversorgung des Tumors oder PET-Untersuchungen um Aufschluß über Areale mit eingeschränkter Funktionstüchtigkeit zu geben.

## 10 AKH - Strahlentherapie

Die Firma BrainLAB AG hat die Software BrainScan XL 4.3 für Win NT entwickelt und im AKH, Universitätsklinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie initialisiert.

Die Bildfusion wird sowohl in der Teletherapie, z.B. Prostata- und Schädelbestrahlungen, als auch in der Brachytherapie, zum Matchen von orthogonalen Bildern mit CT und MRT-Bildern, verwendet.

Der Schwerpunkt liegt jedoch bei den stereotaktischen Bestrahlungen im Kopfbereich.

### **10.1 Stereotaktische Masken**

Dazu werden Masken aus thermoplastischem Material individuell für jeden Patienten angefertigt. Die Masken ähneln den üblichen Masken der Strahlentherapie, die für Bestrahlungen im Hals-Nasen-Ohren- und Schädelbereich verwendet werden. Jedoch sind sie mit 6 mm Dicke doppelt so stabil. Weitere Maßnahmen zur Immobilisation des Patienten sind zusätzliche Versteifungen auf der Nase und ein Beißkeil für die Zähne. Die Ungenauigkeit liegt bei etwa 1mm.



**Abbildung 29:** Beispiel für Maske

Der Patient wird nach der Maskenanfertigung noch am selben Tag zu den CT- und MRT-Untersuchungen gebracht. Die Maskenhalterung besteht aus einem wasseräquivalentem Material mit abnehmbaren metallischen "Lokalizer-Stäben", die in weiterer Folge zur Definition des patienteneigenen Koordinatensystems herangezogen werden. Die Lokalizer-Stäbe sind magnetisch und können daher bei der MRT-Untersuchung nicht gescannt werden.

Die Schichtdicken liegen indikationsbezogen zwischen 2 mm, z.B. Aderhautmelanom, und 4 mm. Die Schichtdicken müssen sowohl für die CT-Untersuchung mit Kontrastmittel als auch für die T1-gewichtete Sequenz der MRT-Untersuchung ident und rein axial sein.

## ***10.2 Bildbearbeitung***

Wenn alle Untersuchungen abgeschlossen sind, wird mit der Planung begonnen. Das Programm gibt die Durchführung in genauen Arbeitsschritten vor, die ich der Reihe nach beschreiben möchte.

### **1. Initial Plan**

Überspielung der Bilddatensätze ins Planungssystem

### **2. Lokalizer**

Definition der Lokalizer-Stäbe anhand von 6 Punkten auf den CT-Bildern, damit das System ein patienteneigenes Koordinatensystem erstellen kann



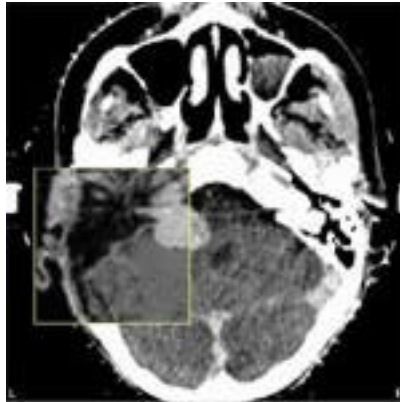
### 3.ROI

Das System fusioniert die Datensätze mit Schwerpunkten (Mittelpunkte) kreisförmiger ROIs, z.B. Augen, Linsen, Seitenventrikel, Plexus choroideus. Mindestens drei ROIs müssen für die Fusion auf beiden Modalitäten eingezeichnet und anschließend coronar und sagittal rekonstruiert werden.

### 5.Fusion

Ruft man das CT-Referenzkoordinatensystem auf, kann man die Matchpunkte, sprich ROIs, über den Befehl "Pair" miteinander fusionieren. Die Rekonstruktion erfolgt wiederum in allen Ebenen.

Die Darstellung erfolgt mittels dem Button "Spy Glass". Diese Darstellung ermöglicht dem Anwender einen MRT-Ausschnitt im CT-Bild darzustellen.



**Abbildung 30:** MRT-Ausschnitt im CT-Bild

Die Qualität der Fusionierung wird anhand einiger anatomischer Gegebenheiten: z.B. Achsenkontrolle anhand der Falx cerebri, Überlagerung von Aquädukt, Sella turcica, Os zygomaticum, Mandibula, Medulla oblongata,... kontrolliert.

Selbstverständlich können etwaige Verbesserungen, Verschiebungen, durchgeführt werden, um eine optimale Fusion zu garantieren.

### **10.3 Bestrahlungsplanung**

#### **5.PTV**

Der Arzt kann das GTV und die Risikoorgane auf beiden Bildmodalitäten einzeichnen. Das System rechnet für das PTV halbautomatisch 2-2,5 mm Sicherheitssaum zum GTV dazu, d.h. die Breite des Sicherheitssaumes muß angegeben werden, die Konturierung erfolgt aber automatisch. Risikoorgane sind z.B. Linsen, Nervus Opticus, Tränendrüsen

#### **6.Plan X**

Die Dosis wird auf das PTV geplant, z.B. 12 Gy auf 80% Isodose. Es werden so lange Pläne angefertigt, bis Arzt und Physiker damit einverstanden sind.

Im AKH werden die stereotaktischen Bestrahlungen grundsätzlich von Physikern geplant, aber es gibt einige speziell eingeschulte RTA's, die die Planung ebenfalls durchführen könnten. In jedem Fall fertigen sie die Masken an und begleiten die Patienten zu allen Untersuchungen, einerseits aus Gründen der Patientenbetreuung und andererseits zur Gewährleistung der richtigen Lagerung.

## **10.4 Vor- und Nachteile des Systems**

### **10.4.1 Vorteile**

- Die Rekonstruktion von paraaxialen Schichten ist nahezu artefaktfrei möglich.
- Durch die genauen Arbeitsanweisungen und die eindeutigen Arbeitsoberflächen des Systems wird es durchaus als benutzerfreundlich eingestuft.

### **10.4.2 Nachteile:**

- Coronare Rekonstruktionen können gelegentlich Verkippungen verursachen, die einer Korrektur bedürfen.
- Um verschiedene Bestrahlungspläne miteinander vergleichen zu können, muß das Menü gewechselt und anschließend das Field-of-View und der Zoomfaktor neu eingestellt werden.
- Suszeptibilitätsartefakte, die beim Übergang von Luft in Knochen entstehen, sind u.a. von der Feldstärke abhängig. Um diese korrigieren zu können, müßte man die Fehler genau kennen um eine Transformationsmatrix erstellen zu können.

## **10.5 Wünsche an zukünftige Systeme**

Das Planungsprogramm wäre auch in der Lage, die Registrierung und Fusionierung automatisch mit sehr hoher Genauigkeit und niedriger Fehlerquote durchzuführen. Allerdings liegen die Kosten für diese Automatik bei etwa 150.000 OES.

## **11 Sozialmedizinisches Zentrum Ost**

Das einzige der von mir beschriebenen Systeme, das große Schwierigkeiten bei der Vorbereitung und der Durchführung der Bildfusion hat, ist das HELAX TMS 4.1A der Firma Nordion (vormals Helax).

Die Bildfusion ist zwar Bestandteil des Planungssystems, war aber bei der Installation noch nicht ausgereift genug, um tatsächlich eingesetzt werden zu können.

Im SMZO ist auch noch ein NOMOS-Planungssystem initialisiert, das für IMRT-Bestrahlungsplanungen herangezogen wird. Mit diesem Programm wäre die Fusion unter großem Zeitaufwand möglich. Allerdings arbeiten die Strahlentherapeuten lieber auf zwei Bildschirmen und vergleichen die CT- und MRT-Daten rein visuell miteinander.

Die STH des SMZO wird ab Sommer 2001 mit einer neuen Software arbeiten. Falls auch die Inbetriebnahme eines eigenen CT-Gerätes für die STH durchgesetzt werden kann, könnte die Bildfusion auch im SMZO für z.B. IMRT- und andere kleinvolumige Bestrahlungen eingesetzt werden.

## 12 Zusammenfassung der Systeme

	<b>KFJ</b>	<b>AKH-g-Knife</b>	<b>AKH-STH</b>	<b>SMZO</b>
Planungssystem	Cadplan Soma Vision (Varian)	LEKSELL Gamma Plan V5.31 (Elekta)	BrainScan XL 4.3  (BrainLAB)	HELAX TMS 4.1A  (Nordion)
3D-Planung	Möglich	Möglich	Möglich	Möglich
Bildfusionssoftware	Vorhanden und einsatzbereit	Vorhanden und in Routine eingesetzt	Vorhanden und in Routine eingesetzt	Vorhanden, aber nicht durchführbar
Netzwerk	Vorhanden	Vorhanden	Vorhanden	Vorhanden
Hochleistungsrechner	Vorhanden	Vorhanden	Vorhanden	Veraltet
Arbeitsspeicher	Ausreichend	Ausreichend	Ausreichend	Bei großen Datensätzen nicht ausreichend
Indikationen	IMRT	Stereotaktische Bestrahlungen im Gehirn	Teletherapie: stereotaktische Bestrahlungen im Gehirn  Brachytherapie	Von medizinischer Seite nicht erforderlich

Zugang zur CT	Möglich	Möglich	Möglich	Möglich
Fixierte Termine für Planungs-CT	Ja	Ja	Ja	Nein
Schichtrichtung	Rein axial	Rein axial	Rein axial	Rein axial
Schichtdicken	noch nicht erprobt	2 und 3 mm	2 - 4 mm	5 - 10 mm
Zugang zur MRT	Möglich	Möglich	Möglich	Möglich
Fixierte Termine für Planungs-MRT	Organisation läuft	Ja	Ja	Nein
MRT -Sequenzen	noch nicht erprobt	T2-gewichtet T1-gewichtet, SPIR T1-gewichtet + KM	T1-gewichtet	—
Schichtrichtung	Rein axial	Rein axial	Rein axial	Rein axial
Schichtdicken	noch nicht erprobt	2 und 3 mm	2 - 4 mm	> 10 mm

Rekonstruktions- algorithmen	Zu ungenau	Paraaxiale Schichten würden die Marker verzerrt darstellen → Rekonstruktionen nicht zulässig	Einsatzbereit, aber zu zeitaufwendig	Zu ungenau
Dimensionen	Räumlich	Räumlich	Räumlich; Brachytherapie: 2D mit 3D fusionieren	Räumlich
Matchpunkte	Innere Marker	Äußere Marker	CT → Äußere Marker MRT → Innere ROIs	Innere Marker
Darstellung	Verschiebbares Fadenkreuz: jeweils zwei Quadranten CT und MRT	Überlagerung	MRT-Ausschnitt auf den CT-Bildern	Überlagerung
Zeitaufwand	Noch nicht erprobt	Etwa 15 min	Bis zu 30 min	—

## 13 Zusammenfassung und Ausblick

Die genaue Erfassung des Tumors und seiner Lokalisation im Körper ist die wichtigste Bedingung für eine erfolgreiche Bestrahlung. Sie ist die Voraussetzung dafür, dass die notwendige Dosis appliziert wird und die gesunden Organe soweit wie möglich geschont werden können.

Bei der Bildfusion werden mittels Bildregistrierung mit Hilfe einer geeigneten Transformation Bilder übereinander gelegt, so dass sich ihre Bildinformationen ergänzen. Dabei bleibt die Topologie der Bilder erhalten und es gehen keine Informationen verloren.

Die Bildfusion ist ein nützliches Arbeitswerkzeug um die Genauigkeit der Definition der Zielvolumina und der Risikoorgane zu erhöhen. Die MRT-Bilder besitzen zwar den nötigen Weichteilkontrast, können aber nicht zur Bestrahlungsplanung herangezogen werden. Durch die Bildfusion ist man in der Lage die Volumina exakt zu definieren und auf die CT-Bilder zu übertragen.

Die Möglichkeiten der digitalen Bildverarbeitung mittels Fusionierung verschiedener Bildmodalitäten sind schier grenzenlos: Positronen-Emissions-Tomographie, Single-Photon-Emission-Tomographie, Angiographien, CT, MRT,... - sie alle lassen sich miteinander kombinieren. So können anatomische bildgebende Verfahren mit funktionellen Darstellungen ergänzt werden und folglich genauere Aussagen über Anatomie, Physiologie und Pathologie treffen.



## **14 Abkürzungs- und Symbolverzeichnis**

1. CT, Computertomographie
2. MRT, Magnetresonanztomographie
3. STH, Strahlentherapie
4. AKH, Allgemeines Krankenhaus der Stadt Wien
5. KFJ, Kaiser-Franz-Josef Spital der Stadt Wien
6. SMZO, Sozialmedizinisches Zentrum Ost der Stadt Wien
7. RTA, Diplomierte/r radiologisch-technische/r Assistent/in
8. RTA´s, Diplomierte radiologisch-technische Assistenten/innen
9. GTV, gross tumor volume
10. CTV, clinical target volume
11. PTV, planning target volume
12. ZV, Zielvolumen
13. DVH, Dosis-Volumen-Histogramm
14. ROI, Region of Interest
15. IMRT, Intensitätsmodulierte Radiotherapie
16. HU, Hounsfield-Units
17. W, Weite des Fensters
18. C, Zentrum des Fensters
19. 3D, dreidimensional

## 15 Abbildungsverzeichnis

1. Tabelle Behandlungsplanung in der STH; Bohndorf W./Richter J.; Computertomographie und Bestrahlungsplanung in der Radioonkologie
2. Skizze zur Veranschaulichung der klinischen Volumina
3. Isodose: <http://www.burdettenmedical.com>
4. DVH: <http://www.burdettenmedical.com>
5. CT im Weichteilfenster: axiale Schicht durch Gehirn  
<http://www.med.harvard.edu/AANLIB/home.html>
6. CT im Knochenfenster: coronare Schicht durch Gesichtsschädel  
<http://www.med.harvard.edu/AANLIB/home.html>
7. CT-Artefakt: coronare Schicht durch Gesichtsschädel
8. <http://www.med.harvard.edu/AANLIB/home.html>
9. Darstellung der drei Grundschnittebenen: <http://research.microsoft.com/Users/kenh/thesis/system.htm>
10. Darstellung der drei Grundschnittebenen:  
<http://www.bic.mni.mcgill.ca>
11. T1-gewichtete Sequenz: axiale Schicht durch Gehirn  
<http://www.med.harvard.edu/AANLIB/home.html>
12. T2-gewichtete Sequenz: axiale Schicht durch Gehirn  
<http://www.med.harvard.edu/AANLIB/home.html>
13. PD-gewichtete Sequenz: axiale Schicht durch Gehirn  
<http://www.med.harvard.edu/AANLIB/home.html>
14. KFJ: Rekonstruktionsartefakt
15. KFJ: Simulationsaufnahme
16. KFJ: Verifikationsaufnahme

17. Stereotaxie-Rahmen:  
<http://www.brain-tumor-surgery.com>
18. KFJ: Screenshot, gesetzte Matchpunkte
19. KFJ: Screenshot, gesetzte Matchpunkte
20. KFJ: Screenshot, von MRT auf CT übernommenen ROIs
21. KFJ: Screenshot, Darstellung der Bildfusion
22. KFJ: Screenshot, Darstellung der Bildfusion
23. Stereotaktischer Aluminiumrahmen:  
<http://www.brainlab.com>
24. Lokalizier mit Frames: <http://www.brainlab.com>
25. AKH-Gamma-Knife: Screenshot, rekonstruierter Schädel
26. AKH-Gamma-Knife: Screenshot, MRT T1-gewichtet axial
27. AKH-Gamma-Knife: Screenshot, MRT T1-gewichtet coronar
28. AKH-Gamma-Knife: Screenshot, MRT T2-gewichtet axial
29. CT-Bild, MRT-Bild, Fusions-Bild  
<http://www.bic.mni.mcgill.ca>
30. AKH-Gamma-Knife: Screenshot, Subtraktion CT von MRT
31. Stereotaktische Maske: <http://www.brainlab.com>
32. MRT-Ausschnitt im CT-Bild: <http://www.brainlab.com>

## 16 Literatur- und Quellenverzeichnis

### 1. Fachbücher

- RICHTER, Jürgen/FLENTJE, Michael: **Strahlenphysik für die Radioonkologie**; Stuttgart, Thieme Verlag, 1998
- BOHNDORF, Werner/ RICHTER, Jürgen: **Computertomographie und Bestrahlungsplanung in der Radioonkologie** ; Zülpich, Biermann-Verlag, 1992
- RICHTER, Eckhart/FEYERABEND, Thomas; **Grundlagen der Strahlentherapie**; Berlin NewYork Heidelberg, Springer-Verlag, 1996
- SCHERER, Eberhard/SACK Horst: **Strahlentherapie, Radiologische Onkologie** ; Berlin NewYork Heidelberg, Springer-Verlag, 1997
- SAUER, Rolf: **Strahlentherapie und Onkologie für MTA-R**; 3.Auflage; München, Urban & Schwarzenberg Verlag 1997
- KRIEGER, Hanno: **Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz**, Band 2; Stuttgart, Teubner B.G., 1997
- SIEMENS: **Magnete, Spins und Resonanzen**; Eine Einführung in die Grundlagen der Kernspintomographie; Erlangen, Siemens AG, 1992
- SCHIRMER, Michael: **Neurochirurgie** ; München, Urban & Fischer Verlag, 1998

2. Unterrichtsunterlagen:

- Bestrahlungsplanung; LA Lisbeth KOCH; KH-Lainz
- Magentresonanztomographie; LA Gabriele SCHWARZMÜLLER; KH-Lainz
- Tumorlehre in der Radioonkologie; Univ.Doz.Dr. Annemarie Ulrike SCHRATTER-SEHN, KFJ-Institut für Radioonkologie
- Apparatekunde Computertomographie; Univ.Prof.Dipl.-Ing.Dr. Rudolf NICOLETTI, LKH-Graz-Universitätsklinik für Radiologie

3. Hausarbeit:

- SEYDLL, Karl: **Techniken, Probleme und Lösungsansätze der Bildüberlagerung moderner bildgebender Verfahren am Beispiel von CT-, MR- und SPECT-Aufnahmen des Hirnes**; März 2001

4. Internet:

- **Innovatives Verfahren verbessert Strahlentherapie**; Silvia Schattenfroh 1999; <http://www.charite.de/index/mediamed.html>  
Stand 9.2.2001
- **Matching Algorithms for Medical Image Processing**; Katrin Wedekind 1995 <http://mbi.dkfz-heidelberg.de/mbi/research/matching.html>  
Stand 15.3.2001
- **Medical Image Fusion**; John W. Haller and Joni Caplan, <http://www.uihealthcare.com> Stand 15.3.2001

- **Analyse, Implementierung und Evaluation von Matchingverfahren in der medizinischen Bildverarbeitung;** Katrin Wedekind 1996  
<http://mbi.dkfz-heidelberg.de/mbi/TR/TR79/index.html>  
Stand 19.3.2001
- **An Overview of Medical Registration Methods;**  
J. B. Antoine Maintz und Max A. Viergever  
<http://mbi.dkfz-heidelberg.de/mbi/TR/TR79/index.html>  
Stand 24.2.2001

## **17 Anhang**

### **1. Interviewleitfaden**

Fragebogen zum DA-Thema:

## **Wertigkeit der CT/MRT-Bildfusion für die Bestrahlungsplanung**

### ***Technischer Teil***

1. Produkthersteller, Planungssoftware, Fusionssoftware  
(z.B. CMS Focus&Focal Focal Fusion)
2. Worin sehen Sie die Vorteile der Bildfusion? Gibt es auch Nachteile?
3. Auf welchen Einsatzgebieten (z.B. Brachytherapie) bringen welche Indikationen die Bildfusionierung zum Einsatz?
4. Können Sie mir das Grundprinzip der Fusionierung kurz beschreiben?  
Welche Rechenalgorithmen werden verwendet?
5. Welche Eigenschaften der CT-Bilder benötigen Sie zur Zielvolumen-Setzung?  
Welche der MRT-Bilder?
6. Welche Anforderungen werden an die Lagerung bei den diagnostischen Untersuchungen CT und MRT gestellt? Wie werden diese realisiert?
7. Welche Untersuchungsparameter werden bei der CT-Untersuchung verwendet? (Schichtdicke, Tischposition, Inkrement, Field of View, Algorithmen, Kontrastmittel,...)
8. Welche Untersuchungsparameter und Sequenzen werden bei der MRT-Untersuchung verwendet?



9. Anhand welcher Markierungen erkennt der Computer welche CT-Schichten zu welchen MRT-Schichten gehören (äußere oder innere Marker)?
10. Welche Anforderungen werden an die Frames (äußere Marker) bei der Stereotaxie gestellt und wie werden diese realisiert? (Material, Eigenschaften,...)
11. Wie werden die Images im fertigen Bestrahlungsplan dargestellt?

### ***Allgemeiner Teil***

1. Gab es gravierende Probleme bei der Einführung dieses Planungs-Tools. Gibt es welche bei der Handhabung?
2. Gibt es besondere Wünsche für zukünftige Softwareversionen, die die Handhabung erleichtern sollen?
3. Sollte, Ihrer Meinung nach, dieses Planungstool in die Standardplanung aufgenommen werden, oder soll der Einsatz auf Sonderfälle begrenzt bleiben?
4. In den Arbeitsbereich welcher Berufsgruppe (Physiker, RTA) soll die Planung mit Bildfusionen eingegliedert werden?
5. Sollten dieselben RTA's, die planen oder in Zukunft planen werden, auch die CT- und die MRT-Untersuchungen durchführen? Warum?
6. Wie würde sich dieser Mehraufwand (bezogen auf Frage 5) auf die Praxis auswirken (Personal, Einschulungen,...)?
7. Wie schätzen Sie im Allgemeinen die Zukunftschancen der Bildfusionen für die Planung ein?
8. Allgemeine Anmerkungen:

## **18 Abstract**

Die Diplomarbeit beschreibt die wichtigsten Bausteine der Bestrahlungsplanung sowie grundlegende Eigenschaften der bildgebenden Systeme CT und MRT und deren Wertigkeit für die Planung. Ein besonderes Augenmerk möchte ich auf die Artefaktanfälligkeit der beiden beschriebenen Bildmodalitäten lenken, denn diese zeigt, wie wichtig ergänzende Verfahren sind, um Falschdiagnosen zu vermeiden.

Nach einer kurzen Zusammenfassung der dreidimensionalen Bestrahlungsplanung gehe ich bereits in den speziellen Teil, der Bildregistrierung und Fusion, über, ohne jedoch auf komplexere physikalisch-technische Aspekte einzugehen. Die Durchführung der Registrierung und Bildfusion habe ich anhand von vier Planungssystemen beschrieben, die in Krankenhäusern der Stadt Wien initialisiert sind.

### **Abstract**

My dissertation describes the most important facts of radiotherapy planning either the characteristics of the imagemodalities CT and MRI, and their importance to the planning systems.

The chapter artefacts shows the necessity additional imagemodalities to prevent wrong diagnosis.

After a short summary of the 3D-Planning I turn to the special part, image registration and fusion, without going through complicated technical and physical facts. The making of image registration and fusion is explained at four planning systems, which are installed at Hospitals of Vienna.

