Vergleich von Dosismessungen am Phantom mit der computergestützten Bestrahlungsplanung

sowie verschiedener Bestrahlungsmodalitäten

bei der perkutanen Strahlentherapie des Schilddrüsenkarzinoms

vorgelegt von

Michael Ranft

aus Duisburg

2005

Aus der Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie

der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. E. Dühmke

Vergleich von Dosismessungen am Phantom mit der computergestützten Bestrahlungsplanung sowie verschiedener Bestrahlungsmodalitäten bei der perkutanen Strahlentherapie des Schilddrüsenkarzinoms

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Michael Ranft

aus Duisburg

2005

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät

der Universität München

Berichterstatter	Prof. Dr. med. E. Dühmke
Mitberichterstatter	Prof. Dr. K. Hahn
	Prof. Dr. R. Rohloff
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter	Dr. med. B. Pöllinger
Dekan	Prof. Dr. med. D. Reinhardt
Tag der mündlichen Prüfung	17.11.2005

Inhalt

I. Einleitung....2
II. Problemstellung....4
III. Material und Methode....10
III.1 Die Dosismessungen am Phantom....10
III.1.1 Das RT-Humanoid-Phantom....10
III.1.2 Die Thermolumineszenzdosimetrie....11
III.1.3 Meßanordnung....13
III.1.4 Durchführung der Phantombestrahlung....19
III.2 Die Bestrahlungsplanung....19
III.2.1 SIDOS....19
III.2.2 HELAX....19
III.2.3 Probleme beim Vergleich HELAX und SIDOS....20
III.3 Die Referenzpatienten....22
III.3.1 Referenzpatient EO....22
III.3.2 Referenzpatient FM....23
III.4 Vergleich der Meßergebnisse mit dem Helax-Planungsrechner....23
III.5 Vergleich der alten mit der neuen Bestrahlungstechnik....25
IV. Ergebnisse....28
IV.1 Vergleich zweier Meßreihen....29
IV.1.1 Cobalt ventral Struma-T-Feld 1. Bestrahlung versus 2. Bestrahlung....29
IV.1.2 Cobalt ventral Struma-T-Feld versus Helax....31
IV.1.3 Cobalt dorsolateral bds. versus Helax....33
IV.1.4 6 MV ultraharte Röntgenstrahlung ventral versus Helax....35
IV.1.5 6 MV ultraharte Röntgenstrahlung dorsolateral bds. versus Helax....37
IV.1.6 15 MV ultraharte Röntgenstrahlung ventral versus Helax....39
IV.1.7 15 MV ultraharte Röntgenstrahlung dorsolateral bds. versus Helax....41
IV.1.8 Cobalt dorsales Gegenfeld versus Helax....43
IV.1.9 Betrachtung der Meßpunkte im Lungengewebe....45
IV.1.10 Zusammenfassung und Vergleich der Meßreihen und Kalkulationen....46
IV.2 Vergleich der verschiedenen Feldeinstellungen mit Hilfe des Planungsrechners Helax....49
IV.2.1 9-Feldertechnik versus Struma-T-Feld mit ventrolateraler Aufsättigung....50
IV.2.2 7-Feldertechnik versus Struma-T-Feld mit ventrolateraler Aufsättigung....51
IV.2.3 7-Feldertechnik versus 9-Feldertechnik....52
V. Diskussion....53
V.1 Indikation zur perkutanen Strahlentherapie und Qualitätskontrolle....53
V.2 Vergleich der Meßwerte mit der Helaxkalkulation ; Fehleranalyse....53
V.2.1 Lage der Meßpunkte im Feld....53
V.2.2 Fehlerquellen der Dosismessungen am Phantom....56
V.2.2.1 Thermolumineszenzdosimeter....56
V.2.2.2 Phantompositionierung bei der Bestrahlung....56
V.2.2.3 Exaktheit der Monitorunits....57
V.2.2.4 Dosishomogenität des Strahlenbündels....57
V.2.3 Fehlerquellen der Dosiskalkulationen am Planungsrechner Helax....57
V.2.4 Fehlerquellen des Phantoms....58
V.3 Vergleich der alten mit den neuen Feldeinstellungen....59
VI. Zusammenfassung....62
VII. Anhang....63
VIII. Literaturverzeichnis....68
Danksagung....75
Lebenslauf....76

I. Einleitung

Das Schilddrüsenkarzinom gehört zu den selteneren Malignomen. In den USA nimmt es den 12. Platz der bösartigen Erkrankungen ein (6). Die Mortalitätsrate liegt in Deutschland bei Männern bei ca. 0,2-1,2 und bei Frauen bei ca. 0,8-2,8 pro 100.000 Einwohner pro Jahr (58), wobei übereinstimmend eine Bevorzugung des weiblichen Geschlechts mit einem Verhältnis von 2:1 bis 3:1 auffällt (22). Die Altersverteilung ist bimodal mit dem ersten Gipfel zwischen dem 20. und 30. Lebensjahr sowie einem zweiten, breiten Gipfel im höheren Lebensalter (19).

Die Pathogenese ist multifaktoriell. Ionisierende Strahlung ist ein wichtiger Risikofaktor. Dies konnte an einer retrospektiven Studie nach therapeutischer Thymusbestrahlung gezeigt werden (58). Besonders im Alter bis zu 4 Jahren ist die Schilddrüse sehr strahlensensibel, so daß auch geringe Strahlendosen, wie z.B. die durch den radioaktiven Fallout von Jod^{131} nach der Reaktorkatastrophe von Tschernobyl verursachte, eine deutliche Erhöhung des Schilddrüsenmalignomrisikos zur Folge haben (51). Die Latenzzeit ist mit 3 bis 40 Jahren, im Mittel 10-15 Jahre, relativ lang.

Gutartige Schilddrüsenerkrankungen wie Jodmangelstrumen stellen einen eigenständigen Risikofaktor dar (23), der durch erhöhte TSH-Stimulation noch verstärkt werden kann (10).

Genetische Faktoren spielen ebenfalls eine Rolle. So ist bei $^2/_3$ der Patienten mit anaplastischem Schilddrüsenkarzinom eine Punktmutation p53 des MEN-Gens auf Chromosom 10 nachweisbar. Besonders bei dem medullären Karzinom kommen 20% der Fälle familiär gehäuft vor, $^2/_3$ davon im Rahmen der MEN 2a bzw. 2b, so daß hier die Gentypisierung der Familienangehörigen und Screening des Serumcalcitonins als Tumormarker für die Früherkennung sinnvoll sind (19).

Bei der Schilddrüse werden wahrscheinlich okkulte Karzinome durch Promotoren, eventuell darunter Östrogen, zur unkontrollierten Zellteilung und somit zum Ausbruch einer manifesten Erkrankung gebracht.

Die als typisches Erstsymptom geltende Heiserkeit infolge einer Rekurrensparese ist nur bei 2% der Patienten vorhanden. In der Regel führen eine progrediente Knotenstruma oder auffallende cervikale Lymphknoten zum Aufsuchen des Arztes. Nicht selten stellt sich ein follikuläres Karzinom erst nach histologischer Begutachtung einer klinisch eher unbedenklich erscheinenden Struma nodosa heraus, da insbesondere auch die Punktionszytologie keine sichere Abgrenzung zwischen follikulärem Karzinom und Adenom zu leisten vermag (53) und erst die im Paraffinschnitt nachweisbaren Gefäßeinbrüche die Diagnose eines Karzinoms sichern (13).

Histologisch stellen die differenzierten, von den Thyreozyten ausgehenden papillären und follikulären Karzinome mit einem Anteil von 90% an den Schilddrüsenkarzinomen den größten Anteil. Annähernd 10% werden je zur Hälfte vom medullären Karzinom, das von den C-Zellen ausgeht, und vom undifferenzierten, anaplastischen Karzinom gestellt. Letzteres nimmt mit einem infausten Verlauf auch prognostisch eine Sonderstellung ein. Unter Jodsubstitution ist zunächst in der Schweiz und jetzt auch in Deutschland eine relative Zunahme des ohnehin häufigeren papillären Karzinoms (58) und ein Rückgang des follikulären und besonders des anaplastischen Karzinoms zu verzeichnen (13).

Häufigkeit und Überlebensraten in Abhängigkeit zur Histologie

Tabelle 1

Übersicht über anteilmäßige Häufigkeit und stadienunabhängiges 10-Jahresüberleben der primären Schilddrüsenkarzinome

Histologie	Anteil in %	10a-Überleben in %
follikulär	ca. 15	ca. 60 - 90
papillär	ca. 70	ca. 85 - 95
medullär (C-Zell)	ca. 5	ca. 60
anaplastisch	ca. 5	ca. 0
Sonstige	ca. 5	-

Die Prognose hängt wesentlich vom histologischen Typ des Karzinoms ab. Außerdem spielen Stadium, Lebensalter und Geschlecht eine wichtige Rolle (30,62). Während bei Patienten unter 45 Jahren beim differenzierten Schilddrüsenkarzinom auch noch bei Fernmetastasierung ein kurativer Ansatz besteht, verschlechtert sich die Prognose bei den älteren Patienten bereits deutlich bei einem intrakapsulären Karzinom von über 3cm Größe und ist bei Fernmetastasierung in aller Regel infaust (s. Tabelle 1) (71,61,27,43).

UICC Risikoeinteilung

Tabelle 2

UICC Risikostadieneinteilung des Schilddrüsenkarzinoms

TNM-Stadium (1997)			Histologie / Alter			
			papillär / follikulär		medullär	anapl.
T	N	M	< 45 a	> 45 a	altersunabhängig	
T1	N0	M0	I	I	I	IV
T2	N0	M0	I	II	II	IV
T3	N0	M0	I	III	II	IV
T4	N0	M0	I	III	II	IV
T1-T4	N1	M0	I	III	III	IV
T1-T4	N0-N1	M1	II	IV	IV	IV

Im Durchschnitt wird die 10a-Überlebensrate stadienunabhängig beim papillären Karzinom mit ca. 78%-91%, beim follikulären Karzinom mit ca. 66%-78% und beim medullären

Karzinom noch mit ca. 60% angegeben. Jüngeres Lebensalter (< 40 bis 45 Jahre) sowie weibliches Geschlecht begünstigen die Prognose. Beim anaplastischen Karzinom ist die Prognose infaust (3,12).

TNM-Klassifikation des Schilddrüsenkarzinoms

Tabelle 3

TNM-Klassifikation 1997

Tumorgröße			**Lymphknotenbeteiligung**		**Fernmetastasierung**	
T1	≤ 1cm	nicht kapsel-überschreitend	N0	nicht nachgewiesen	M0	nicht nachweisbar
T2	≤ 4cm > 1cm		N1a	ipsilaterale reginale LK	M1	nachweisbar
T3	> 4cm		N1b	bilaterale / mediastinale LK	Mx	unbekannt
T4	kapselüberschreitend		Nx	unbekannt		

II. Problemstellung

Während beim anaplastischen Schilddrüsenkarzinom nur eine palliative Therapie möglich ist, besteht beim medullären, follikulären und insbesondere beim papillären Karzinom in der Regel ein kurativer Therapieansatz. Dies gilt auch bei lokoregionaler und lymphogener Metastasierung.

Der erste Pfeiler der kurativen Therapie besteht in der Operation mittels totaler Thyreodektomie (37). Nur bei einem kleinen (< 1cm), hochdifferenzierten, papillären Karzinom reicht die Hemithyreodektomie (11). Je nach postoperativem Lymphknotenstatus ist eine ergänzende modifizierte Neck-Dissektion auf der betroffenen Seite notwendig (45).

Bei den etwa 80% jodspeichernden Karzinomen, zu denen das papilläre und follikuläre Karzinom in der Regel gehören, ist neben vorangehender szintigrafischer Diagnostik zur Metastasensuche eine Radiojodtherapie indiziert. Im Falle einer durch den Radiojodtest nachgewiesenen Jodspeicherung wird durch die folgende Radiojodtherapie das eventuell postoperativ verbliebene Schilddrüsengewebe eliminiert, so daß Thyreoglobulin als Tumormarker verwendbar wird. Eine Radiojodtherapie sollte auch prophylaktisch ohne nachgewiesene Metastasen erfolgen. Entscheidend ist die vorherige, mindestens 4-wöchige Karenz von Jodsubstitution, anderen jodhaltigen Medikamenten und auch Kontrastmitteln. Es werden dann, teilweise in Abhängigkeit von einer 24h-Uptake-Messung, ca. 1-4 GBq J^{131} in mehreren Zyklen appliziert (8).

Aufgrund der geringen Reichweite von ca. 2 mm mit einer Halbwertstiefe von nur 0,5 mm der ausgesandten ß-Strahlung sind Energiedosen von bis zu 500 Gy im Tumorrest zu erreichen.

Ob auch bei nicht speicherndem Tumorgewebe durch das in direkter Nachbarschaft liegende jodspeichernde Schilddrüsengewebe eine effektive Bestrahlung von lokoregionalen Rezidiven oder Tumorresten erzielt werden kann, ist umstritten (52).

Die Rezidivwahrscheinlichkeit sinkt durch die Radiojodtherapie beim papillären Karzinom von 60% auf 25%, beim follikulären Karzinom von 75% auf 45% (57). Eine Elimination der Lymphknotenmetastasen gelingt in 70%, der pulmonalen Metastasen in 50% und der Knochenmetastasen in 10% der Fälle (42). Nach 3 Monaten sollte eine Kontrollszintigrafie erfolgen, der ein erneuter Zyklus mit 4 GBq Radiojodtherapie bei Nachweis von Speicherherden folgt (25).

Aufgrund der deutlichen Verbesserung des rezidivfreien Überlebens sind die Nebenwirkungen wie sicca-Symptomatik, passagere Panzytopenie und Gastritis, zu tolerieren. Allerdings kommt es innerhalb von 5 Jahren bei 1% der Patienten zu einer Leukämie. Im Falle von jodspeichernden pulmonalen Metastasen kommt es bei 1%-10% zu Lungenfibrosen, was angesichts der reduzierten Prognose bei dieser Patientengruppe gut tolerabel ist.

Als Ergänzung der chirurgischen Therapie und Radiojodtherapie hat sich die perkutane Strahlentherapie etabliert (24).

Bei anaplastischen Karzinomen gibt es nur eine palliative Therapie, wobei eine kombinierte Radiochemotherapie nach Thyreodektomie und Lymphadenektomie die beste primäre Responderrate aufweist. (15,7). Die Rezidiv- und Fernmetastasierungsrate kann jedoch nicht dauerhaft günstig beeinflußt werden, sodaß die mediane Überlebenszeit nur von 0,6 auf 1,0 Jahre verlängert wird (40,34,15).

Bei medullären Karzinomen wird laut Jensen durch zusätzliche Radiatio unter Dosissteigerung im Zielvolumen bei makroskopischer, im Gegensatz zur mikroskopischen unvollständigen Resektion, eine Verbesserung der 5-Jahresüberlebensrate von 91% auf 100% bei negativem Lymphknotenstatus erzielt. Auch unter palliativem Therapieansatz sei eine Verlängerung der Überlebenszeit in 75% der Fälle durch die perkutane Radiatio möglich (31). Die mikro- und makroskopisch unvollständige Resektion wird allgemein beim medullären Schilddrüsenkarzinom als Indikation zur perkutanen Strahlentherapie anerkannt (26,55), obwohl es auch andere Einschätzungen gibt (70,47).

Im Falle der differenzierten papillären und follikulären Karzinome ist die Beurteilung der perkutanen Strahlentherapie ebenfalls nicht einheitlich (35).

Sheline et al. berichteten bereits 1966 über 58 Patienten, die von 1935-1964 perkutan mit einer Dosis von 30-50 Gy bestrahlt wurden. Die Ergebnisse legten eine Prognoseverbesserung durch die perkutane Strahlentherapie bei fortgeschrittenem differenziertem Karzinom und inkompletter Resektion nahe (63). In einer Auswertung von 113

bestrahlten Schilddrüsenkarzinompatienten konnte in dem Studienarm der Patienten mit makroskopischem Tumorrest postoperativ immer noch bei 37% eine komplette Remission im Bestrahlungsvolumen erzielt werden (48), während andere Autoren beim differenzierten Karzinom mit kombinierter Radiojodtherapie unter denselben Bedingungen sogar ein rezidivfreies 5-Jahresüberleben von 62% angeben (69). Eine Verbesserung der Gesamtüberlebensrate wird jedoch auch in Frage gestellt (49). Leisner zeigte 1982 an einer Untersuchung von 240 Patienten mit organüberschreitendem Tumorwachstum die Verbesserung des 5-Jahres- und 8-Jahresüberlebens in der Gruppe der perkutan bestrahlten Patienten (88% und 75% versus 68% und 38%) bei etwa gleicher Rezidivhäufigkeit (38). Während Leisner jedoch die Verbesserung der Überlebenszeit bei etwa gleicher Rezidivhäufigkeit mit der geringeren und späteren Fernmetastasierung nach perkutaner Radiatio erklärt, zeigt Samaan 1992 in der Nachbeobachtung von 1599 Patienten, daß das ausgedehnte Lokalrezidiv und nicht die Fernmetastasierung am häufigsten zum Tode führt (60). Ob die Prognoseverschlechterung bei Lymphknotenbeteiligung auf diese selbst oder nur auf die in diesen Fällen auch größere Tumorausdehnung zurückzuführen ist, ist fraglich (39). Benker konnte 1990 in der Nachbeobachtung von 932 Patienten, von denen 346 vor Radiojodtherapie mit einer Dosis von 40-70 Gy perkutan bestrahlt wurden, keine Verbesserung der Prognose nachweisen (4). Farahati indessen verglich Therapieregime bei kapselüberschreitendem Karzinom und Lymphknotenbeteiligung, bei denen die perkutane Radiatio die einzige Variable darstellte. Hier konnte hochsignifikant (p=0,004) ein Nutzen der perkutanen Strahlentherapie bezüglich lokoregionaler und Fernmetastasen gezeigt werden (17). Georgi empfahl 1992 ebenfalls die perkutane Radiatio nach Thyreodektomie und Radiojodtherapie (25). Laut Simpson, der 1988 die Daten von insgesamt 1578 Patienten auswertete, kann nach inkompletter Tumorresektion durch die perkutane Strahlentherapie sowohl die lokoregionale Tumorkontrolle als auch die Überlebenszeit verbessert werden. Hierbei war die Kombination aus Radiojodtherapie und perkutaner Strahlentherapie postoperativ am günstigsten (64). Da die Prognose des papillären Karzinoms unabhängig vom Lymphknotenstatus im Stadium pT4 schlechter ist als im Stadium pT3 (TNM 1997), wird in diesen Fällen eine adjuvante perkutane Radiatio von der deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin empfohlen (36) .

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die Beurteilung des Nutzens der perkutanen Strahlentherapie beim differenzierten Schilddrüsenkarzinom durch viele Faktoren erschwert wird.

Die gute Prognose macht lange Nachbeobachtungszeiträume notwendig, in denen die diagnostischen und therapeutischen Möglichkeiten verbessert werden. Dadurch ändern sich z.T. auch die präoperativen Stadieneinteilungen.

Die in Studien verglichenen perkutan bestrahlten Patienten bilden eine sehr heterogene Gruppe bezüglich Alter, Geschlecht und Tumorstadium, die ebenfalls großen Einfluß auf die Prognose haben (4,67,1,29), auch wenn ihre Gewichtung unterschiedlich beurteilt wird (39). Außerdem unterscheiden sich die Patienten hinsichtlich der Operationsmodalität und Vortherapie, insbesondere einer vorausgehenden Radiojodtherapie. Bezüglich der perkutanen Strahlentherapie variieren sowohl die Strahlenqualität als auch die Herddosis. Mittlerweile haben Kreis- und Linearbeschleuniger, mit denen ultraharte Röntgenstrahlung (UHR) erzeugt wird, Cäsium- und Cobalt^{60}-Quellen fast vollständig verdrängt.
In einigen Studien besteht für den kurativen Ansatz im Bereich des Zielvolumens eine Unterdosierung (44). Dosisvergleiche werden durch unterschiedliche Spezifikationsangaben erschwert (5,32,66). Mehr Klarheit wird eine 1999 in Münster begonnene prospektive randomisierte Studie bringen, deren einzige Variable die perkutane Strahlentherapie ist. Ergebnisse sind allerdings erst in ca. 10 Jahren zu erwarten.

Am Klinikum Großhadern wird die Indikation zur perkutanen Strahlentherapie des Schilddrüsenkarzinoms in Abhängigkeit von der TNM-Klassifikation gemäß dem Freiburger Konsensus gestellt (s. Tabelle 4) (12). Diese vom Freiburger Tumorzentrum iniziierte Richtlinie wird von vielen Autoren anerkannt (26,21,58,12). Die wichtigsten Kriterien sind dabei der Resektionsstatus, die Kapselüberschreitung und der Lymphknotenstatus (18,12). Neben eindeutigen Empfehlungen läßt der Freiburger Konsensus in Grenzfällen Spielraum für individuelle Entscheidungen, die von einer interdisziplinären Konferenz von Radioonkologen, Nuklearmedizinern, Onkologen und Chirurgen gefällt werden sollten. Gerade in diesen Fällen ist die ohnehin schon selbstverständlich notwendige Einbeziehung des Patienten nach umfangreicher Aufklärung besonders wichtig.

Freiburger Konsensus (54)

Tabelle 4

Indikationen zur perkutanen Strahlentherapie und Radiojodtherapie beim follikulären und papillären Schilddrüsenkarzinom (Freiburger Konsensus)

pTNM (1997)			papillär		follikulär		medullär		anaplastisch	
			Radiojod	perkutan	Radiojod	perkutan	Radiojod	perkutan	Radiojod	perkutan
pT1	N0	M0	nein	nein	Ja	nein	nein	nur bei R1/R2 Resektion	nein	ja
pT1	N1	M0	ja	individuell	Ja	individuell	nein		nein	ja
pT2/3	N0	M0	ja	nein	Ja	nein	nein		nein	ja
pT2/3	N1	M0	ja	individuell	Ja	individuell	nein		nein	ja
pT4	N0	M0	ja	ja	Ja	ja	nein		nein	ja
pT4	N1	M0	ja	ja	Ja	ja	nein		nein	ja
alle		M1	ja	individuell	Ja	individuell	nein		nein	ja

Risikofaktoren, die für eine Radiatio sprechen: Alter (>45), Geschlecht (m), Histologie (foll. / onkocytär), Diff. (G III), Resektionsausmaß (R1), Lokalisation der Fernmetastasen.

Zielvolumen 1.Ordnung bei der Radiatio der Schilddrüse ist zum einen das Gebiet des ehemaligen Tumors mit einem Sicherheitssaum von 0,5 bis 2,0 cm. Entsprechend der lymphogenen Ausbreitung über die cervicalen, supra- und infraclaviculären sowie vorderen mediastinalen Lymphknoten bildet dieses Gebiet das Zielvolumen 2. Ordnung. Die Trachealbifurkation und das Zungenbein bzw. die Kieferwinkel dienen als caudale bzw. craniale Begrenzungsstrukturen bei der Feldeinstellung.

Das Hauptproblem besteht in der Schonung des Rückenmarks und des Armplexus sowie, je nach verwendeter Bestrahlungstechnik, auch der mitbestrahlten Lungenabschnitte bei gleichzeitig hinreichender Dosierung im Zielvolumen, das sich etwa hufeisenförmig um das Rückenmark legt.

Aufgrund der unterschiedlichen Tiefe der Zielvolumina zwischen ca. 0,5-3,0 cm (Schilddrüsenbett) und mediastinaler Lymphknoten (bis ca. 6 - 8cm) ist die Kombination verschiedener Strahlenqualitäten sinnvoll (2,28). Zur Schonung des Rückenmarks wurden auch biaxiale Pendelbestrahlungen durchgeführt (59,68). Die alleinige Bestrahlung mit schnellen Elektronen (9) fand aufgrund der schlechten Hautschonung und der Dosisinhomogenität in der Tiefe keine breite Verwendung.

Bei Verwendung weicherer Strahlung im ventralen Stehfeld zur Schonung des Rückenmarks wird eine höhere Hautbelastung in Kauf genommen (s. Diagramm 17). Außerdem ist hier die Dosis im Mediastinum unzureichend, so daß dorsale Gegenfelder mit Rückenmarksblock (28) oder dorsolaterale bzw. ventrolaterale Felder unter Aussparung des Rückenmarks zur Dosissteigerung im Mediastinum Verwendung finden (34).

In der Klinik für Radioonkologie des Klinikums Großhadern erfolgte die Bestrahlung bis 1997 über ein ventrales Co^{60}-Stehfeld mit Bleiabschirmung der im caudalen Feldbereich liegenden Lungenabschnitte (Struma-T-Feld). Die Dosierung bezog sich auf 3 cm Tiefe auf den Zentralstrahl. Nach Erreichen von 36 Gy am Rückenmark wurde bei positivem Lymphknotenstatus über ventrolaterale Felder (80^0 und 280^0 Gantrywinkel), bei negativem Lymphknotenstatus über dorsolaterale Felder (110^0 und 260^0 Gantrywinkel) mittels 8 MV ultraharter Röntgenstrahlung auf eine Herddosis von 50 Gy unter Schonung des Rückenmarks aufgesättigt (34,50).

Ab 1997 wurde die Bestrahlung gemäß den Dosierungsrichtlinien der Münsteraner Studie durchgeführt (s. Tabelle 5).

Hierbei erfolgt die Bestrahlung mittels Vielfeldertechnik (7 Felder und mehr) gemäß computergestützter 3D-Planung, wobei 6 MV und 15 MV ultraharte Röntgenstrahlung eingesetzt wird. Mittels Multileaf-Technik ist eine einfache, individuelle Feldanpassung möglich. Durch Unterteilung des Bestrahlungsfeldes in craniale und caudale Halbfelder wird

eine weitestgehend homogene Bestrahlung des Zielvolumens 1.Ordnung mit den unten genannten Dosen bei gleichzeitiger Schonung der Risikoorgane möglich (s. Tabelle 5).

Münsteraner Studie

Tabelle 5

Dosierungsplan nach Münsteraner Studie (1999), alle Einzelfraktionen 1,8 Gy

TNM-Stadium (1997) und Resektionsstatus				Dosis im Referenzpunkt in Gy	
T	N	M	R	ZV1	ZV2
T4	N0	M0	R0	59,4	50,4
T4	N1	M0	R0	59,4	54,0
T4	N0	M0	R1	66,6	50,5
T4	N1	M0	R1	66,6	54,0

Mit Hilfe der verbesserten Bestrahlungsplanung und automatischen Übernahme der Planungsdaten auf das Bestrahlungsgerät, wie Kollimator und Gantrywinkel, Lamellenblenden etc., werden immer komplexere Bestrahlungstechniken praktikabel. Somit sind die nun verwendeten Vielfelderbestrahlungen trotz ihrer Komplexität rasch durchzuführen und leicht individuell modifizierbar.Aufgrund der ohnehin guten Prognose des differenzierten Schilddrüsenkarzinoms sind iatrogene Schädigungen auf der einen und Unterdosierungen mit Verfehlung des Therapiezieles auf der anderen Seite besonders tragisch. Die in der Strahlentherapie unerläßliche Qualitätskontrolle ist im Falle des Schilddrüsenkarzinoms also von besonderer Bedeutung.

Die vorliegende Arbeit vergleicht die bis 1997 durchgeführte Bestrahlungstechnik (ventrales Cobalt-Stehfeld mit Lungenblöcken, sogenanntes Struma-T-Feld, und dorsolaterale bzw. ventrolaterale Aufsättigung mittels 8 MV ultraharter Röntgenstrahlung) mit der neuen Vielfeldertechnik, bei der ausschließlich ultraharte Röntgenstrahlung verwendet wird. Hierbei interessiert besonders die Schonung von Rückenmark und Lunge bei gleichzeitiger Maximierung der Herddosis. Der Vergleich der Bestrahlungstechniken erfolgte an einem Helax-Planungsystem.

Zuvor wurde die Validität der Dosisberechnungen des Helaxsystems experimentell nachgewiesen. Dazu wurde ein mit Thermolumineszenzdosimetern (TLD) bestücktes Humanoid-Phantom mit der bis 1997 verwendeten Technik bestrahlt und die Meßergebnisse mit den Werten des Planungsrechners verglichen.

Zudem wurde die Phantombestrahlung der ventralen und dorsolateralen Felder jeweils mit $Cobalt^{60}$ (1,2 MV), 6 MV und 15 MV ultraharter Röntgenstrahlung durchgeführt, um die verschiedenen Strahlenqualitäten bei identischen Feldeinstellungen dosimetrisch vergleichen zu können.

III. Material und Methode

III.1 Die Dosismessungen am Phantom

III.1.1 Das RT-Humanoid-Phantom

Bei dem Phantom handelt es sich um einen Torso aus Isocyanatgummi, das um ein versiegeltes Skelett gegossen wurde (s. Abbildung 1). Die Lunge ist durch feinblasigen Hartschaum ersetzt. Die oberen Luftwege und die Trachea wurden beim Ausguß ausgespart, so daß sie durch luftgefüllte Hohlräume nachgebildet werden. Somit werden die radiologischen Eigenschaften des Skeletts identisch, die des Lungengewebes durch den Schaum der Dichte 0.36 g/ml und des übrigen Gewebes durch den Isocyanatgummi der Dichte 0.985 g/ml annähernd naturgetreu simuliert. Es können zusätzlich zwei Mammae aus demselben Material an der Brustwand angebracht werden. Das Phantom ist in 35 Scheiben mit jeweils einer Dicke von 25 mm geschnitten, die durch mehrere Gewindestangen und Muttern aus Plexiglas im Innern des Torsos fixiert werden. Jede Scheibe enthält Bohrungen mit einem Durchmesser von 5 mm, die in einem quadratischen Raster von 30 mm angeordnet sind. Diese Bohrungen können wahlweise mit einem Zylinder aus Isocyanatgummi bzw. aus Hartschaum im Bereich der Lungen oder mit einem Plexiglasbehälter samt Deckel verschlossen werden. Der Plexiglaszylinder aus eigener Herstellung besitzt wiederum eine Bohrung von ca. 7 mm Tiefe und einem Durchmesser von wenig mehr als 1 mm, in die das Thermolumineszenzdosimeter (TLD) eingeführt werden kann. Die Bohrung des Gefäßes und der Deckel sind so bemessen, daß das TLD genau mittig innerhalb der 25 mm dicken Phantomscheibe positioniert ist. Durch die exakte Bohrung liegen die TLD dem Gefäß an, sodaß der Lufteinschluß weniger als 0.001 ml beträgt. Störeffekte sind zum einen die Gewindestangen und die TLD-Gefäße samt TLD, die zwar zum Isocyanatgummi nur eine geringfügig geringere, jedoch zum feinblasigen Schaum der Lunge eine deutlich höhere Dichte aufweisen. Aufgrund der geringen Querschnittsfläche der Gewindestangen und der TLD-Gefäße bzw. der Isocyanatzylinder dürften diese Abweichungen vernachlässigbar klein sein.

Abbildung 1

Alderson-Phantom von ventral und dorsolateral mit Feldmarkierungen

III.1.2 Die Thermolumineszenzdosimetrie

Die Thermolumineszenzdosimetrie findet in der Radiologie breite Anwendung. Am Klinikum Großhadern wurde durch Herrn PD Dr. Feist und sein Team das Thermolumineszenzdosimetrieverfahren optimiert und eine Standardabweichung von unter 1% bei der Absolutdosisbestimmung erzielt (20).

Thermolumineszenzdosimeter sind Halbleiterkristalle, in unserem Falle 6 mm lange Zylinder mit einem Durchmesser von 1 mm, die geringfügig (ca. 1%) mit kristallfremden Elementen versetzt (dotiert) sind und durch folgende physikalische Gesetzmäßigkeiten zur Dosimetrie verwendet werden können (20):

Valenzelektronen des Kristallgitters werden durch ionisierende Strahlung auf ein höheres Energieniveau ins Leitungsband und somit auf ein höheres Energieniveau angehoben. Sie sind teilweise in der Lage, weitere Elektronen aus dem Kristallverband in das Leitungsband zu heben.

Durch Störstellen im Kristall, im weiteren als Fallen bezeichnet, die größtenteils durch die Dotierung des Kristalls verursacht werden, wird ein Teil der Leitungsbandelektronen eingefangen und in einen stabileren, energieärmeren Zustand gebracht. Durch Erhitzen der Dosimeter bei der Auswertung können sie wieder aus den Fallen gelöst werden und gehen unter Aussendung eines Lichtquants wieder in den ursprünglichen Zustand im Valenzband zurück. Die emittierte Lichtmenge korreliert mit der vorher erzeugten Energiedosis. Bei

höheren Energiedosen ist das Verhältnis nicht mehr exakt linear und wird durch den experimentell bestimmten Supralinearitätsfaktor korrigiert.

Die Bindungsenergie der Elektronen in den Fallen variiert, sodaß nach Bestrahlung bereits unter Raumtemperatur Elektronen die Fallen unter Lichtemession verlassen, ohne daß diese bei der Auswertung erfaßt wird. Daher wird nach Bestrahlung und vor der Auswertung das Tempern der Dosimeter durchgeführt. Dabei werden die Dosimeter für 10 min auf 100^0C erhitzt. Hierbei werden die Elektronen mit geringer Bindungsenergie bereits aus den Fallen gelöst. Für den Auswertevorgang sind somit nur noch Elektronen mit größerer Bindungsenergie in den Fallen relevant, wodurch die Exaktheit des Verfahrens gesteigert wird. Nach der Auswertung werden alle TLD regeneriert, das heißt für 1h auf 400^0C erhitzt, damit der Ausgangszustand wieder hergestellt wird und die TLD für einen erneuten Meßzyklus zur Verfügung stehen.

Jedes Thermolumineszenzdosimeter hat nach Durchlaufen von 20-50 Meßzyklen sein ihm eigenes Ansprechvermögen, das heißt Lichtemission pro Gy Energiedosis, das sich in den folgenden Zyklen nur noch geringfügig ändert.

Bei TLD mit derselben Historie, die also immer gemeinsam bestrahlt, ausgewertet und regeneriert wurden, ist die Änderung des Kalibrierfaktors annähernd gleich. Daher werden die TLD in Chargen zusammengefaßt, die immer gemeinsam einen Meßzyklus durchlaufen. Eine Charge wird bei einer Messung immer in zwei Fraktionen unterteilt. Die erste Fraktion (F1) wird einer Kalibrierbestrahlung mit definierter Dosis (1 Gy) unterzogen, um die Änderung des Kalibrierfaktors zu ermitteln, die auf die zweite Fraktion (F2) übertragen werden kann, die zur eigentlichen Messung der Strahlendosis herangezogen wird.

Ein Meßzyklus einer Charge setzt sich also immer wie folgt zusammen:

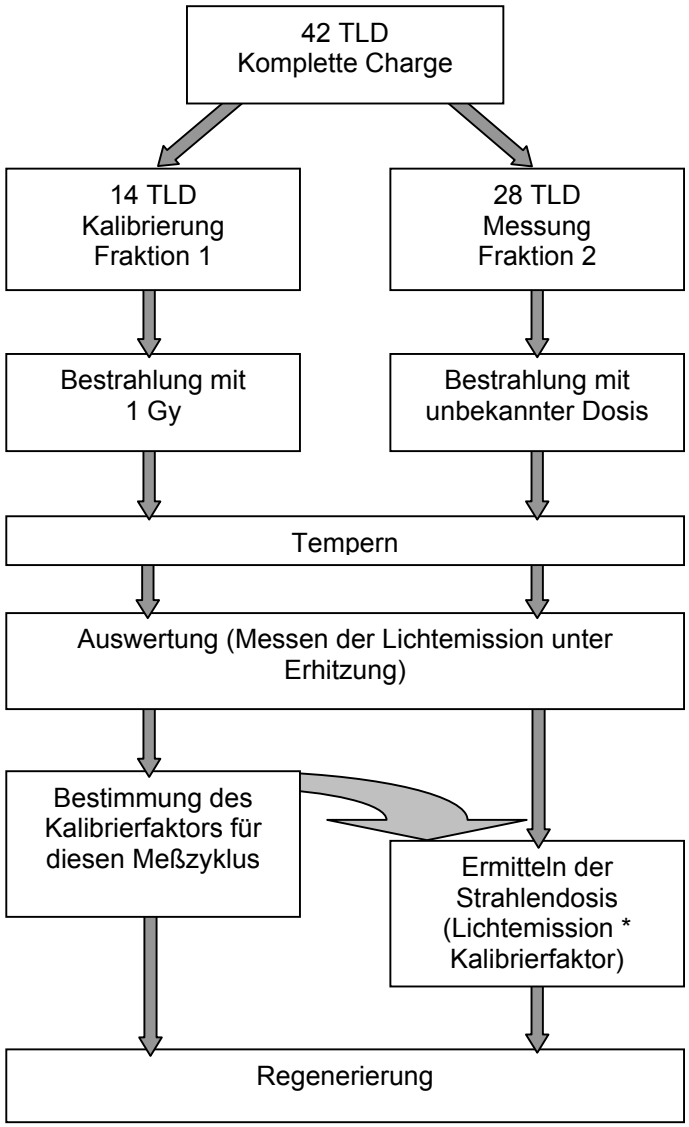
1) **Kalibrierung** (F1) Bestrahlung mit definierter Dosis zur Bestimmung der Kalibrierfaktoränderung
2) **Bestrahlung** (F2) Bestrahlung mit der zu messenden Energiedosis
3) **Tempern** Lösen der Elektronen mit niedriger Bindungsenergie aus den Fallen
4) **Auswertung** Erhitzung unter Messung der Lichtemission
5) **Regenerierung** Erhitzung auf 400^0 C zur Erreichung des Ausgangszustandes

Zu den vorliegenden Messungen wurden Lithiumfluorid-Dosimeter mit 6mm Länge und 1mm Durchmesser verwendet, die mit Magnesium und Titan dotiert sind (Fallen).

Zur Veranschaulichung ist ein Meßzyklus in Abbildung 2 grafisch dargestellt.

Die Dosismessung am Phantom wurde mit 3 TLD-Chargen zu je 42 TLD durchgeführt. Da insgesamt 84 Meßpunkte im Phantom bestückt wurden, konnten von jeder TLD-Charge 14 TLD der Kontrollgruppe zugeordnet werden. Diese wurden an einer separaten Cäsiumquelle

Abbildung 2 **Meßzyklus einer TLD-Charge**



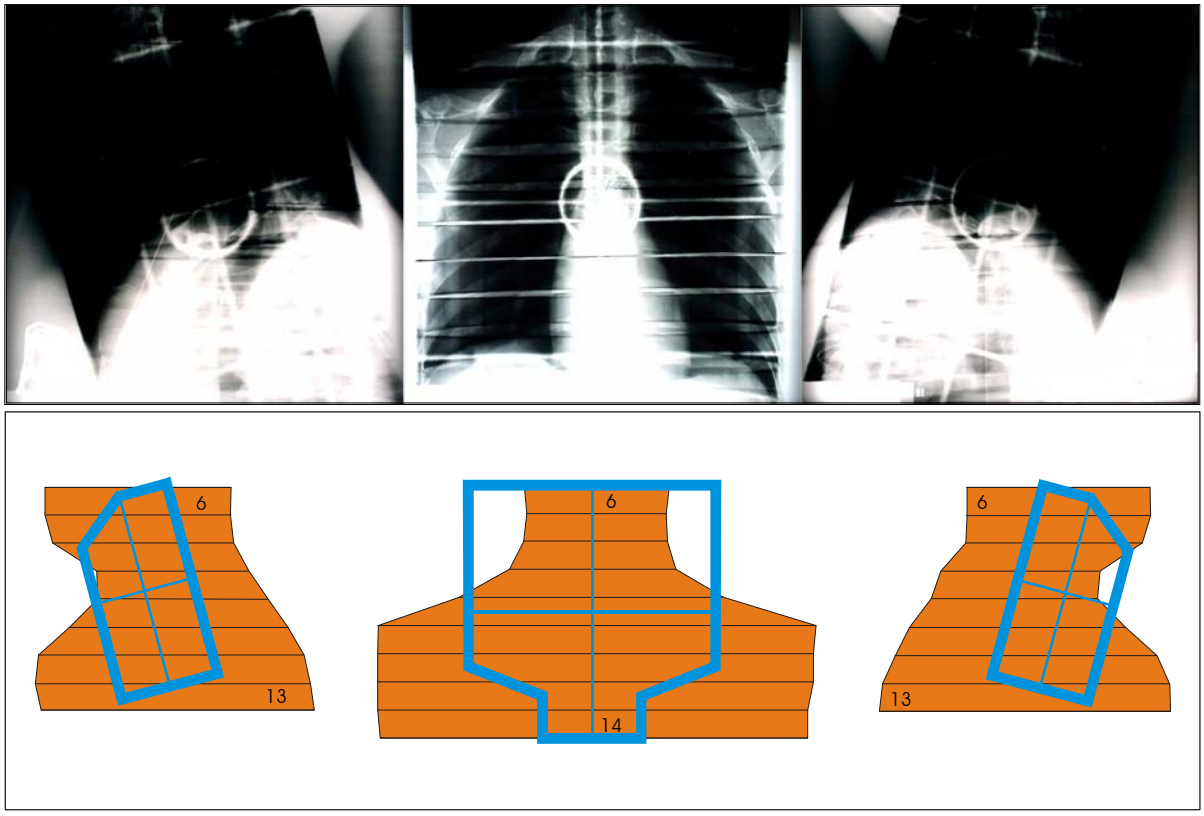
mit einer Dosis von 1,0 Gy bestrahlt. Anhand der Lichtemission bei bekannter Strahlendosis wurde daraus der Kalibrierfaktor ermittelt, so daß von der Lichtemission der zur Meßgruppe der Charge gehörenden restlichen 28 TLD direkt auf die Strahlendosis geschlossen werden konnte. Nach jeder Messung wurden die Dosimeter durch Erhitzen auf 400^0 regeneriert.

Da die Anzahl der Meßpunkte nach der ersten Bestrahlung von 80 auf 84 erhöht wurde, bot der direkte Vergleich der ersten beiden Meßreihen der ventralen Bestrahlung jeweils mit $Cobalt^{60}$ die Möglichkeit, die Methode der Thermolumineszenz-dosimetrie am Phantom zu validieren.

III.1.3 Meßanordnung

Mit Hilfe von Röntgenaufnahmen des Therapiesimulators erfolgte die Markierung der Feldgrenzen auf dem Phantom. Die fehlende Retroflexierbarkeit des Kopfes und ein atypischer Schultertiefstand mit annähernd horizontal verlaufender Clavicula erschwerten die patientennahe Simulation und führten bei den dorsolateralen Feldern zu leicht verändertem FHA von ca. 95 cm statt 100 cm. Die Leitstrukturen zur Feldeinstellung bildeten Trachealbifurkation, Mandibula sowie die Wirbelsäule mit erkennbarem Spinalkanal zur Bestimmung der dorsolateralen Felder.

Abbildung 3 **Therapiesimulatoreinstellungen (Röntgenbilder) und entsprechende maßstabsgetreue schematische Darstellung**



Diejenigen Scheiben, die das bestrahlte Zielvolumen umfaßten, wurden mit TLD bestückt. Aufgrund der Symmetrie der Feldanordnung beschränkten wir uns auf die linke Phantomhälfte mit knapper Überschreitung der Mediosagittalebene. Die genaue Platzierung der TLD wurde durch die Bohrungen im Phantom vorgegeben. Insgesamt wurden so 84 Meßpunkte in den Phantomscheiben 7 – 14 mit TLD versehen, also einer Ausdehnung von 8 * 25 mm von cranial nach caudal, was der Feldgröße des ventralen Struma-T-Feldes von 225 mm Höhe exakt entspricht. Die Meßpunkte werden identifiziert durch die Phantomscheibennummer (7-14) und, durch Bindestrich getrennt, die Nummer des TL-Dosimeters innerhalb der Scheibe.

Die genaue Meßanordnung und der Bezug zu den jeweiligen Feldeinstellungen sind in den Abb. 5-12 dargestellt. Hierbei werden die Scheibenunterseiten des Phantoms zugrunde gelegt (siehe auch III.2.3). Das ventrale Struma-T-Feld weist bei Cobalt aufgrund des geringeren Fokus-Haut-Abstandes von nur 800 mm im Vergleich zu den anderen ventralen Bestrahlungen mit einem FHA von 1000 mm eine etwas größere Divergenz auf. Von Scheibe 12 bis Scheibe 14 fällt eine zunächst zunehmende Divergenz und dann Verschmälerung des ventralen Feldes auf, die durch die Blockabschirmung des Struma-T-Feldes zustande kommt.

Abb. 4 Scheibe 7

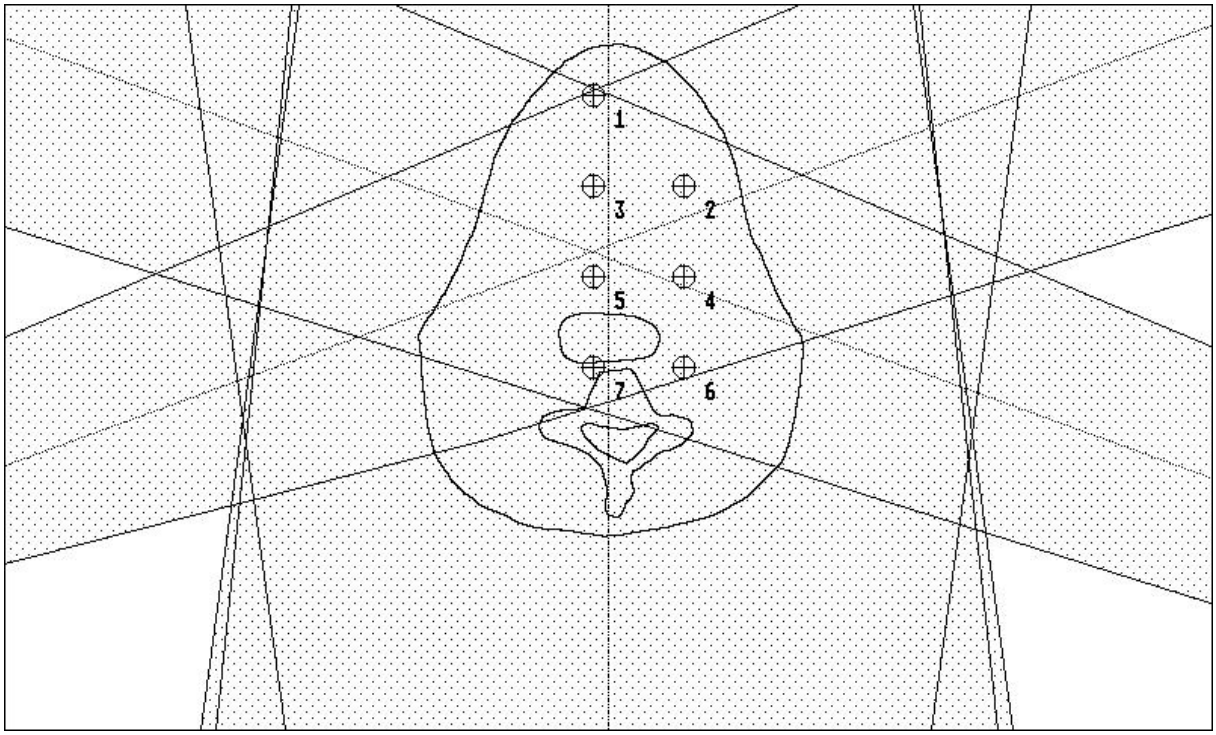


Abb. 5 Scheibe 8

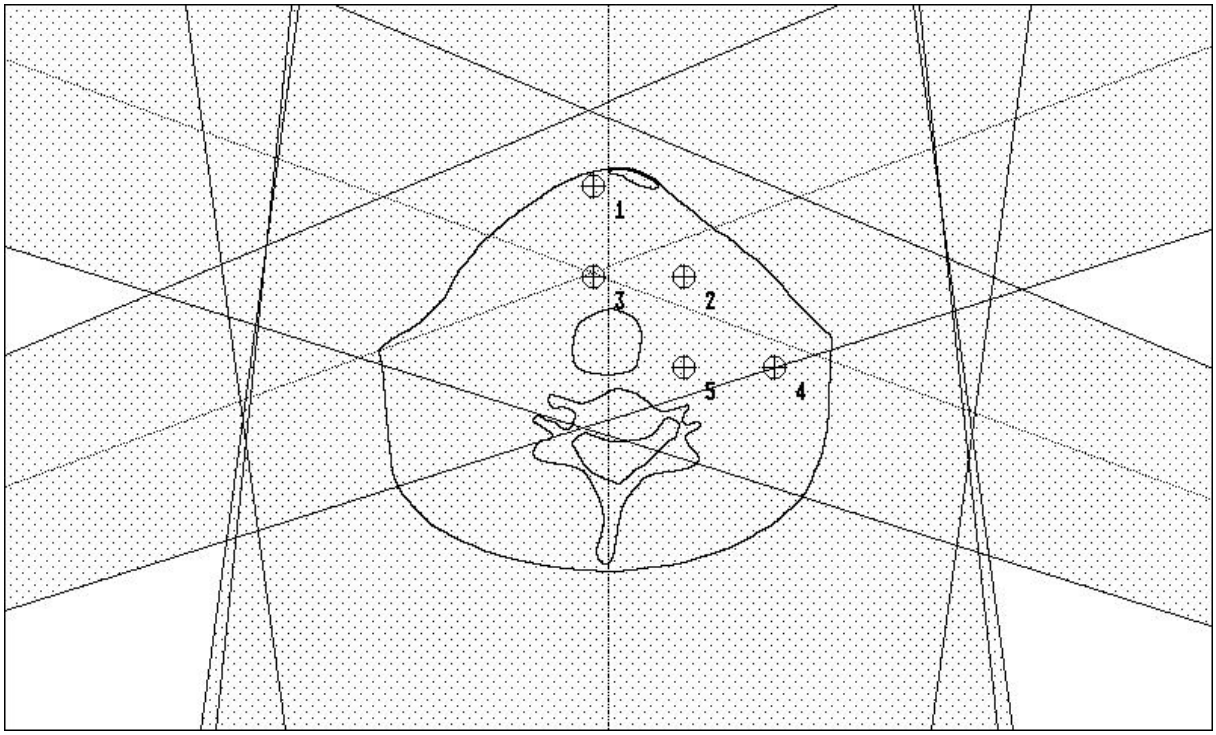


Abb. *6* Scheibe 9

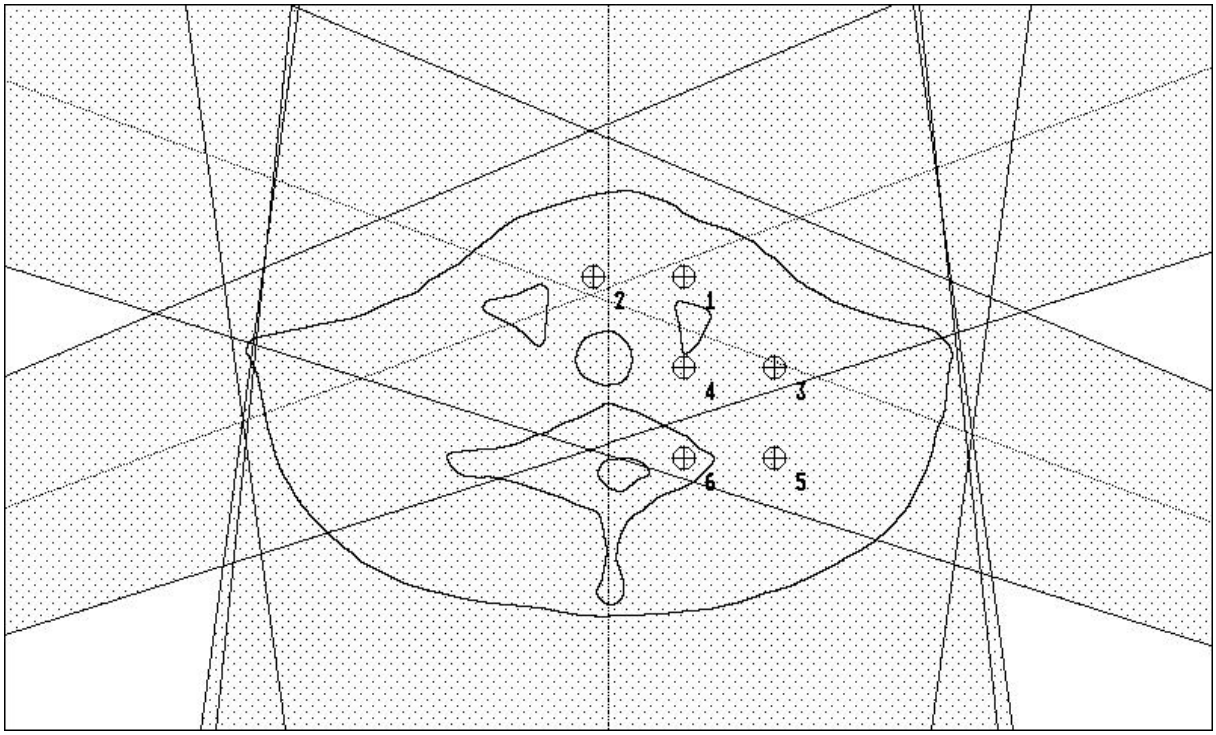


Abb. 7 Scheibe 10

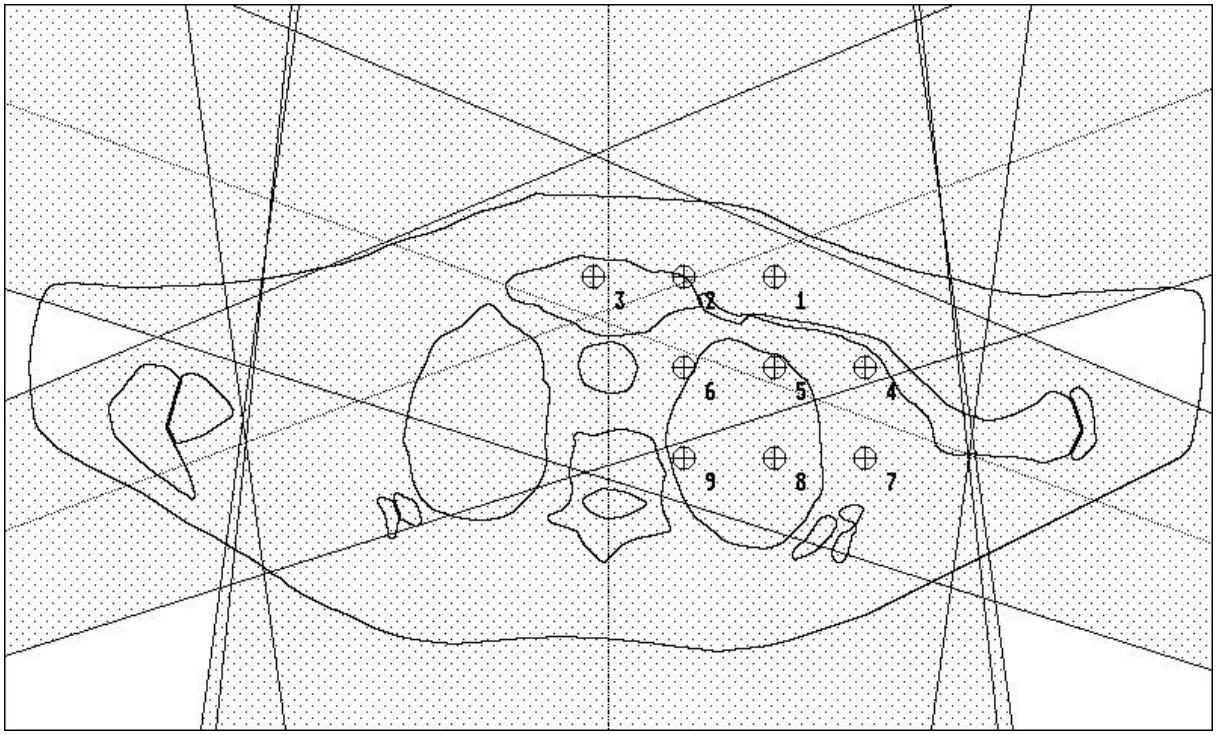


Abb. *8* Scheibe 11

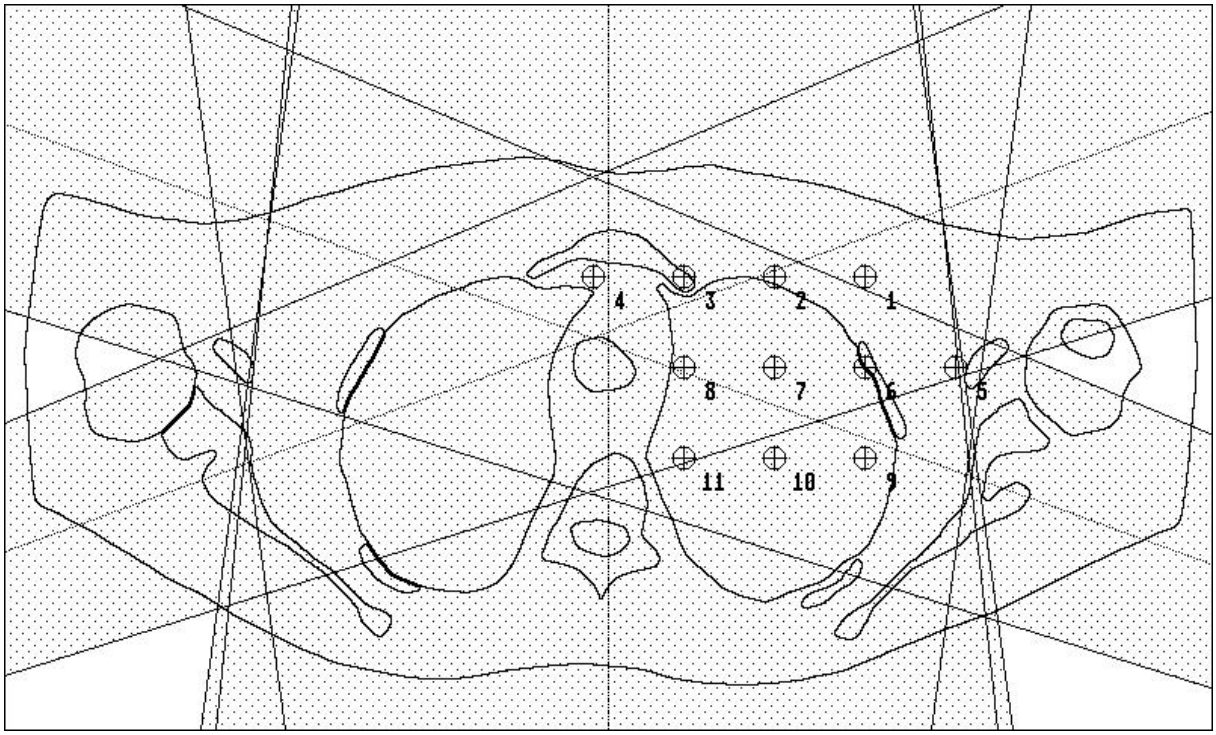


Abb. 9 Scheibe 12

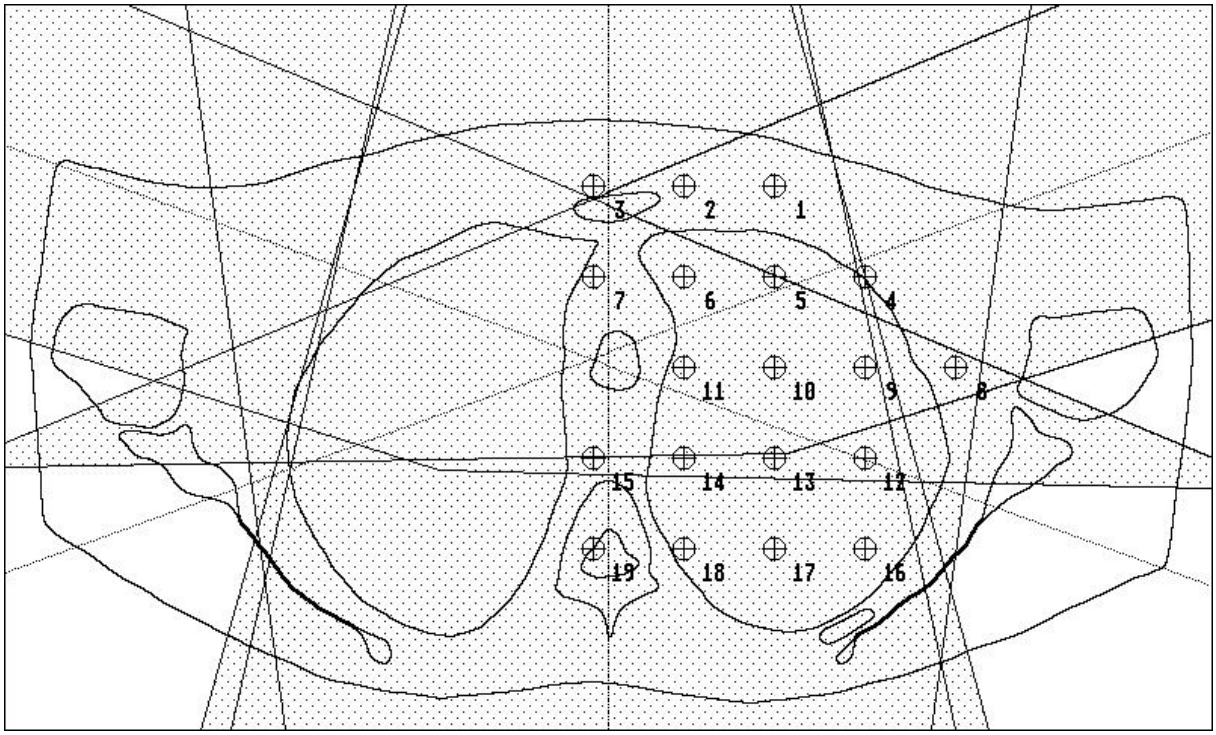


Abb. *10* Scheibe 13

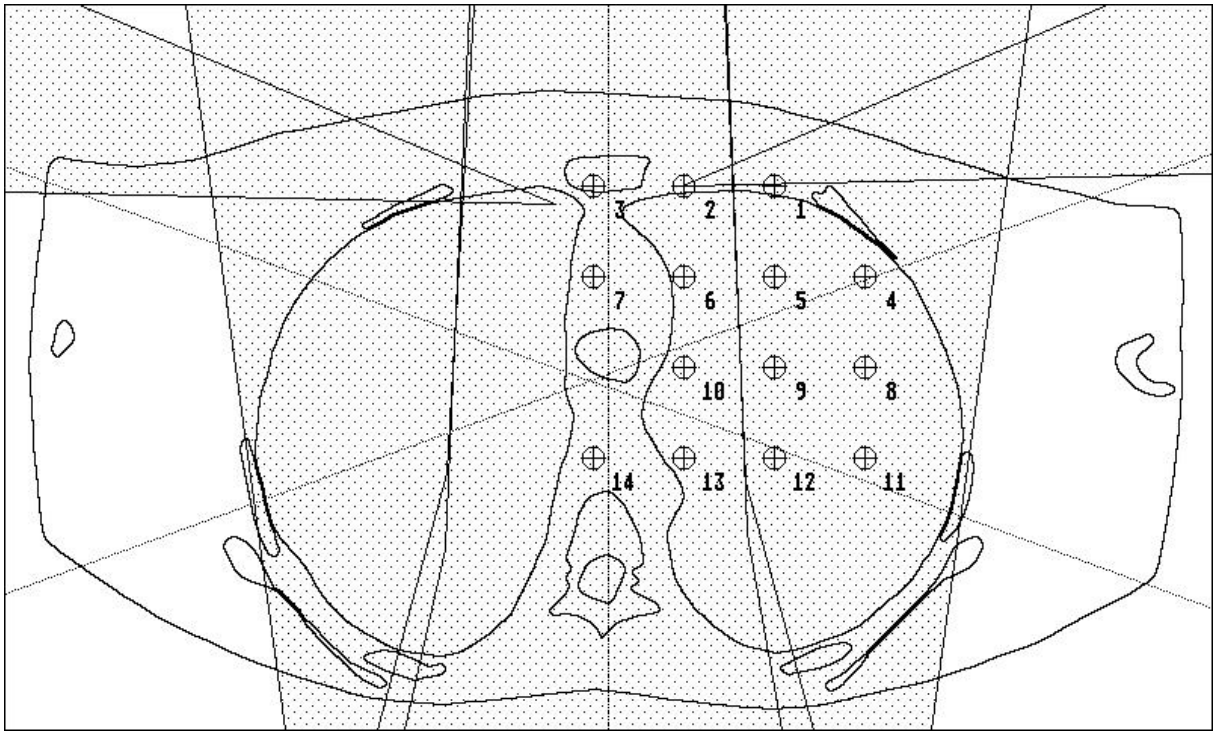
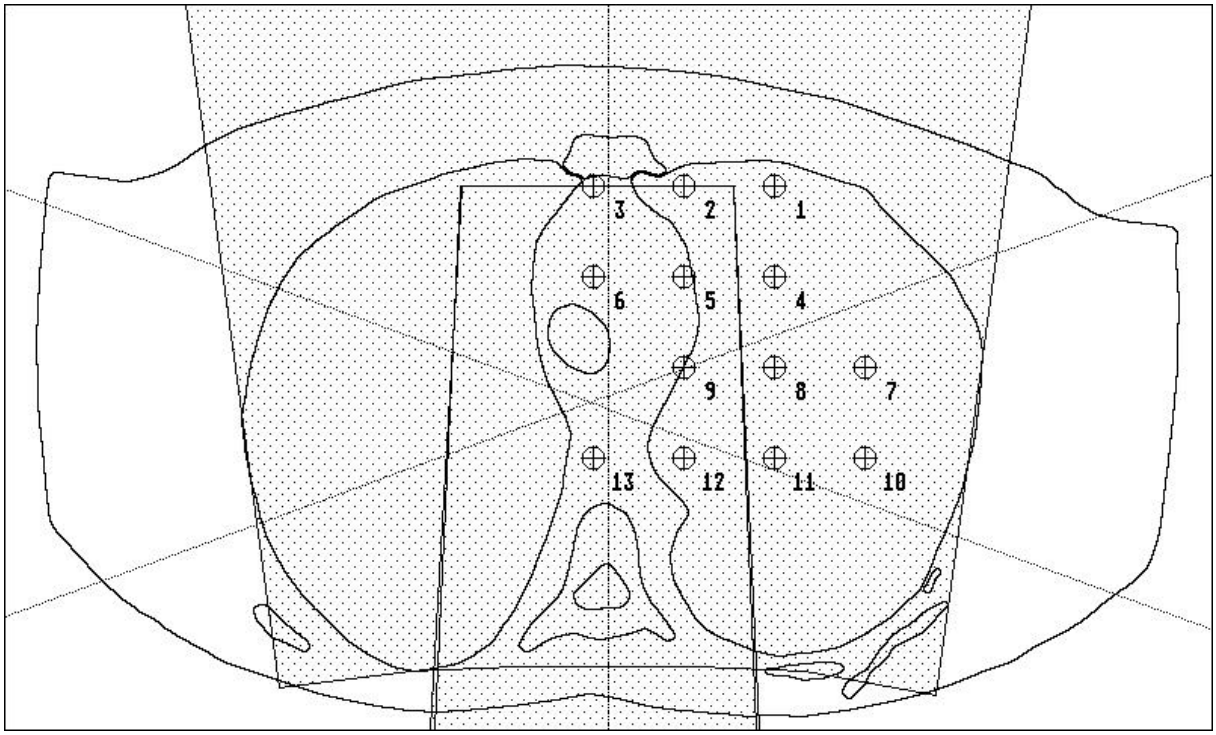


Abb. 11 Scheibe 14



III.1.4 Durchführung der Phantombestrahlung

Die zeitliche Abfolge der Bestrahlungen des Phantoms ist in der Tabelle 6 dargestellt. Hier werden auch die Berechnungen des Helax-Systems aufgeführt.

Übersicht über die Meßreihen

Tabelle 6

Übersicht über die Meßreihen und Helaxberechnungen

		Bestrahlung						Helaxberechnung		
Meßreihe *	Feldbezeichnung	Datum	MV	QHA	Länge	Breite	Klasse	Zeit / MU	Datum	Korrekturfaktor Gy / Isodose %
Co_ven_1	Struma-T	10.03.93	1,2	800	225	220	N	1,39	13.06.02	11,26514
Co_ven_2	Struma-T	25.03.93	1,2	800	225	220	N (O)	1,4	08.11.96	11,39214
Co_dl	dorsolat. bds.	21.04.93	1,2	1000	175	88	L	2,75	08.11.96	15,95182
06_ven	Struma-T	07.05.93	6,0	1000	225	220	H	1,09	08.11.96	10,46467
06_dl	dorsolat. bds.	21.05.93	6,0	1000	175	88	F	1,29	23.02.96	16,19789
15_ven	Struma-T	28.05.93	15,0	1000	225	220	H	1,05	05.11.96	9,78056
15_dl	dorsolat. bds.	25.05.93	15,0	1000	175	88	F	1,19	08.11.96	17,87148
Co_dg	dors.Gegenfeld	15.06.93	1,2	795	225	220	O	1,41	08.11.96	11,29650

III.2 Die Bestrahlungsplanung

Die Berechnung des Bestrahlungsplanes erfolgte zunächst mit dem System SIDOS der Firma Siemens und zum Vergleich mit dem Nachfolgesystem HELAX, das mittlerweile den Standard im Klinikum Großhadern darstellt und an vielen Kliniken eingesetzt wird.

III.2.1 SIDOS

Bei diesem älteren System werden die CT-Bilder manuell mittels Grafiktablett in das System eingegeben. Hierbei werden sowohl Kontur als auch Binnenstrukturen abgebildet, denen dann manuell Dichtewerte zugewiesen werden.

Die Bestrahlungsspezifikationen können in das System eingegeben werden. Das System kann Isodosenkurven und beliebig lokalisierte Punktdosiswerte als Absolutdosen ausgeben.

III.2.2 HELAX

Die anatomischen Daten des Patienten (bzw. des Phantoms) werden im Anschluß an die CT-Untersuchung online in das System eingelesen. Die Dichtewerte der Gewebe werden dabei aus den Hounsfieldeinheiten des CT-Bildes an entsprechender Stelle ermittelt. Durch Angabe der Bestrahlungsparameter werden dann die Isodosen, bezogen auf die Dosis in einem frei definierbaren Referenzpunkt, ausgegeben. Außerdem können auch Punktdosiswerte an beliebigen Stellen jeder CT-Schnittebene berechnet werden. Da die

Bohrungen für die TL-Dosimeter auf den CT-Bildern erkennbar sind, ist hier die räumliche Zuordnung mit einer Genauigkeit von 1-2 mm problemlos möglich.

Die Einstellungen der Bestrahlungsparameter sind beliebig. So können mehrere Felder mit unterschiedlichen Gewichtungen kombiniert werden. Auch die Kalkulation mit frei definierbaren Bleiblöcken und Moulagen bzw. Boli ist möglich.

Auf den CT-Schnitten können in den Schnittebenen Konturen manuell eingegeben werden, aus denen dann ein Volumen errechnet wird. Auf diese Weise können mehrere sogenannte Volumes of Interest (VOI) definiert werden, z.B. Zielvolumen, Organe wie Lunge oder Rückenmark, lokale Metastasen etc. Der Planungsrechner verteilt Kalkulationspunkte innerhalb dieser Volumina rasterförmig mit einer Rasterweite von 3 – 5 mm auf die Schnittebenen. Hierdurch kann die Dosisverteilung innerhalb der einzelnen VOIs ermittelt und in sogenannten Dosis-Volumen-Histogrammen (DVH) dargestellt werden. So lassen sich Unter- und Überdosierungen im Zielvolumen sowie Organbelastungen abschätzen, verschiedene Strahlenqualitäten und Feldeinstellungen vergleichen und dementsprechend anpassen.

III.2.3 Probleme beim Vergleich HELAX und SIDOS

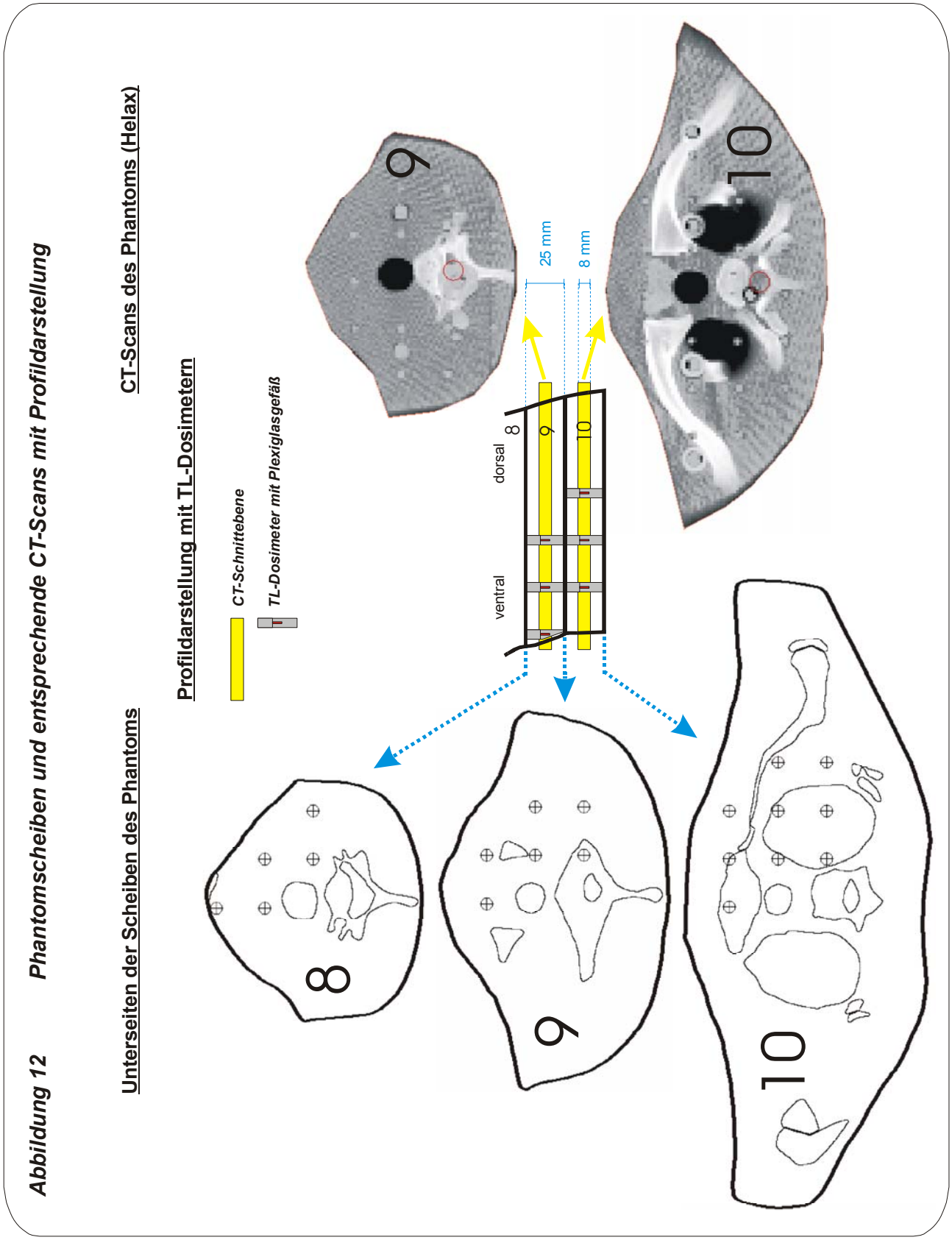
Neben den verbesserten Algorithmen der Dosisberechnung und der komplexeren Gestaltungsmöglichkeit der Bestrahlungsfelder besteht ein wesentlicher Unterschied zwischen dem Planungssystem SIDOS und seinem Nachfolger HELAX in der Dateneingabe der CT-Scans mit Außenkonturen und Organgrenzen.

Während diese beim Helax-System online vom Computertomograf übernommen werden, ist beim SIDOS eine manuelle Eingabe erforderlich. Hierzu wurden die Scheiben des Phantoms photokopiert und anschließend Außen- und Binnenkonturen manuell übertragen. Somit entsprachen die Scans im SIDOS-System den Unterseiten der 25 mm dicken Phantomscheiben.

Die Scans im Helaxsystem legen die CT-Scans zugrunde, die jeweils genau mittig der 25 mm dicken Phantomscheibe positioniert wurden und somit der Meßebene der TLD entsprechen. Somit wurde auch verhindert, daß die Luft zwischen den Phantomscheiben die Dichtedarstellung im CT verfälscht. Die exakte räumliche Zuordnung von Phantomscheibenunterseite, CT-Scan, Schichtdicke und TL-Dosimetern in der Phantomscheibe wird in Abbildung 12 dargestellt.

Daher bestehen insbesondere in den Bereichen der sehr unebenen Körperkontur im Hals- und Schulterbereich mit großen Querschnittsabweichungen erhebliche Differenzen zwischen im SIDOS-System berechneter und tatsächlicher bzw. im Helax-System berechneter Dosimetertiefe.

Abbildung 12 *Scheiben des Phantoms und korrospondierende CT-Scans mit Profilansicht und TLD-Lokalisation*
Dargestellt an den Phantomscheiben 8-10



Das erklärt auch die erheblich größere Abweichung der Kalkulationswerte des SIDOS-Rechners von den Meßergebnissen im Vergleich zum HELAX-System.

Im folgenden wird nur noch auf das HELAX-System eingegangen, das den derzeitigen Standard im Klinikum Großhadern repräsentiert.

III.3 Die Referenzpatienten

Die beiden Referenzpatienten waren postoperativ nach Thyreodektomie und Lymphadenektomie rechts bei kapselüberschreitendem papillärem Schilddrüsenkarzinom perkutan bestrahlt worden und unterschieden sich hinsichtlich der TNM-Klassifizierung nur durch Resektions- und Lymphknotenstatus. Beide Patienten wurden in der Abteilung für Strahlentherapie im Klinikum Großhadern im Frühjahr 2002 behandelt.

Zum Vergleich der verschiedenen Bestrahlungstechniken wurden Bestrahlungsplanungen mit dem Helax-System nicht nur in der aktuellen Sieben- bzw. Neunfeldertechnik berechnet, die dann therapeutisch angewendet wurden, sondern es wurden auch Planungen in der vorher gebräuchlichen ventralen Bestrahlung mit ventrolateraler Aufsättigung angefertigt.

Wie oben beschrieben, wurden VOIs, also Volumina, durch Einzeichnen von Konturen definiert, und zwar das Zielvolumen 1. und 2. Ordnung, die beiden Lungen und das Rückenmark. Mit Hilfe dieses Verfahrens ließ sich sehr gut die Dosisverteilung im Zielvolumen und in den zu schonenden Organen vergleichen.

III.3.1 Referenzpatient EO

Der Patient EO ist männlich, zum Zeitpunkt der Therapie 60 Jahre alt und wurde im Februar 2002 thyreodektomiert. Aufgrund malignitätsverdächtiger präoperativer sonografischer und kernspintomografischer Befunde wurde intraoperativ ein Schnellschnitt durchgeführt, der den Malignitätsverdacht bestätigte, so daß in derselben Sitzung eine Lymphadenektomie der zentralen und lateralen Halskompartimente rechts angeschlossen wurde.

Die postoperative Klassifizierung nach totaler Thyreodektomie mit zentraler und lateraler Lymphadenektomie rechts lautete: papilläres Schilddrüsenkarzinom pT4a pN1b (5/10), pMX, RX (TNM 1997).

Da der Sicherheitsabstand vom Resektionsrand weniger als 1 mm betrug und der Tumor die Schilddrüsenkapsel durchbrochen hatte, wurde die Indikation zur externen Strahlentherapie gestellt.

Es wurde im April 2002 eine Radiojodtherapie mit 3690 MBq ^{131}Jod durchgeführt, im Mai folgte dann die ca. 6-wöchige perkutane Radiatio unter primär kurativem Ansatz. Es wurde in

1,8 Gy Einzeldosen auf das gesamte Zielvolumen eine Dosis von 54 Gy appliziert, zusätzlich wurde das Schilddrüsenbett mit 12,6 Gy aufgesättigt, so daß in diesem Bereich eine Gesamtdosis von 66,6 Gy appliziert wurde.

Die Bestrahlung erfolgte in Neunfeldertechnik mittels 6 bzw. 15 MV ultraharter Röntgenstrahlung gemäß 3D-Plan.

Die Bestrahlung konnte termingerecht ohne Komplikationen durchgeführt werden.

III.3.2 Referenzpatient FM

Die Patientin FM ist weiblich, zum Zeitpunkt der Therapie 74 Jahre alt und wurde im Februar 2002 thyreodektomiert. In der histologischen Aufarbeitung zeigte sich zufallsbefundlich ein papilläres Schilddrüsenkarzinom, daher erfolgte in zweiter Sitzung eine Lymphadenektomie der zentralen und lateralen Halskompartimente.

Die poststationäre Klassifizierung nach totaler Thyreodektomie mit in zweiter Sitzung erfolgter zentraler und lateraler Lymphadenektomie rechts lautete: papilläres Schilddrüsenkarzinom pT4a pN1a (3/12), pMX, RX (TNM 1997).

Im Mai folgte dann ebenfalls nach Radiojodtherapie die ca. 5-wöchige perkutane Radiatio unter primär kurativem Ansatz. Es wurde in 1,8 Gy Einzeldosen auf das gesamte Zielvolumen eine Dosis von 54 Gy appliziert, zusätzlich wurde das Schilddrüsenbett mit 5,4 Gy aufgesättigt, so daß in diesem Bereich unter der Annahme einer R0-Resektion eine Gesamtdosis von 59,4 Gy appliziert wurde.

Die Bestrahlung erfolgte in Siebenfeldertechnik mittels 6 bzw. 15 MV ultraharter Röntgenstrahlung.

Die Bestrahlung konnte termingerecht ohne Komplikationen durchgeführt werden.

III.4 Vergleich der Meßergebnisse mit dem Helax-Planungsrechner

Die Daten des Phantoms wurden von der Computertomografie online auf den Planungsrechner übertragen.

Zum Zeitpunkt der Phantombestrahlung stand das Helax-System noch nicht zur Verfügung. Daher wurde die Bestrahlungsspezifikation, wie Position der Strahlenquelle, Feldgröße, Gantry- und Kollimatorwinkel und auch die Blockabschirmung, manuell auf das Planungssystem übertragen.

Die Dosis der Cobalt-Bestrahlung wird durch die Bestrahlungszeit definiert. Hierbei ist der Bestrahlungszeitpunkt aufgrund der zerfallsbedingten Abschwächung der Dosisleistung der Cobaltquelle zu berücksichtigen. Bei den Beschleunigern wird die eingestrahlte Dosis in

Monitorunits angegeben. Die Korrelation zwischen Monitorunits und eingestrahlter Dosis wird durch Kalibrierungen bestimmt und ggf. bei gerätebedingten Schwankungen angepaßt.

Unterschiedliche Monitorkalibrierungen sowie Abschwächung der Cobalt ^{60} - Quelle durch Zerfall zwischen Bestrahlungsdatum und Bezugsdatum der Kalkulation wurden durch einen entsprechenden Korrekturfaktor ausgeglichen.

Mittels Punktkalkulation gibt der Planungsrechner eine Relativdosis aus. Mit Hilfe einer Referenzdosis kann daraus ein Absolutdosiswert ermittelt werden. Da die Bohrungen für die Dosimeter auf den CT-Bildern des Planungsrechners gut erkennbar sind, ist die Übertragung der Lokalisation auf den Planungsrechner leicht möglich.

Die mit den TLD gemessenen Energiedosen können somit nach Multiplikation mit dem Korrekturfaktor direkt mit den ermittelten Punktdosiswerten des Helax-Planungsrechners verglichen werden.

Retrospektiv fiel auf, daß die Blockpositionierung minimal differierte, so daß die Meßpunkte in direkter Nähe des Blockschattens nicht zum Vergleich herangezogen wurden (s. V. Diskussion). Dies wird im weiteren als Übertragungsunschärfe bezeichnet.

Außerdem wurden diejenigen Meßpunkte, die sich im Bereich des Dosisaufbaus, direkt am Feld- oder Blockrand oder außerhalb eines Feldes befanden, nicht ausgewertet. Dosismessungen von weniger als 100 mGy konnten ebenfalls aufgrund des Meßbereichs der TLD nicht ausgewertet werden. Hierauf wird in der Diskussion noch näher eingegangen.

Nach manueller Übertragung von Kopien der Phantomscheibenunterseiten mit den Gewebestrukturen und Meßpunktlokalisationen konnten mit Hilfe eines eigens erstellten Programms durch Auswertung der Bitmap-Dateien die korrigierte Tiefe des Meßpunktes, die Anzahl der Gewebegrenzflächen vom Meßpunkt zur Körperoberfläche in Richtung der Strahlenquelle, die Gewebsdichte im Meßpunkt sowie die Entfernung zur nächsten Gewebegrenzfläche und die Entfernung zum Feldrand oder Blockschatten ermittelt und automatisiert in eine Tabelle eingetragen werden. Mit Hilfe eines Tabellenkalkulationsprogramms wurden dann nach Eingabe der variablen Ausschlußkriterien Listen der verwendeten Meßpunkte erstellt und die Quotienten aus Kalkulations- und Meßwert als Maß für die Übereinstimmung statistisch ausgewertet. Dazu wurden ein Programm zum Einlesen der Meßreihen und Masken zum Ausfiltern der nicht verwendeten Meßpunkte entwickelt.

Auf diese Weise ließ sich rasch der Einfluß der Auswahlkriterien auf die Exaktheit der Dosiskalkulationsdaten ermitteln. In der Diskussion wird darauf noch näher eingegangen.

III.5 Vergleich der alten mit der neuen Bestrahlungstechnik

Der Vergleich der alten mit der neuen Bestrahlungstechnik wird anhand der Helaxplanungen vorgenommen. Am aussagekräftigsten sind dabei die Dosis-Volumen-Histogramme (DVH), die den direkten Vergleich der Herddosis sowie der Organdosis der Risikoorgane zulassen. Die Erstellung von DVH wurde oben bei der Erläuterung zum Helax-Planungssystem beschrieben.

Aufgrund der Evaluierung der Helaxberechnungen durch die Messungen mit TL-Dosimetern unter Verwendung der alten Bestrahlungstechnik reicht die Verwendung von Helaxberechnungen ohne erneute Messung mit TLD in der neuen Bestrahlungstechnik zum Vergleich der verschiedenen Feldeinstellungen aus.

Die Protokolle der Helaxkalkulationen der Referenzpatienten mit den exakten Feldspezifikationen sind im Anhang ersichtlich. Unten sind exemplarisch die Felddarstellungen des Helaxsystems (Beam-view) und die entsprechenden Isodosen des Patienten EO zur Veranschaulichung dargestellt. Zu beachten ist, daß die Scan-numerierungen nicht denen des CTs des Alderson-Phantoms entsprechen.

Die alte Bestrahlungstechnik wurde mit drei Feldern, nämlich ventral (Nr. 1), ventrolateral von links (Nr. 2) und von rechts (Nr. 3) gerechnet (s. Abb. 13-18).

Die Bestrahlungen der Patienten erfolgte jedoch in 9-Felder- bzw. 7-Felder-Technik, jeweils durch ein ventrales Feld (Nr. 1), zwei ventrolaterale Felder, je eins von links (Nr. 2) und rechts (Nr. 3), zwei dorsolaterale Felder, je eins von links (Nr. 4) und rechts (Nr. 5), sowie zwei dorsale Felder, je eins von links (Nr. 6) und rechts (Nr. 7). Aufgrund der fraglichen R1-Resektion wurde beim Patienten EO die höhere Herddosis unter anderem durch zusätzliche Boost-Felder von dorsal links (Nr. 8) und rechts (Nr. 9) erzielt. Diese Felder sind Teilmengen der Felder 6 und 7 im dorsalen Bereich (s. Abb. 19-27).

Abb. 13-18: ALTE TECHNIK

Abb. 13 Patient EO, alte Technik, Feld 1, ventral

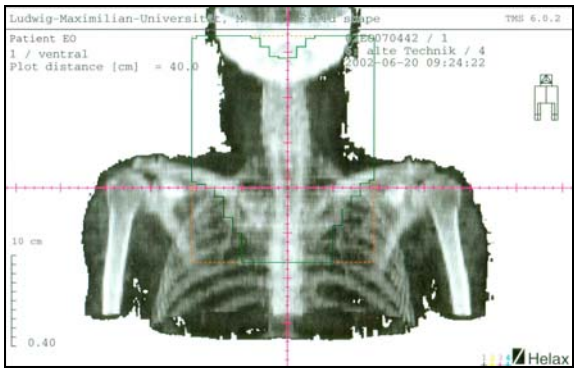


Abb. 14 Patient EO, alte Technik, Feld 2, ventrolat. links

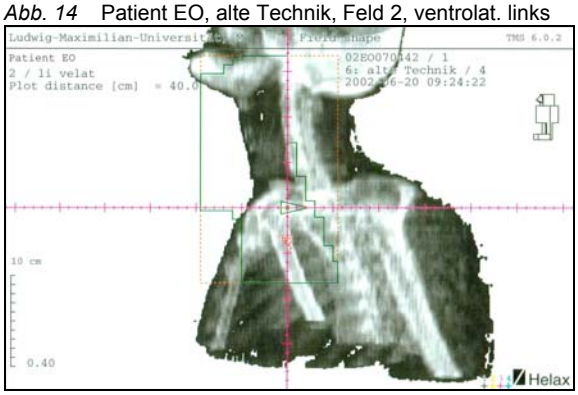


Abb. 15 Patient EO, alte Technik,Feld 3,ventrolat. rechts

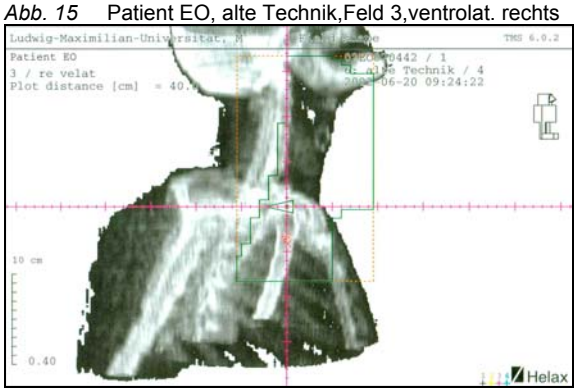


Abb. 16 Patient EO,alte Technik, Felder 1-3,sagittale Proj.

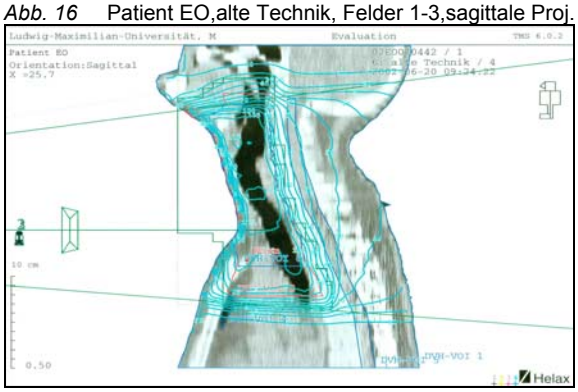


Abb. 17 Patient EO, alte Technik, Isodosen (27)

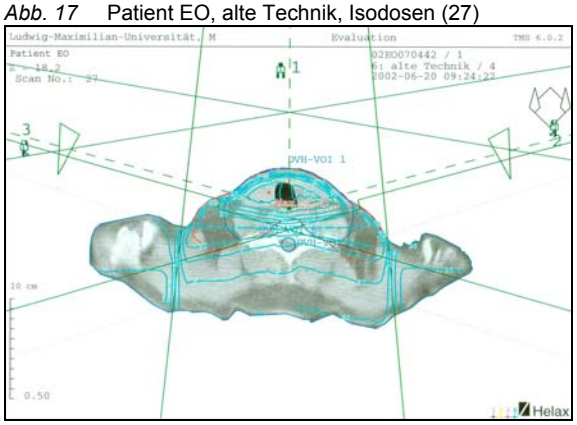


Abb. 18 Patient EO, alte Technik, Isodosen (37)

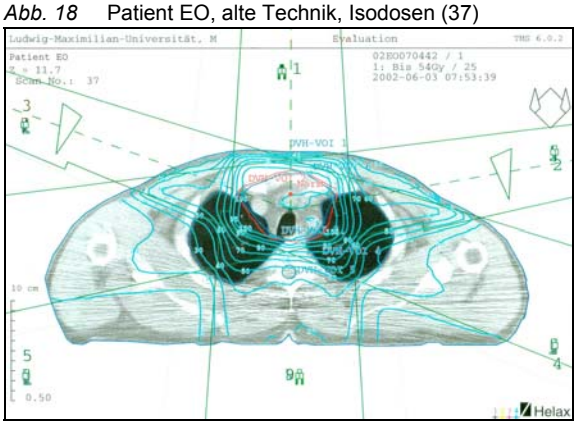


Abb. 19-27: NEUE TECHNIK

Abb. 19 Patient EO, neue Technik, Feld 1, ventral

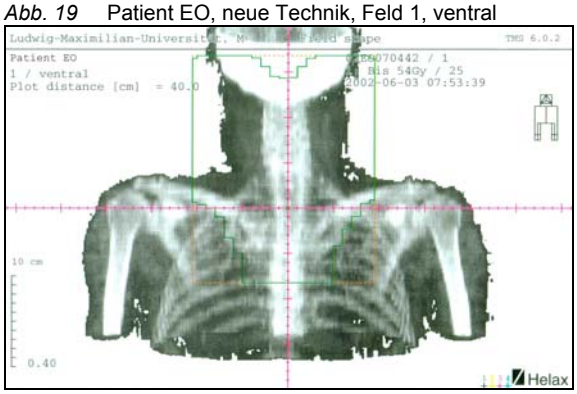


Abb. 20 Patient EO, neue Technik, Feld 2,ventrolat. links

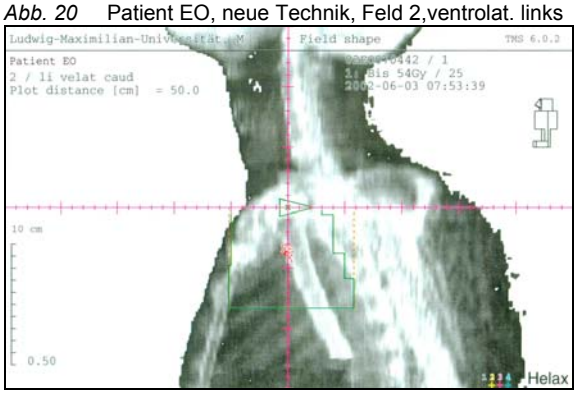


Abb. *21* Patient EO,neue Technik,Feld 3,ventrolat. rechts

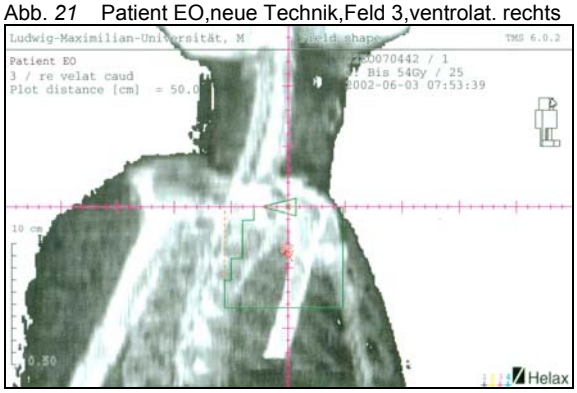


Abb. 22 Patient EO, neue Technik, Feld 4, dorsolat. links

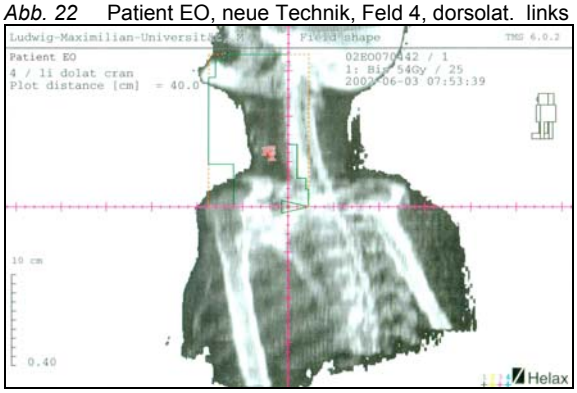


Abb. 23 Patient EO, neue Technik, Feld 5,dorsolat. rechts

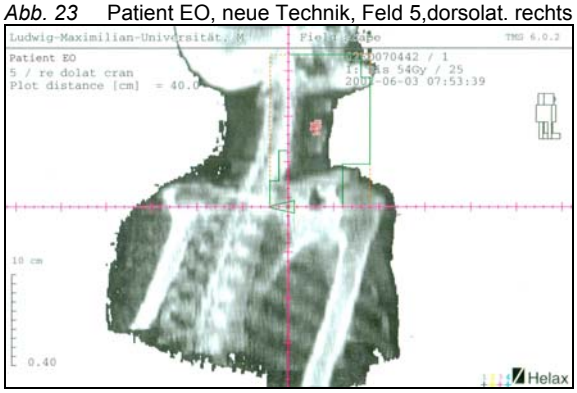


Abb. 24 Patient EO,neue Technik,Felder 6-9,dorsale Felder

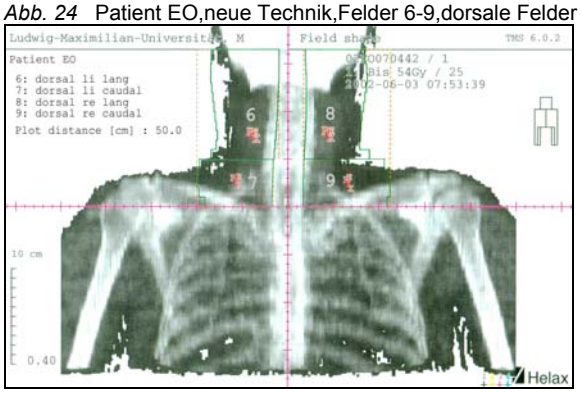


Abb. 25 Patient EO,neue Technik,Felder 1-3,sagittale Proj.

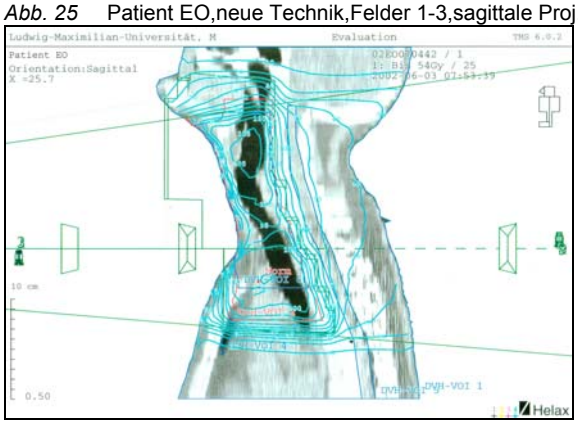


Abb. 26 Patient EO, neue Technik, Isodosen (28)

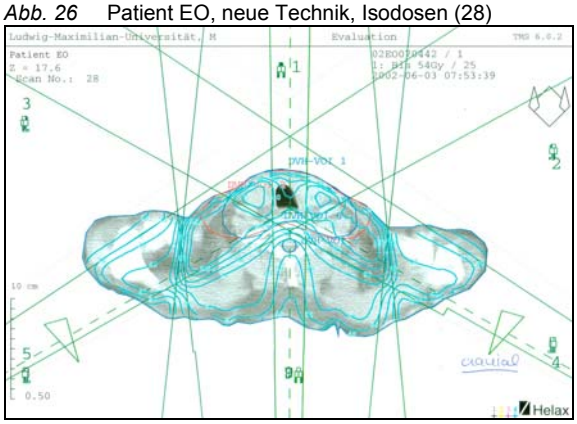
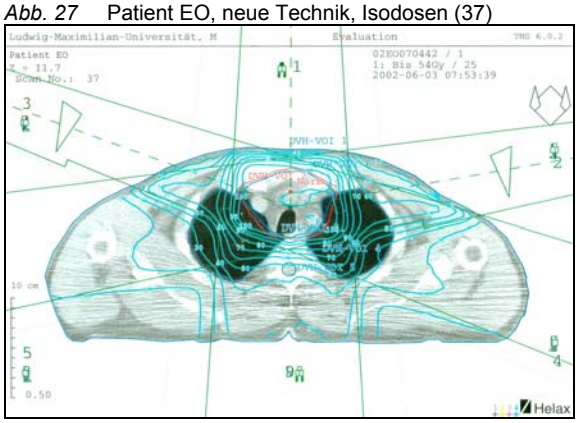


Abb. 27 Patient EO, neue Technik, Isodosen (37)



IV. Ergebnisse

Die Ergebnisse des Vergleichs zweier Meßreihen sowie der 7 Meßreihen mit den Planungssystemen werden im folgenden dargestellt. Die Angaben über die Ausschlußkriterien sowie die Anzahl der dadurch ausgeschlossenen Meßpunkte wird tabellarisch aufgelistet.

Als Maß der Übereinstimmung wird der Quotient der Dosiskalkulation, geteilt durch den Wert der Dosismessung, herangezogen, nachdem der Kalkulationswert mit oben genanntem Korrekturfaktor multipliziert wurde (s. III.4).

Die statistische Auswertung der Quotienten wird in einer Tabelle zusammengefaßt und abschließend grafisch dargestellt. Die zum Vergleich verwendeten Meßpunkte mit den zugehörigen Quotienten sind jeweils aus der dritten Tabelle zu entnehmen. Die Lokalisation der Dosimeter kann anhand der Darstellung der Meßanordnung (s.o.) ermittelt werden.

Aufgrund der problematischen Berechnung der Streustrahlung im Bereich des Lungengewebes wurden diese Meßpunkte nochmals explizit untersucht.

Der Vergleich der alten Feldeinstellungen mit der neuen Vielfeldertechnik ist am übersichtlichsten anhand der Dosis-Volumen-Histogramme (DVH) möglich. Die verschiedenen Diagramme des Helax-Systems wurden dazu mittels Vektorprogramm einheitlich skaliert und übereinanderprojiziert, so daß sie direkt miteinander vergleichbar sind.

Im Anhang sind die Meßergebnisse der TLD-Dosismessungen, die Helaxkalkulationen und die Ableitung des jeweiligen Korrekturfaktors dargestellt.

IV.1 Vergleich zweier Meßreihen

IV.1.1 Cobalt ventral Struma-T-Feld 1. Bestrahlung versus 2. Bestrahlung

Die geringfügige Erweiterung der Meßanordnung machte die Wiederholung der Meßreihe des ventralen Struma-T-Feldes mit Co^{60} notwendig. So konnten die Dosiswerte beider Meßreihen miteinander verglichen werden (2. Messung / 1. Messung). Die veränderte Bestrahlungszeit als auch der Cobalt-Zerfall wurde durch den Korrekturfaktor, mit dem die Werte der zweiten Messung multipliziert wurden, ausgeglichen. Von den sonst 84 verwendeten Meßpunkten waren bei der ersten Meßreihe 4 nicht mit TLD bestückt. 3 von diesen hätten alle Kriterien der Auswertung erfüllt. Diese sind unter den Ausschlußkriterien in der Tabelle unten aufgeführt.

Übersicht über die Ausschlußkriterien der Meßpunktauswertung

Tabelle 7

Ausschluß von Meßpunkten für Vergleich der 1. und 2. Meßreihe, ventrales Struma-T-Feld (Cobalt)

Kriterium	**Anzahl**
Im Übertragungsunschärfebereich	8
nicht im Bestrahlungsfeld	4
Im Feldrandbereich	2
Im Dosisaufbaubereich	1
Zu geringe Meßdosis	0
davon bei der ersten Meßreihe nicht bestückt	3
Summe	18
Anzahl der ausgewerteten Meßpunkte	**66**

Zusammenfassung der Vergleichsauswertung

Tabelle 8

Zusammenfassung der Ergebnisse des Vergleichs der 1. und 2. Meßreihe ventrales Struma-T-Feld (Cobalt)

Anzahl der ausgewerteten MP	66
Mittelwert	1,0007
Standardabweichung	0,0099
Varianz	0,0001
Maximalwert	1,0225
Minimalwert	0,9808

Der Vergleich zeigt eine sehr gute Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse. Von 66 Meßwerten haben nur 3 Werte (4,5 %) eine größere Abweichung als 2,0%. 41 Werte (61,1%) liegen innerhalb einer Abweichung von ± 1,0 %. Die Standardabweichung beträgt nur 0,98%. Die Abweichungen streuen gleichmäßig über alle Scheiben. Der Mittelwert der Abweichungen beträgt nur 0,006 %.

Die Angaben bestätigen die am Wasserphantom ermittelten Abweichungen der TLD von unter 1% (20), die sich somit bei Vergleich zweier Messungen im ungünstigsten Fall zu einem Delta von 2% aufaddieren können. Zu beachten ist jedoch, daß die Ungenauigkeit der TLD bei weitem nicht die einzige Fehlerquelle darstellt.

In der Diskussion wird darauf näher eingegangen.

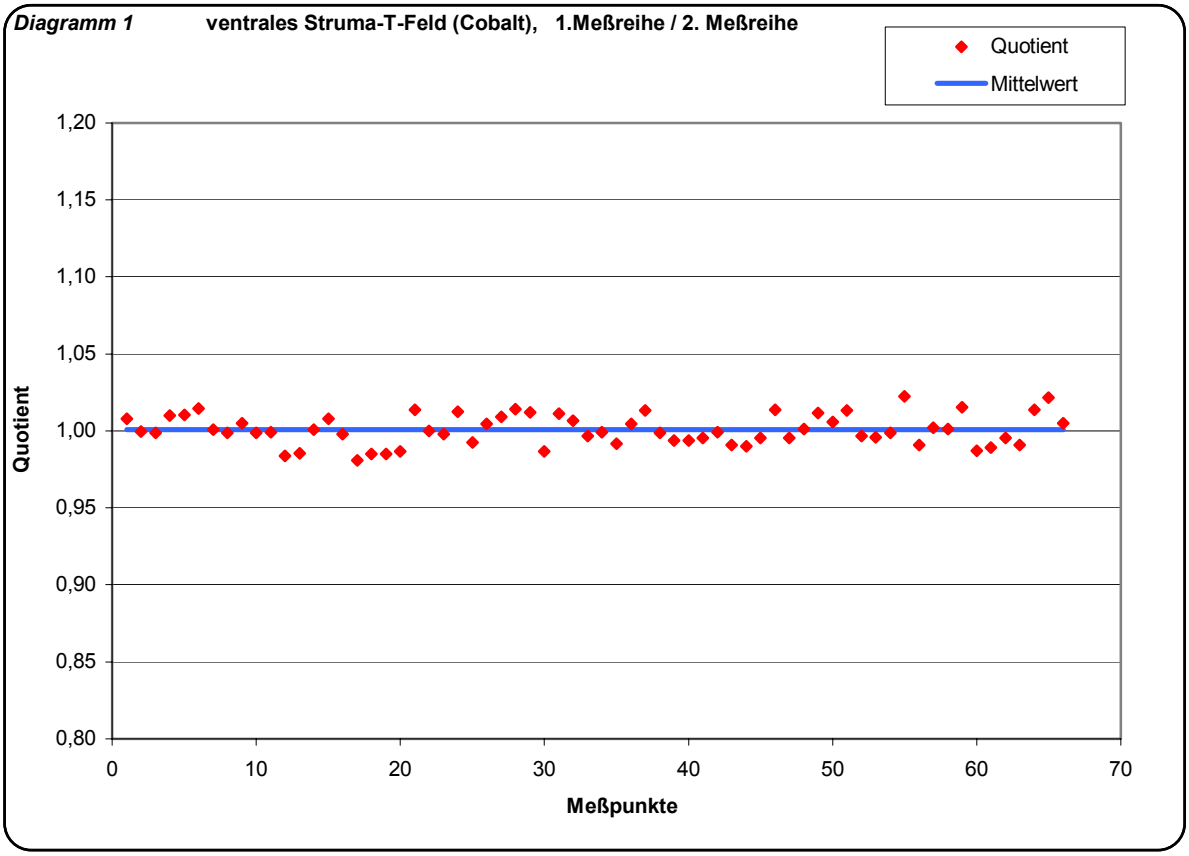
Auflistung der Meßpunkte mit den Quotienten (1. Messung / 2.Messung)

Tabelle 9

Quotienten 1.Meßreihe / 2.Meßreihe ventrales Struma-T-Feld (Cobalt)

MP	Quotient	MP	Quotient	MP	Quotient	MP	Quotient	MP	Quotient
7-1	1,0078	9-4	1,0078	11-3	1,0120	12-11	0,9910	13-13	1,0022
7-2	0,9997	9-5	0,9980	11-6	0,9865	12-12	0,9899	13-14	1,0012
7-3	0,9988	9-6	0,9808	11-7	1,0112	12-13	0,9954	14-1	1,0155
7-4	1,0099	10-1	0,9850	11-8	1,0069	12-14	1,0139	14-2	0,9870
7-5	1,0105	10-2	0,9849	11-9	0,9967	12-15	0,9954	14-3	0,9890
7-6	1,0145	10-3	0,9867	11-10	0,9993	12-16	1,0013	14-5	0,9956
7-7	1,0010	10-4	1,0136	11-11	0,9916	12-17	1,0116	14-6	0,9908
8-2	0,9987	10-5	1,0000	12-2	1,0045	12-18	1,0057	14-9	1,0135
8-3	1,0049	10-6	0,9978	12-3	1,0133	12-19	1,0133	14-12	1,0218
8-4	0,9988	10-7	1,0123	12-4	0,9988	13-2	0,9967	14-13	1,0048
8-5	0,9990	10-8	0,9927	12-6	0,9937	13-3	0,9958		
9-1	0,9839	10-9	1,0047	12-7	0,9936	13-6	0,9988		
9-2	0,9854	11-1	1,0092	12-9	0,9955	13-7	1,0225		
9-3	1,0009	11-2	1,0141	12-10	0,9991	13-10	0,9908		

Grafische Darstellung der Quotienten 1.Messung / 2.Messung



IV.1.2 Cobalt ventral Struma-T-Feld versus Helax

Die Bestrahlungsparameter sind bis auf einen minimalen Unterschied der Bestrahlungszeit identisch mit der ersten Bestrahlung des ventralen Cobalt-Feldes mit Lungenblöcken. Der Cobalt-Zerfall wurde durch den Korrekturfaktor, mit dem die Werte der Helax-Kalkulation multipliziert wurden, ausgeglichen.

Übersicht über die Ausschlußkriterien der Meßpunktauswertung

Tabelle 10

Ausschluß von Meßpunkten für Vergleich der 2. Meßreihe ventrales Struma-T-Feld (Cobalt) mit der Helax-Kalkulation

Kriterium	**Anzahl**
Im Übertragungsunschärfebereich	8
nicht im Bestrahlungsfeld	4
Im Feldrandbereich	2
Im Dosisaufbaubereich	1
Zu geringe Meßdosis	2
davon nicht bestückt	0
Summe	17
Anzahl der ausgewerteten Meßpunkte	**67**

Zusammenfassung der Vergleichsauswertung

Tabelle 11

Zusammenfassung der Ergebnisse des Vergleichs der 2. Meßreihe ventrales Struma-T-Feld (Cobalt) mit der Helax-Kalkulation

Anzahl der ausgewerteten MP	67
Mittelwert	0,9991
Standardabweichung	0,0284
Varianz	0,0008
Maximalwert	1,0885
Minimalwert	0,9518

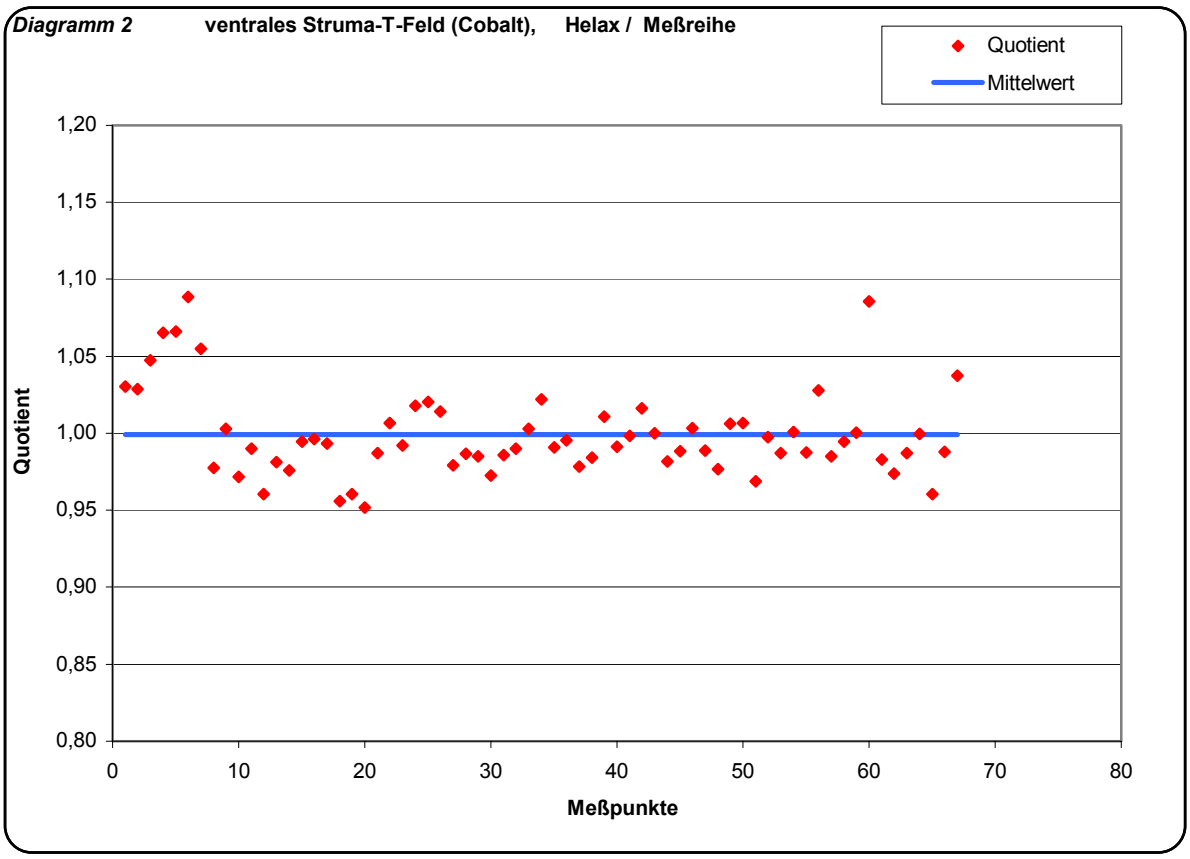
Auflistung der Meßpunkte mit den Quotienten Helax /Meßreihe

Tabelle 12

Quotienten der Helaxkalkulation / 2. Meßreihe ventrales Struma-T-Feld (Cobalt)

MP	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**
7-1	1,0305	9-4	0,9944	11-3	0,9851	12-10	1,0002	13-10	0,9852
7-2	1,0286	9-5	0,9961	11-4	0,9724	12-11	0,9817	13-13	0,9945
7-3	1,0476	9-6	0,9932	11-6	0,9858	12-12	0,9885	13-14	1,0002
7-4	1,0651	10-1	0,9560	11-7	0,9901	12-13	1,0034	14-1	1,0855
7-5	1,0661	10-2	0,9607	11-8	1,0029	12-14	0,9887	14-2	0,9830
7-6	1,0885	10-3	0,9518	11-9	1,0220	12-15	0,9767	14-3	0,9738
7-7	1,0548	10-4	0,9872	11-10	0,9907	12-16	1,0064	14-5	0,9871
8-2	0,9774	10-5	1,0066	11-11	0,9954	12-17	1,0068	14-6	0,9995
8-3	1,0029	10-6	0,9922	12-2	0,9786	12-18	0,9687	14-9	0,9604
8-4	0,9716	10-7	1,0177	12-3	0,9841	12-19	0,9975	14-12	0,9878
8-5	0,9902	10-8	1,0204	12-4	1,0106	13-2	0,9872	14-13	1,0375
9-1	0,9604	10-9	1,0143	12-6	0,9913	13-3	1,0010		
9-2	0,9811	11-1	0,9791	12-7	0,9984	13-6	0,9877		
9-3	0,9760	11-2	0,9869	12-9	1,0162	13-7	1,0279		

Grafische Darstellung der Quotienten Helaxkalkulation / TLD-Meßwert



Der Mittelwert der Abweichungen beträgt weniger als -0,1 %. Trotzdem beträgt die Standardabweichung 2,8 %. Es fällt auf, daß die Meßpunkte der Scheibe 7 und teilweise der Scheibe 8 deutlich zu hoch kalkuliert werden. Das läßt sich damit erklären, daß die Körperoberfläche im Bereich des Halses ein starkes Relief aufweist, was die Kalkulation in diesem Bereich erschwert. Darauf wird in der Diskussion noch näher eingegangen.

Von 67 Werten weichen nur 2 Werte (3,0 %) mehr als 7 % ab, lediglich 5 Werte (7,5 %) haben eine größere Abweichung als 5 %. Der Mittelwert der Abweichungen beträgt nur knapp 0,1 %.

IV.1.3 Cobalt dorsolateral bds. versus Helax

Bei den dorsolateralen Feldern wurde ein Gantrywinkel von 250^0 bzw. 110^0 eingestellt, der Kollimatorwinkel betrug 165^0 bzw. 195^0. Die Schulterschnittflächen des Phantoms sind annähernd plan und wurden zur Einstellung des FHA verwendet, der 983mm bzw. 995mm betrug. Die Daten wurden entsprechend ins Helaxsystem inklusive der Bleiböcke zur Schonung der Mundschleimhaut übernommen, deren Schatten jedoch nicht die Meßpunkte tangierten. Der Cobalt-Zerfall wurde durch den Korrekturfaktor, mit dem die Werte der Helax-Kalkulation multipliziert wurden, ausgeglichen.

Übersicht über die Ausschlußkriterien der Meßpunktauswertung

Tabelle 13

Ausschluß von Meßpunkten für Vergleich der Meßreihe dorsolateral bds.(Cobalt) mit der Helax-Kalkulation

Kriterium	**Anzahl**
Im Übertragungsunschärfebereich	8
nicht im Bestrahlungsfeld	46
Im Feldrandbereich	7
Im Dosisaufbaubereich	0
Zu geringe Meßdosis	0
davon nicht bestückt	0
Summe	61
Anzahl der ausgewerteten Meßpunkte	**23**

Zusammenfassung der Vergleichsauswertung

Tabelle 14

Zusammenfassung der Ergebnisse des Vergleichs der Meßreihe dorsolateral bds. (Cobalt) mit der Helax-Kalkulation

Anzahl der ausgewerteten MP	23
Mittelwert	0,9999
Standardabweichung	0,0321
Varianz	0,0010
Maximalwert	1,0518
Minimalwert	0,9400

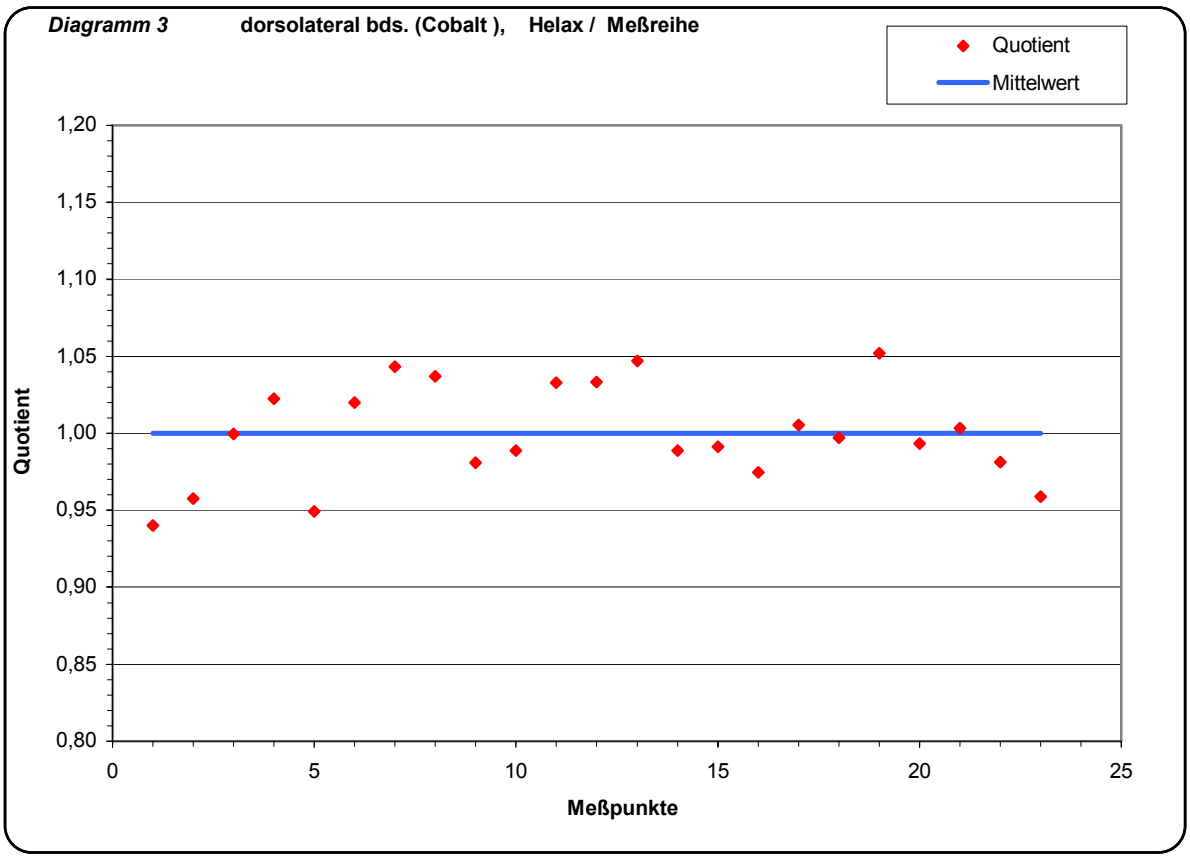
Auflistung der Meßpunkte mit den Quotienten Helax /Meßreihe

Tabelle 15

Quotienten der Helaxkalkulation / Meßreihe dorsolateral bds. (Cobalt)

MP	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**
8-1	0,9400	9-1	0,9994	10-1	1,0202	11-2	1,0329	12-6	1,0054
8-5	0,9577	9-2	1,0225	10-2	1,0431	11-3	1,0333	12-7	0,9970
		9-4	0,9493	10-3	1,0369	11-4	1,0468	12-8	1,0518
				10-5	0,9809	11-6	0,9887	12-9	0,9934
				10-6	0,9889	11-7	0,9912	12-10	1,0035
						11-8	0,9748	12-11	0,9815
								12-15	0,9587

Grafische Darstellung der Quotienten Helaxkalkulation / TLD-Meßwert



Aufgrund der Feldeinstellungen liegen sehr viel mehr Meßpunkte in direkter Nachbarschaft eines Feldrandes, so daß deutlich weniger Meßpunkte ausgewertet werden konnten als bei der ventralen Bestrahlung. Bei ebenfalls sehr geringer mittlerer Abweichung von deutlich unter -0,1 % ist hier die Streuung jedoch geringfügig höher mit einer Standardabweichung von 3,2 %. Dennoch liegen alle Werte innerhalb einer Abweichung von 7%, und lediglich 3 Werte (13,0 %) weichen mehr als 5 % ab. Die Streuung ist hier über alle Scheiben gleichmäßig.

IV.1.4 6 MV ultraharte Röntgenstrahlung ventral versus Helax

Die Bestrahlungsmodalitäten gleichen der ventralen Co^{60}-Struma-T-Feldbestrahlung bis auf die verwendete Energie von 6 MV und bis auf einen größeren FHA von 1000 mm entgegen 800 mm, was eine etwas geringere Divergenz der Feldgrenzen zur Folge hat. Die unterschiedlichen Monitorunits wurden durch den Korrekturfaktor, mit dem die Werte der Helax-Kalkulation multipliziert wurden, ausgeglichen.

Übersicht über die Ausschlußkriterien der Meßpunktauswertung

Tabelle 16

Ausschluß von Meßpunkten für Vergleich der Meßreihe ventrales Struma-T-Feld (6 MV) mit der Helax-Kalkulation

Kriterium	**Anzahl**
Im Übertragungsunschärfebereich	8
nicht im Bestrahlungsfeld	7
Im Feldrandbereich	2
Im Dosisaufbaubereich	1
Zu geringe Meßdosis	0
davon nicht bestückt	0
Summe	18
Anzahl der ausgewerteten Meßpunkte	**66**

Zusammenfassung der Vergleichsauswertung

Tabelle 17

Zusammenfassung der Ergebnisse des Vergleichs der Meßreihe ventrales Struma-T-Feld (6 MV) mit der Helax-Kalkulation

Anzahl der ausgewerteten MP	66
Mittelwert	0,9932
Standardabweichung	0,0359
Varianz	0,0013
Maximalwert	1,0741
Minimalwert	0,8013

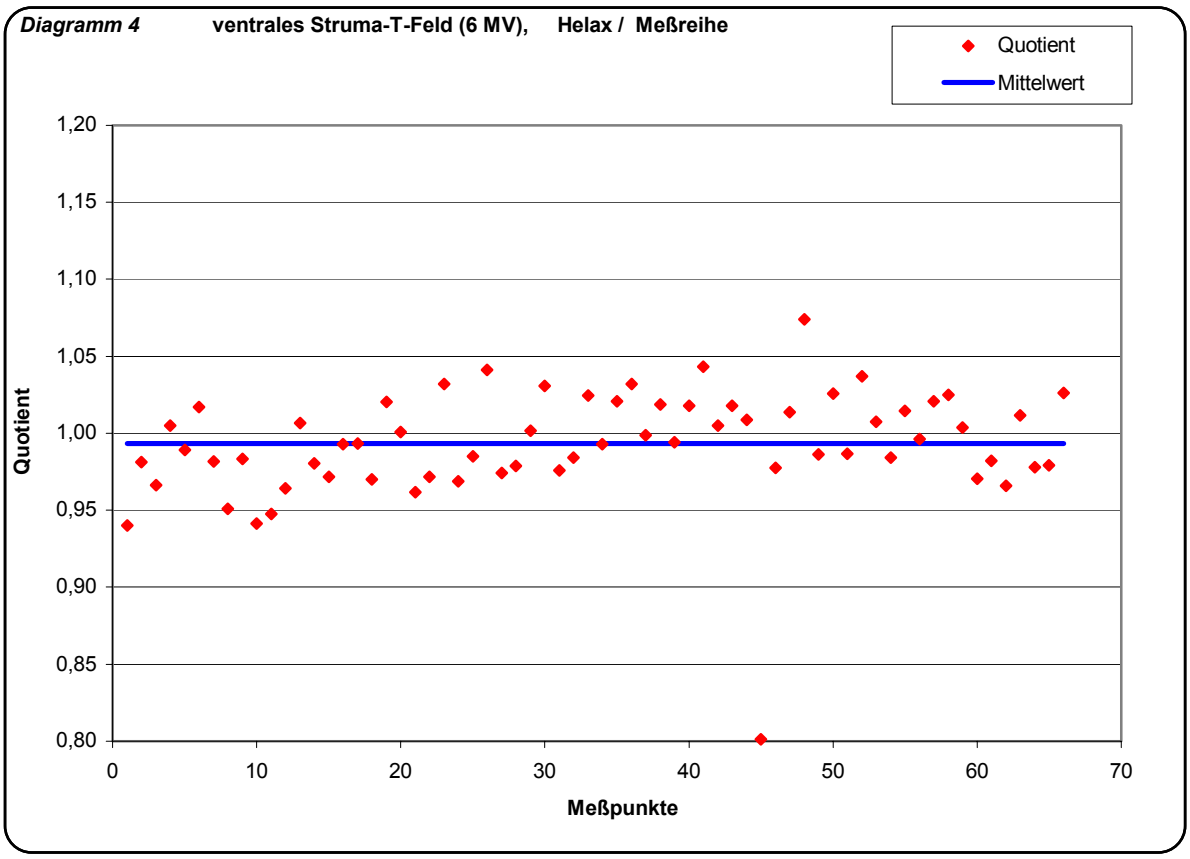
Auflistung der Meßpunkte mit den Quotienten Helax /Meßreihe

Tabelle 18

Quotienten der Helaxkalkulation / Meßreihe ventrales Struma-T-Feld (6 MV)

MP	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**
7-1	0,9400	9-4	0,9719	11-3	1,0016	12-10	1,0177	13-10	1,0208
7-2	0,9814	9-5	0,9929	11-4	1,0306	12-11	1,0088	13-13	1,0248
7-3	0,9662	9-6	0,9934	11-6	0,9759	12-12	0,8013	13-14	1,0036
7-4	1,0048	10-1	0,9700	11-7	0,9841	12-13	0,9777	14-2	0,9704
7-5	0,9892	10-2	1,0205	11-8	1,0244	12-14	1,0139	14-3	0,9823
7-6	1,0172	10-3	1,0009	11-9	0,9929	12-15	1,0741	14-5	0,9661
7-7	0,9816	10-4	0,9617	11-10	1,0209	12-16	0,9862	14-6	1,0116
8-2	0,9510	10-5	0,9718	11-11	1,0322	12-17	1,0258	14-9	0,9778
8-3	0,9833	10-6	1,0320	12-2	0,9986	12-18	0,9867	14-12	0,9794
8-4	0,9412	10-7	0,9687	12-3	1,0187	12-19	1,0369	14-13	1,0261
8-5	0,9475	10-8	0,9852	12-4	0,9944	13-2	1,0073		
9-1	0,9641	10-9	1,0410	12-6	1,0177	13-3	0,9843		
9-2	1,0066	11-1	0,9741	12-7	1,0431	13-6	1,0147		
9-3	0,9805	11-2	0,9787	12-9	1,0051	13-7	0,9963		

Grafische Darstellung der Quotienten Helaxkalkulation / TLD-Meßwert



Auffallend bei dieser Meßreihe ist ein Ausreißer mit –20% Abweichung, wodurch auch der Mittelwert der Abweichungen eine Zunahme auf -0,7 % erfährt. Der Meßpunkt liegt zwar nur ca. 15 mm vom Blockschatten entfernt. Jedoch ist bei der 15 MV-Messung dieser Meßpunkt nicht zu tief kalkuliert worden. Die Ursache bleibt unklar.

Trotzdem zeigen auch hier nur 2 Werte (3,0 %) eine Abweichung von mehr als 7 % und lediglich 5 Werte (7,6 %) eine Abweichung von mehr als 5 %.

IV.1.5 6 MV ultraharte Röntgenstrahlung dorsolateral bds. versus Helax

Bis auf die Energie von 6 MV sind die Bestrahlungsmodalitäten identisch mit der dorsolateralen Feldeinstellung der Co^{60}-Bestrahlung. Die unterschiedlichen Monitorunits wurden durch den Korrekturfaktor, mit dem die Werte der Helax-Kalkulation multipliziert wurden, ausgeglichen.

Übersicht über die Ausschlußkriterien der Meßpunktauswertung

Tabelle 19

Ausschluß von Meßpunkten für Vergleich der Meßreihe dorsolateral bds.(6 MV) mit der Helax-Kalkulation

Kriterium	**Anzahl**
Im Übertragungsunschärfebereich	8
nicht im Bestrahlungsfeld	46
Im Feldrandbereich	7
Im Dosisaufbaubereich	0
Zu geringe Meßdosis	0
davon nicht bestückt	0
Summe	61
Anzahl der ausgewerteten Meßpunkte	**23**

Zusammenfassung der Vergleichsauswertung

Tabelle 20

Zusammenfassung der Ergebnisse des Vergleichs der Meßreihe dorsolateral bds. (6 MV) mit der Helax-Kalkulation

Anzahl der ausgewerteten MP	23
Mittelwert	0,9783
Standardabweichung	0,0352
Varianz	0,0012
Maximalwert	1,0335
Minimalwert	0,8934

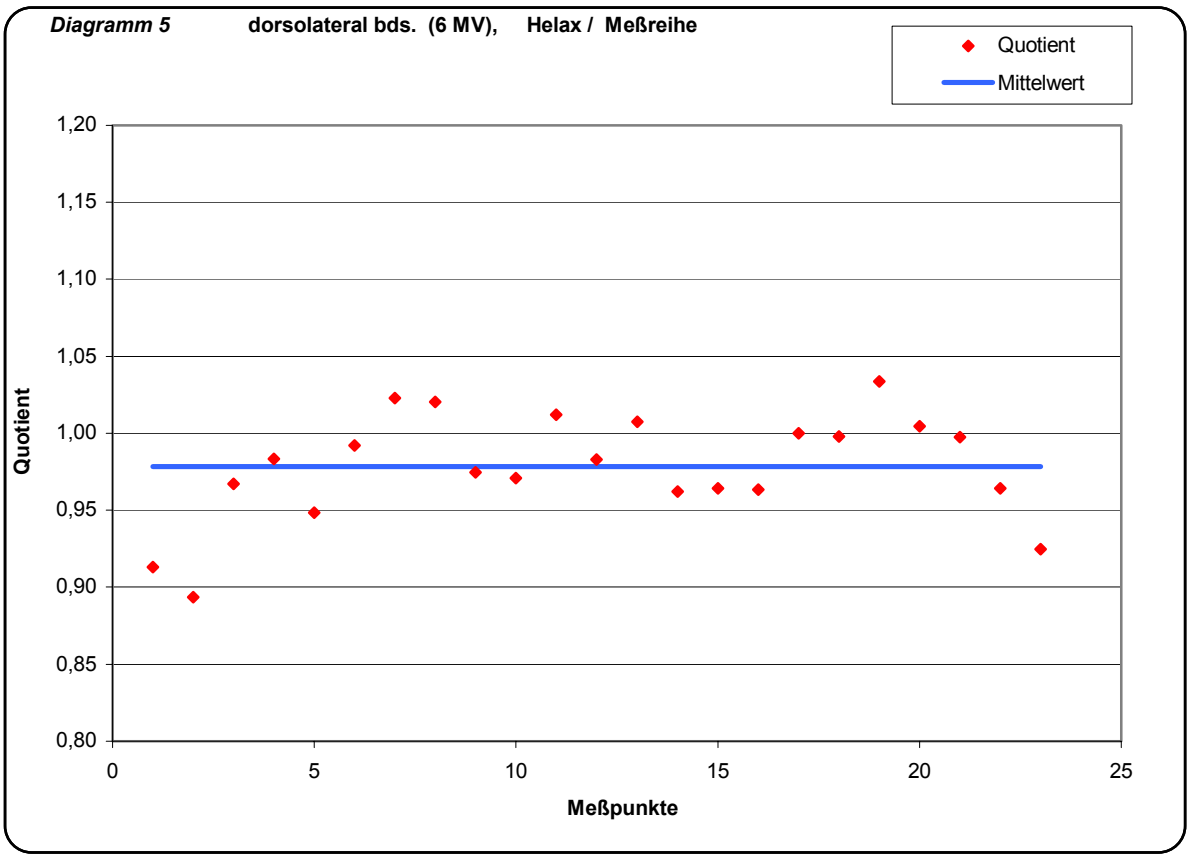
Auflistung der Meßpunkte mit den Quotienten Helax /Meßreihe

Tabelle 21

Quotienten der Helaxkalkulation / Meßreihe dorsolateral bds. (6 MV)

MP	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**
8-1	0,91293	9-1	0,96698	10-1	0,99223	11-2	1,01203	12-6	1,00018
8-5	0,89335	9-2	0,98337	10-2	1,02274	11-3	0,98316	12-7	0,99779
		9-4	0,94833	10-3	1,02051	11-4	1,0075	12-8	1,03348
				10-5	0,97468	11-6	0,96206	12-9	1,00439
				10-6	0,97084	11-7	0,96424	12-10	0,9976
						11-8	0,9636	12-11	0,9644
								12-15	0,92484

Grafische Darstellung der Quotienten Helaxkalkulation / TLD-Meßwert



Die mittlere Abweichung ist mit -2,2 % etwas höher als bei der dorsolateralen Co^{60}-Bestrahlung bei annähernd identischer Standardabweichung von 3,5 %.

Eine größere Abweichung als 7 % weisen 3 Werte (13,0 %), eine größere Abweichung als 5% weisen 4 Werte (17,5 %) auf.

IV.1.6 15 MV ultraharte Röntgenstrahlung ventral versus Helax

Bis auf die Energie von 15 MV sind die Bestrahlungsmodalitäten identisch mit dem ventralen Struma-T-Feld der Co^{60}-Bestrahlung. Die unterschiedlichen Monitorunits wurden durch den Korrekturfaktor, mit dem die Werte der Helax-Kalkulation multipliziert wurden, ausgeglichen. Zusätzlich mußte bei den Bestrahlungen mit 15 MV eine geänderte Monitorkalibrierung berücksichtigt werden.

Übersicht über die Ausschlußkriterien der Meßpunktauswertung

Tabelle 22

Ausschluß von Meßpunkten für Vergleich der Meßreihe ventrales Struma-T-Feld (15 MV) mit der Helax-Kalkulation

Kriterium	**Anzahl**
Im Übertragungsunschärfebereich	8
nicht im Bestrahlungsfeld	7
Im Feldrandbereich	2
Im Dosisaufbaubereich	12
Zu geringe Meßdosis	0
davon nicht bestückt	0
Summe	29
Anzahl der ausgewerteten Meßpunkte	**55**

Zusammenfassung der Vergleichsauswertung

Tabelle 23

Zusammenfassung der Ergebnisse des Vergleichs der Meßreihe ventrales Struma-T-Feld (15 MV) mit der Helax-Kalkulation

Anzahl der ausgewerteten MP	55
Mittelwert	0,9826
Standardabweichung	0,0339
Varianz	0,0012
Maximalwert	1,0739
Minimalwert	0,9297

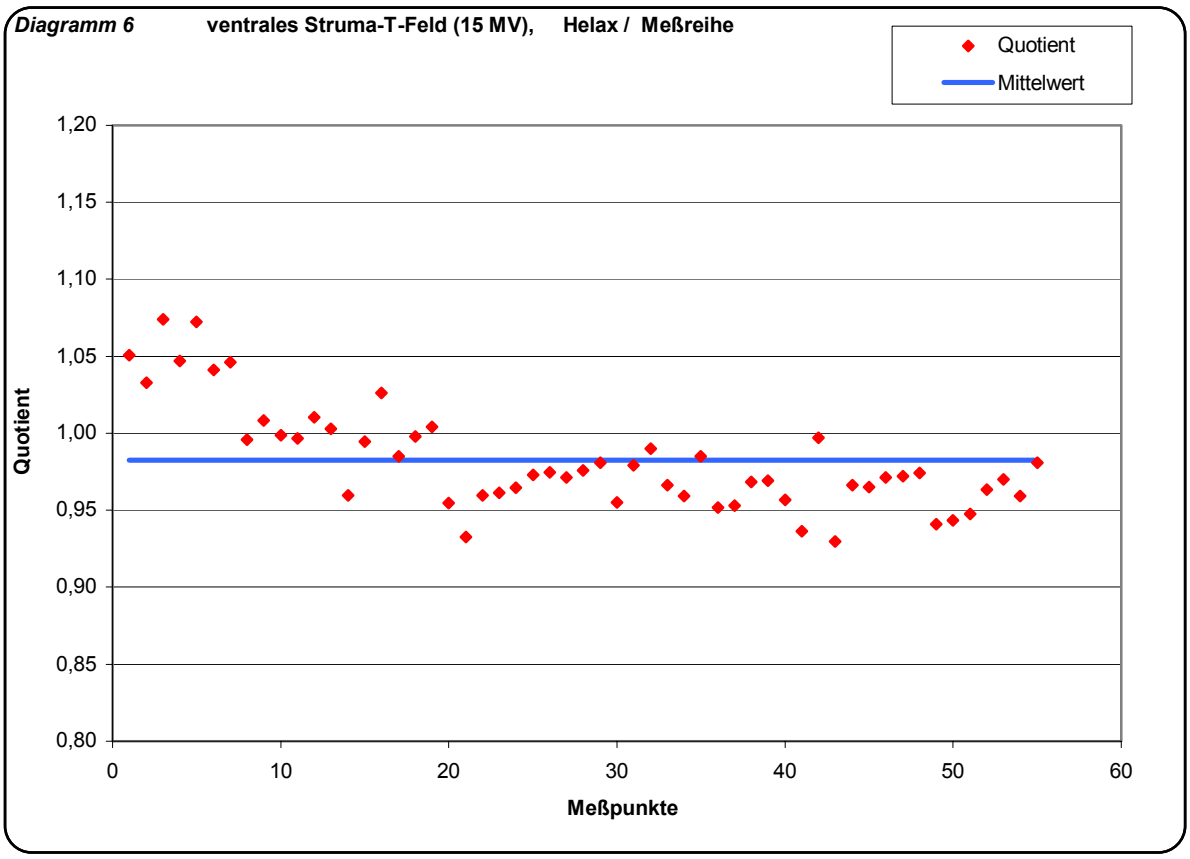
Auflistung der Meßpunkte mit den Quotienten Helax /Meßreihe

Tabelle 24

Quotienten der Helaxkalkulation / Meßreihe ventrales Struma-T-Feld (15 MV)

MP	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**
7-2	1,05068	9-5	1,01039	11-6	0,96136	12-11	0,95909	13-7	0,96493
7-3	1,03298	9-6	1,00277	11-7	0,96460	12-12	0,98523	13-10	0,97150
7-4	1,07388	10-4	0,95958	11-8	0,97285	12-13	0,95193	13-13	0,97209
7-5	1,04706	10-5	0,99474	11-9	0,97456	12-14	0,95292	13-14	0,97430
7-6	1,07215	10-6	1,02603	11-10	0,97128	12-15	0,96848	14-2	0,94097
7-7	1,04112	10-7	0,98490	11-11	0,97578	12-16	0,96912	14-3	0,94353
8-3	1,04617	10-8	0,99799	12-4	0,98105	12-17	0,95679	14-5	0,94756
8-4	0,99584	10-9	1,00420	12-6	0,95513	12-18	0,93628	14-6	0,96322
8-5	1,00818	11-2	0,95488	12-7	0,97905	12-19	0,99713	14-9	0,97006
9-3	0,99871	11-3	0,93263	12-9	0,99019	13-3	0,92969	14-12	0,95925
9-4	0,99685	11-4	0,95984	12-10	0,96630	13-6	0,96613	14-13	0,98070

Grafische Darstellung der Quotienten Helaxkalkulation / TLD-Meßwert



Der Mittelwert der Abweichungen beträgt -1,2 %. Die Streuung ist mit einer Standardabweichung von 3,4 % mit den anderen Meßreihen vergleichbar. Auch hier scheint, wie beim ventralen Struma-T-Feld der Co^{60}-Bestrahlung, eine größere Abweichung in den beiden cranialen Scheiben vorzuliegen (s.o.). Die Anzahl der ausgewerteten Meßpunkte ist aufgrund des tieferen Dosismaximums bei 15 MV mit flacherem Dosisaufbau geringer als bei den anderen ventralen Bestrahlungen.

Eine größere Abweichung als 7% weisen 3 Werte (5,5 %), eine größere Abweichung als 5% weisen 9 Werte (16,4 %) auf.

IV.1.7 15 MV ultraharte Röntgenstrahlung dorsolateral bds. versus Helax

Bis auf die Energie von 15 MV sind die Bestrahlungsmodalitäten identisch zur dorsolateralen Feldeinstellung der beiden anderen dorsolateralen Bestrahlungen. Die unterschiedlichen Monitorunits wurden durch den Korrekturfaktor, mit dem die Werte der Helax-Kalkulation multipliziert wurden, ausgeglichen. Zusätzlich mußte bei den Bestrahlungen mit 15 MV eine geänderte Monitorkalibrierung berücksichtigt werden.

Übersicht über die Ausschlußkriterien der Meßpunktauswertung

Tabelle 25

Ausschluß von Meßpunkten für Vergleich der Meßreihe dorsolateral bds.(15 MV) mit der Helax-Kalkulation

Kriterium	**Anzahl**
Im Übertragungsunschärfebereich	8
nicht im Bestrahlungsfeld	46
Im Feldrandbereich	7
Im Dosisaufbaubereich	0
Zu geringe Meßdosis	0
davon nicht bestückt	0
Summe	61
Anzahl der ausgewerteten Meßpunkte	**23**

Zusammenfassung der Vergleichsauswertung

Tabelle 26

Zusammenfassung der Ergebnisse des Vergleichs der Meßreihe dorsolateral bds. (15 MV) mit der Helax-Kalkulation

Anzahl der ausgewerteten MP	23
Mittelwert	1,0096
Standardabweichung	0,0345
Varianz	0,0012
Maximalwert	1,0556
Minimalwert	0,8985

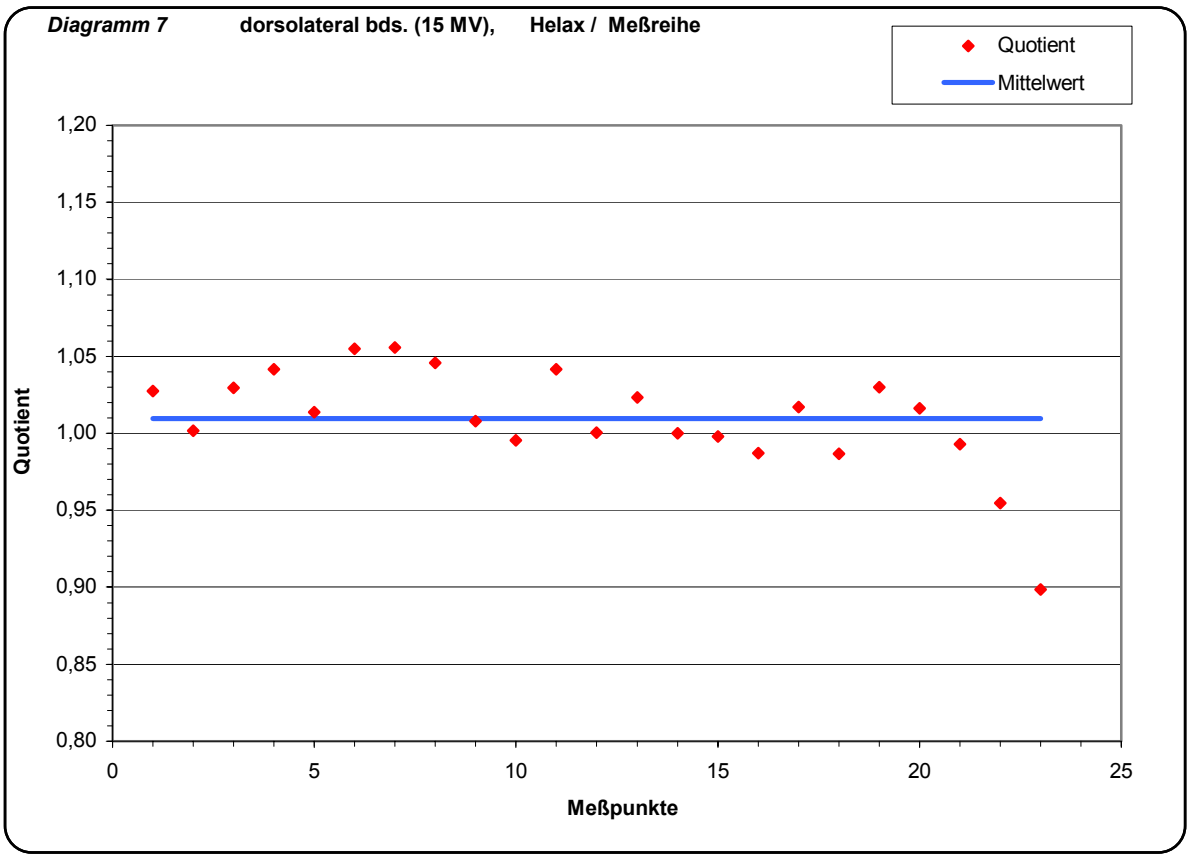
Auflistung der Meßpunkte mit den Quotienten Helax /Meßreihe

Tabelle 27

Quotienten der Helaxkalkulation / Meßreihe dorsolateral bds. (15 MV)

MP	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**
8-1	1,02761	9-1	1,02937	10-1	1,05499	11-2	1,04139	12-6	1,01689
8-5	1,00161	9-2	1,04145	10-2	1,05557	11-3	1,00035	12-7	0,98688
		9-4	1,01379	10-3	1,04589	11-4	1,02347	12-8	1,02995
				10-5	1,00783	11-6	0,99999	12-9	1,01620
				10-6	0,99553	11-7	0,99784	12-10	0,99299
						11-8	0,98693	12-11	0,95451
								12-15	0,89850

Grafische Darstellung der Quotienten Helaxkalkulation / TLD-Meßwert



Der Mittelwert der Abweichungen beträgt 1,0 %, die Streuung ist mit einer Standardabweichung von 3,5 % mit den anderen Meßreihen vergleichbar.

Eine größere Abweichung als 7 % weist nur 1 Wert (4,3 %), eine größere Abweichung als 5 % weisen lediglich 3 Werte (13,0 %) auf.

IV.1.8 Cobalt dorsales Gegenfeld versus Helax

Das dorsale Gegenfeld entsprach dem ventralen Struma-T-Feld der Co^{60}-Bestrahlung in bezug auf Länge, Breite und Positionierung des Zentralstrahls. Lediglich die Gantry wurde um 180^0 gedreht und ein FHA von ebenfalls 800 mm eingestellt. Die Bestrahlung erfolgte ohne Bleiblöcke.

Übersicht über die Ausschlußkriterien der Meßpunktauswertung

Tabelle 28

Ausschluß von Meßpunkten für Vergleich der Meßreihe dorsales Stehfeld (Cobalt) mit der Helax-Kalkulation

Kriterium	**Anzahl**
Im Übertragungsunschärfebereich	0
nicht im Bestrahlungsfeld	0
Im Feldrandbereich	0
Im Dosisaufbaubereich	0
Zu geringe Meßdosis	0
davon nicht bestückt	0
Summe	0
Anzahl der ausgewerteten Meßpunkte	**84**

Zusammenfassung der Vergleichsauswertung

Tabelle 29

Zusammenfassung der Ergebnisse des Vergleichs der Meßreihe dorsales Stehfeld (Cobalt) mit der Helax-Kalkulation

Anzahl der ausgewerteten MP	84
Mittelwert	1,0114
Standardabweichung	0,0399
Varianz	0,0016
Maximalwert	1,1139
Minimalwert	0,8589

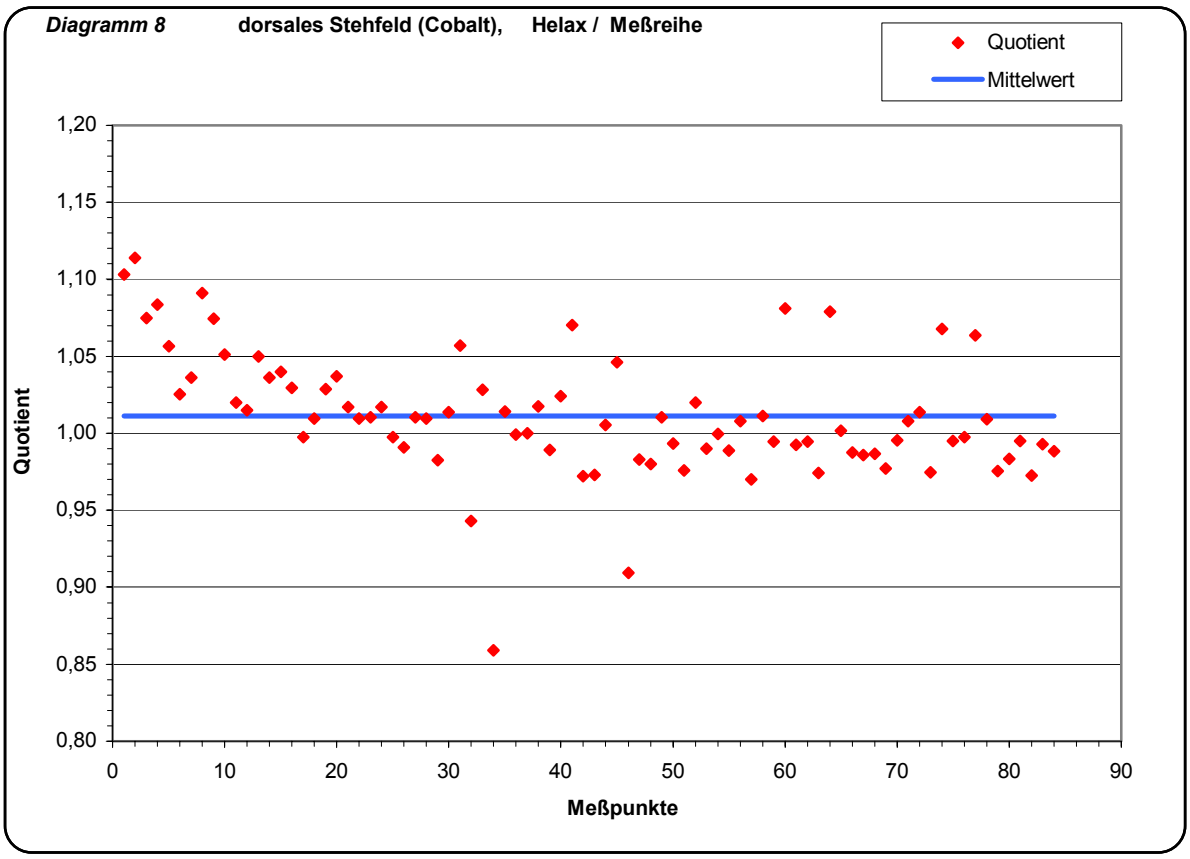
Auflistung der Meßpunkte mit den Quotienten Helax /Meßreihe

Tabelle 30

Quotienten der Helaxkalkulation / Meßreihe dorsales Stehfeld (Cobalt)

MP	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**	**MP**	**Quotient**
7-1	1,10299	9-6	1,00973	11-8	1,01397	12-14	1,01993	13-12	0,97712
7-2	1,11391	10-1	1,02884	11-9	0,99937	12-15	0,99017	13-13	0,99542
7-3	1,07481	10-2	1,03689	11-10	0,99999	12-16	0,99977	13-14	1,00805
7-4	1,08339	10-3	1,01707	11-11	1,01732	12-17	0,98865	14-1	1,01356
7-5	1,05641	10-4	1,00965	12-1	0,98909	12-18	1,00791	14-2	0,97449
7-6	1,02532	10-5	1,01032	12-2	1,02391	12-19	0,97018	14-3	1,06782
7-7	1,03632	10-6	1,01687	12-3	1,07028	13-1	1,01108	14-4	0,99513
8-1	1,09094	10-7	0,99758	12-4	0,97196	13-2	0,99450	14-5	0,99759
8-2	1,07462	10-8	0,99067	12-5	0,97313	13-3	1,08103	14-6	1,06375
8-3	1,05116	10-9	1,01053	12-6	1,00526	13-4	0,99269	14-7	1,00895
8-4	1,02006	11-1	1,00955	12-7	1,04633	13-5	0,99453	14-8	0,97537
8-5	1,01509	11-2	0,98264	12-8	0,90955	13-6	0,97425	14-9	0,98349
9-1	1,04995	11-3	1,01361	12-9	0,98275	13-7	1,07880	14-10	0,99508
9-2	1,03599	11-4	1,05688	12-10	0,98012	13-8	1,00174	14-11	0,97236
9-3	1,04005	11-5	0,94288	12-11	1,01056	13-9	0,98751	14-12	0,99284
9-4	1,02946	11-6	1,02819	12-12	0,99336	13-10	0,98575	14-13	0,98819
9-5	0,99771	11-7	0,85885	12-13	0,97587	13-11	0,98660		

Grafische Darstellung der Quotienten Helaxkalkulation / TLD-Meßwert



Eine größere Abweichung als 7 % weisen 11 Werte (13,1 %), eine größere Abweichung als 5% weisen 17 Werte (20,2 %) auf. Auffallend ist hier die deutlich größere Abweichung in den Scheiben 7 und 8, was mit dem Körperprofil im Hals-Nacken-Bereich erklärbar ist, das eine größere Ungenauigkeit der Tiefenbestimmung der TLD zur Folge hat. In der Diskussion wird darauf näher eingegangen.

Bei dieser Meßreihe fiel zunächst eine deutliche Überschätzung der Helaxkalkulation im Mittel um 3,58 % auf. Als Ursache konnte retrospektiv ermittelt werden, daß die Patientenauflage nicht berücksichtigt wurde, die bei der dorsalen Bestrahlung im Strahlengang liegt. Diese mußte als Moulage simuliert werden, da sie nicht im Helax-System hinterlegt ist. Die Transmission wurde mit 98% angegeben.

Die dann ermittelten Dosiswerte zeigten eine deutlich geringere systemische Abweichung, wie oben ersichtlich.

IV.1.9 Betrachtung der Meßpunkte im Lungengewebe

Aufgrund der bekannten Problematik der Kalkulation von Meßpunkten im Lungengewebe wurden diese isoliert betrachtet. Hier zeigt sich, was die Streuung der Abweichung der Helaxkalkulationen betrifft, im Lungengewebe im Vergleich zur Gesamtheit ein unverändertes Bild.

Allerdings fällt die durchgängig zu niedrige Kalkulation auf. Der Mittelwert der Berechnungen liegt bei den in der Lungennachbildung des Phantoms gelegenen Meßpunkten im Vergleich zur Gesamtheit um 1,37 % niedriger. Damit wurde die Dosis in der Lunge im Schnitt um 1,6% niedriger als die Meßwerte kalkuliert.

Auffallend ist, daß beim dorsalen Gegenfeld mit Co-Bestrahlung die Abweichung mit -2,5% besonders hoch ausfällt. Allerdings ist die Streuung dieser Meßreihe ebenfalls mit einer Standardabweichung von 3,99 % die höchste.

Vergleich der Lungenmeßpunkte mit der Gesamtheit

Tabelle 31								
Vergleich der Lungenmeßpunkte mit der Gesamtheit (Quotienten Kalkulation / Messung)								
Meßreihe	**Co-ven**	**Co-dl**	**06-ven**	**06-dl**	**15-ven**	**15-dl**	**Co-dog**	**Summe**
Meßpunkte in der Lunge								
Anzahl der MP	14	3	14	3	14	3	24	75
Mittelwert	0,9901	0,9921	0,9929	0,9754	0,9659	0,9818	0,9863	0,9840
Min	0,9603	0,9815	0,8013	0,9642	0,9519	0,9545	0,8589	0,8013
Max	1,0068	1,0035	1,0322	0,9976	0,9852	0,9978	1,0199	1,0322
Standardabweichung	0,0111	0,0110	0,0585	0,0192	0,0093	0,0237	0,0302	0,0323
Varianz	0,0001	0,0001	0,0034	0,0004	0,0001	0,0006	0,0009	0,0010
Differenzen zur Gesamtheit								
Mittelwert	-0,0090	-0,0079	-0,0004	-0,0029	-0,0167	-0,0278	-0,0251	-0,0137
Standardabweichung	-0,0173	-0,0211	0,0226	-0,0160	-0,0246	-0,0108	-0,0097	-0,0041
Varianz	-0,0007	-0,0009	0,0021	-0,0009	-0,0011	-0,0006	-0,0007	-0,0003

IV.1.10 Zusammenfassung und Vergleich der Meßreihen und Kalkulationen

Insgesamt wurden 66 Meßergebnisse zweier Bestrahlungen und 341 Punktkalkulationen des Helaxsystems mit den gemessenen Dosiswerten verglichen. Diese Ergebnisse sind unten aufsummiert dargestellt.

Übersicht über die Ausschlußkriterien der Meßpunktauswertung

Tabelle 32

Ausschluß von Meßpunkten für Vergleich aller Meßreihen mit der Helax-Kalkulation

Kriterium	**Anzahl**
Im Übertragungsunschärfebereich	48
nicht im Bestrahlungsfeld	156
Im Feldrandbereich	27
Im Dosisaufbaubereich	14
Zu geringe Meßdosis	2
davon bei der ersten Meßreihe nicht bestückt	0
Summe	247
Anzahl der ausgewerteten Meßpunkte	**341**

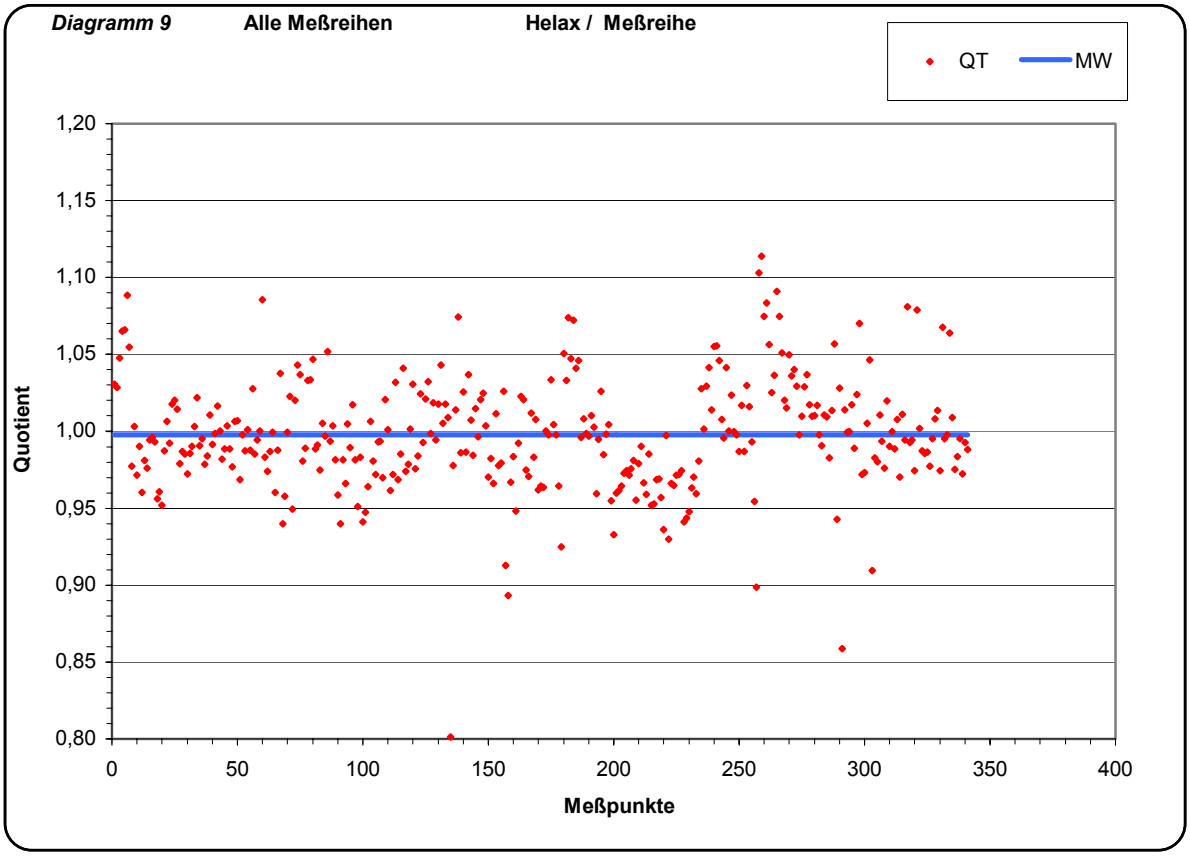
Zusammenfassung der Vergleichsauswertung

Tabelle 33

Zusammenfassung der Ergebnisse vom Vergleich aller Meßreihen mit der Helax-Kalkulation

Anzahl der ausgewerteten MP	341
Mittelwert	0,9977
Standardabweichung	0,0363
Varianz	0,0013
Maximalwert	1,1139
Minimalwert	0,8013

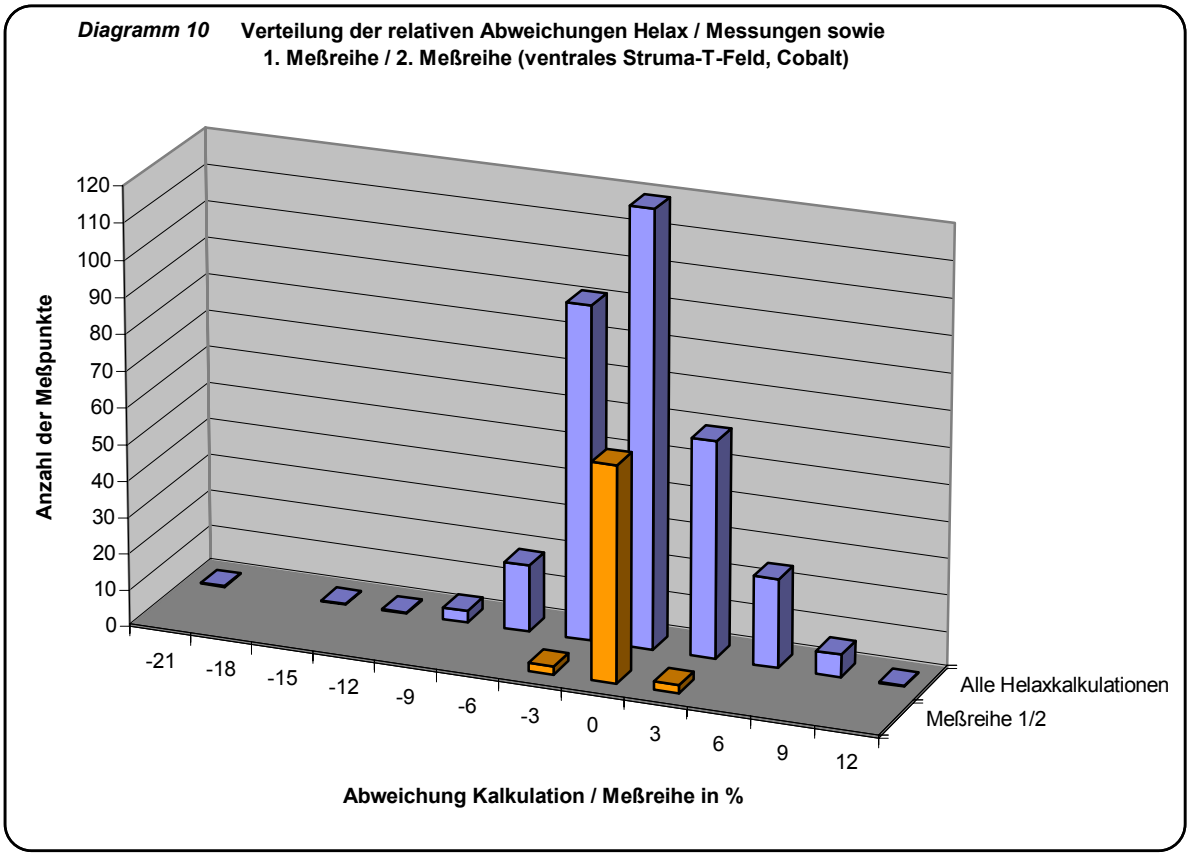
Grafische Darstellung der Quotienten Helaxkalkulation / TLD-Meßwert



Der Mittelwert der Abweichungen beträgt 0,2 %, die Streuung beträgt 3,6% mit einer Standardabweichung von 3,6 %. Eine größere Abweichung als 7 % weisen nur 22 Werte (6,5 %), eine größere Abweichung als 5 % weisen lediglich 46 Werte (13,5 %) auf.

Eine geringere Abweichung als 3 % weisen 229 Werte (67,2%) auf. Die Verteilung der Abweichungen ist im unten dargestellten Balkendiagramm ersichtlich.

Grafische Darstellung der Häufigkeitsverteilung der Abweichungen Kalkulation / Messung



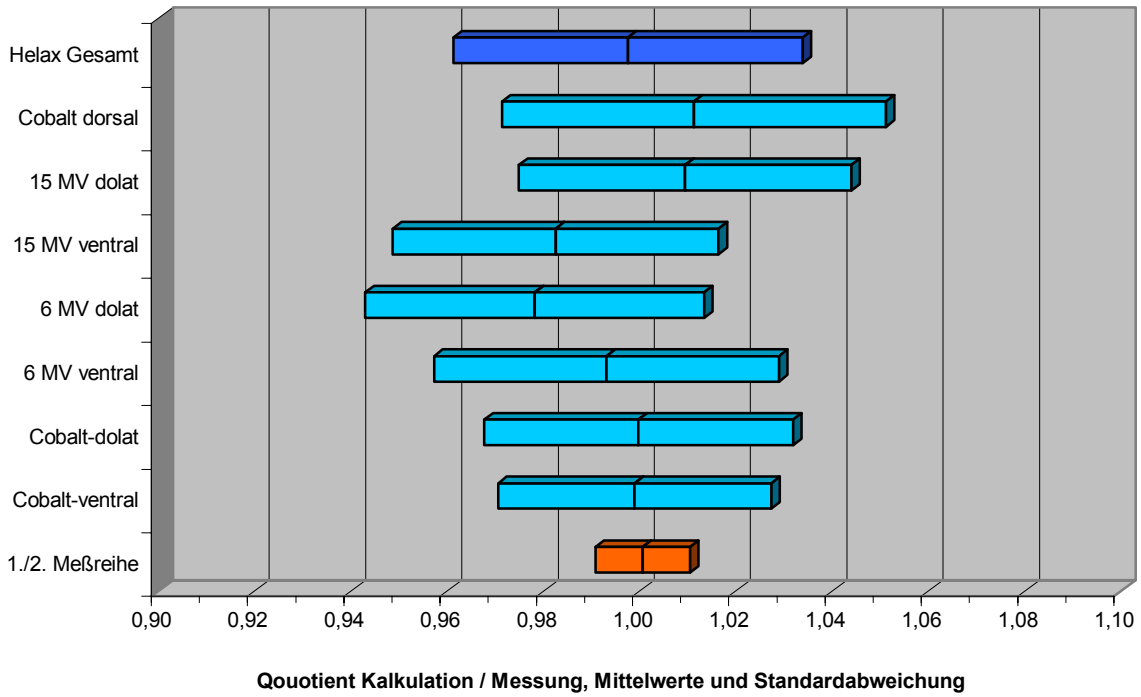
Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß die Dosiskalkulationen des Helax-Planungssystems eine sehr hohe Übereinstimmung mit den in der Dosimetrie gemessenen Dosiswerten ergaben. Hierbei lagen die Abweichungen der Mittelwerte nur zwischen – 2,1% und + 1,1% Prozent, über alle Meßreihen gemittelt betrug die Abweichung des Mittelwertes nur + 0,2 %. Auch die Streuung war sehr gering. Die Standardabweichung aller Meßreihen lag bei 3,6 %. Hierbei zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der einzelnen Meßreihen. Das ist grafisch im Balkendiagramm der Mittelwerte und Standardabweichungen anschaulich gemacht.

Auffallend ist die minimale Streuung der Ergebnisse der doppelt durchgeführten Meßreihe.

Auf Fehlerursachen wird in der Diskussion näher eingegangen.

Grafische Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen

Diagramm 11 **Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen der Meßreihen**

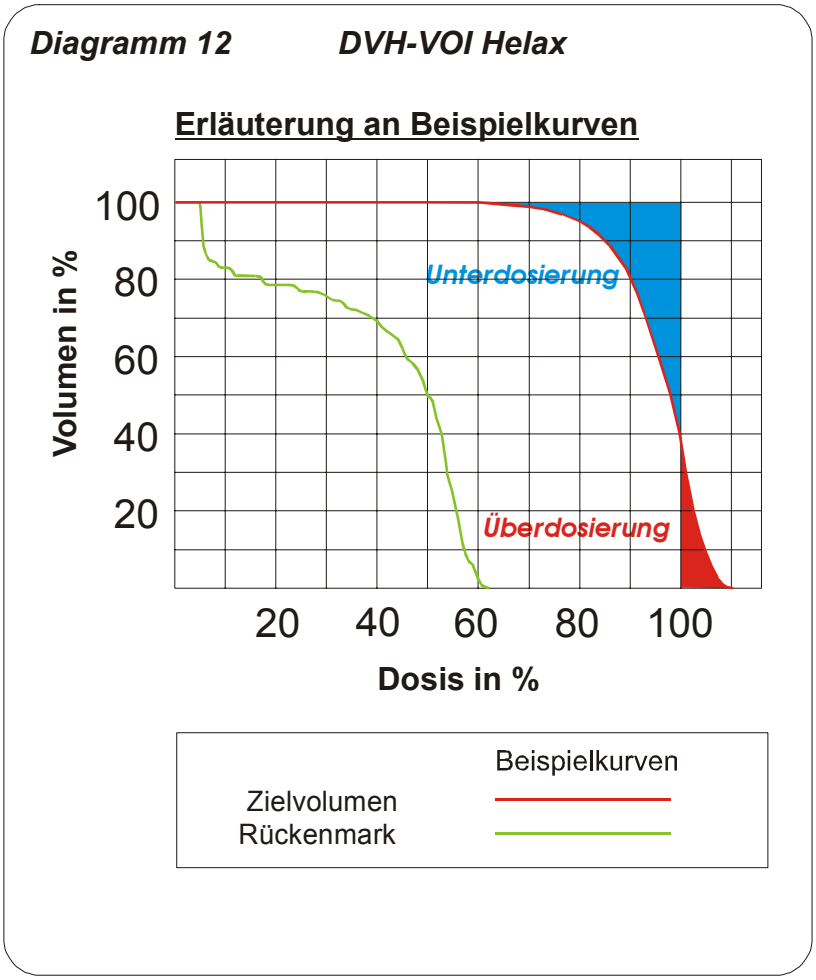


IV.2 Vergleich der verschiedenen Feldeinstellungen mit Hilfe des Planungsrechners Helax

Die Vergleiche der TLD-Meßwerte mit den Helaxkalkulationen haben eine geringe Abweichung innerhalb der empfohlenen Qualitätsrichtlinien der ICRU ergeben, so daß es zulässig ist, auch ohne Kontrolle mittels TL-Dosimetrie die Bestrahlungsspezifikationen der früheren mit den heutigen Feldeinstellungen am Helax-System zu vergleichen.

Dazu wurden die Dosis-Volumen-Histogramme mittels Vektorgrafikprogramm einheitlich skaliert und übereinanderprojiziert. So lassen sich jeweils die alte mit der neuen Feldeinstellung bezüglich der Dosisverteilung im Zielvolumen, im Bereich des Rückenmarks und beider Lungen vergleichen. Das unten dargestellte Beispieldiagramm veranschaulicht die Interpretation des DVH. Schraffiert gekennzeichnet sind die Anteile der Über- und Unterdosierung des Zielvolumens.

Beispieldiagramm zur Veranschaulichung der Dosis-Volumen-Histogramme (DVH)



IV.2.1 9-Feldertechnik versus Struma-T-Feld mit ventrolateraler Aufsättigung

Das DV-Histogramm zeigt den Vergleich der alten mit der neuen Bestrahlungstechnik. Am auffallendsten ist der spätere Abfall der Zielvolumenkurve unter die 100%-Marke; der Anteil des unterdosierten Zielvolumens ist also geringer. Dies wird ohne Überdosierung in Bereichen des Zielvolumens erreicht.

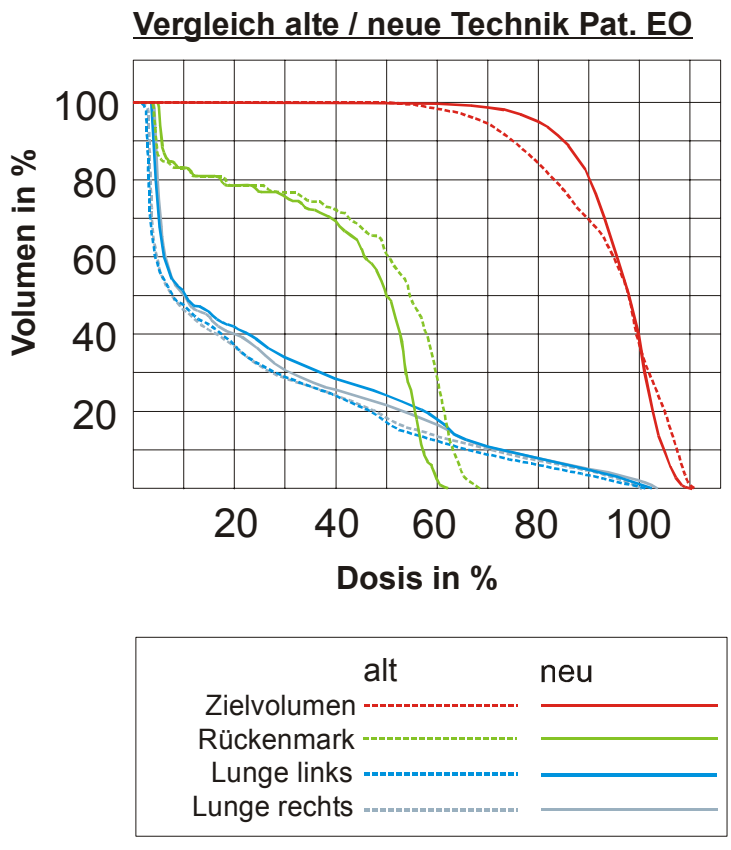
Die Rückenmarksschonung ist ebenfalls besser, obwohl die Differenz im Dosisbereich um 60% der Herddosis nur noch marginal ist.

Die Lungenbelastung ist bei der neuen Bestrahlungstechnik geringfügig höher, jedoch ist bei beiden Techniken der Anteil des in kritischer Dosis bestrahlten Lungengewebes unter 30%. Da jedoch ausschließlich das im Bestrahlungsfeld liegende Lungenvolumen in die Berechnung einbezogen wurde, ist der reale Anteil deutlich geringer.

Die Herddosis beträgt 66,6 Gy, die Dosiswerte werden in % der Herddosis angegeben.

Projektion mehrerer DVH nach Skalierung mittels Vektorgrafikprogramm

Diagramm 13 ***DVH-VOI Helax***



IV.2.2 7-Feldertechnik versus Struma-T-Feld mit ventrolateraler Aufsättigung

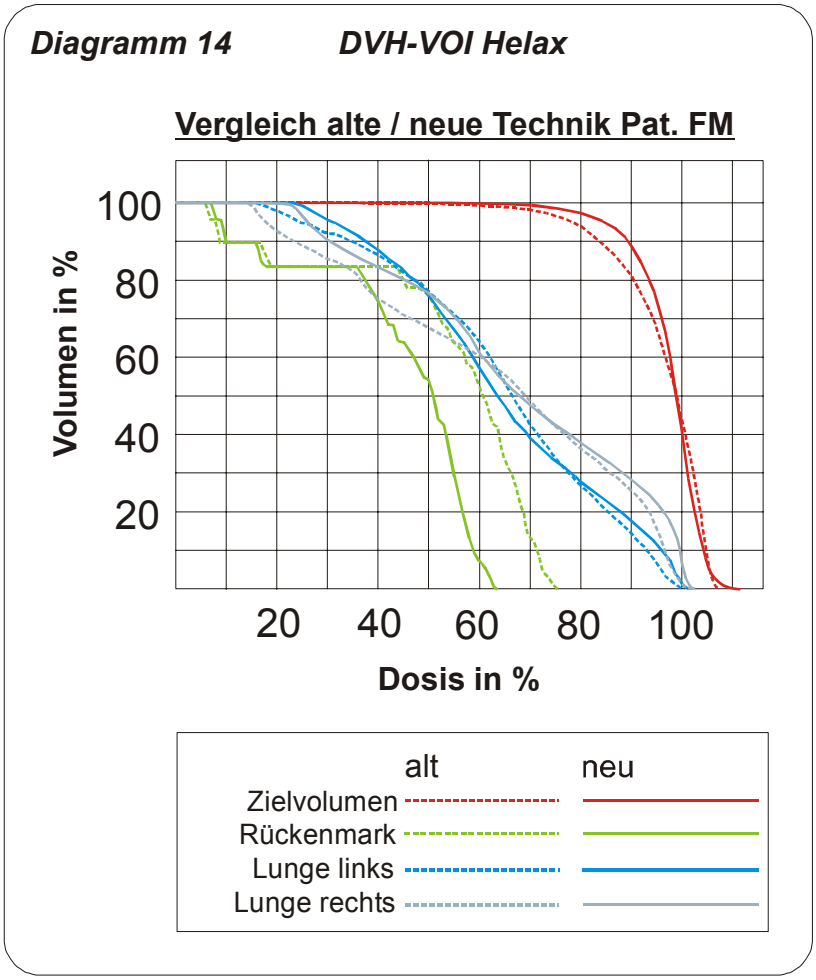
Das DV-Histogramm zeigt den Vergleich der alten mit der neuen Bestrahlungstechnik. Auch hier ist am auffallendsten der spätere Abfall der Zielvolumenkurve unter die 100%-Marke; der Anteil des unterdosierten Zielvolumens ist also geringer. Dies wird ohne Überdosierungen im Bereich des Zielvolumens erreicht.

Die Rückenmarksdosis fällt rascher ab und beträgt maximal in der neuen Technik bis zu 10% weniger der Herddosis als in der alten Technik. Insbesondere bei einem seriellen Gewebe ist dies von Bedeutung. Die Lungenbelastung ist bei der neuen Bestrahlungstechnik geringfügig höher, jedoch liegt bei beiden Techniken der Anteil des in kritischer Dosis bestrahlten Lungengewebes unter 30%. Da jedoch ausschließlich das im Bestrahlungsfeld liegende Lungenvolumen in die Berechnung einbezogen wurde, ist der reelle Anteil deutlich geringer.

Beim Vergleich mit o.g. Neunfeldertechnik ist die unterschiedliche Herddosis zu berücksichtigen, die hier mit 59,6 Gy deutlich geringer ist. Die Dosiswerte werden in % der Herddosis angegeben.

Projektion mehrerer DVH nach Skalierung mittels Vektorgrafikprogramm

Diagramm 14 ***DVH-VOI Helax***



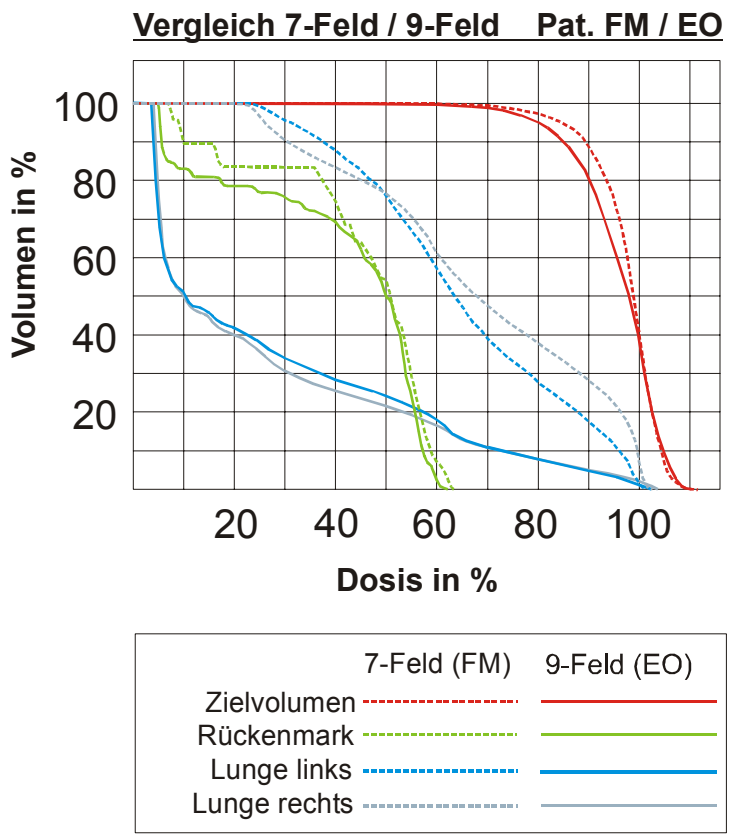
IV.2.3 7-Feldertechnik versus 9-Feldertechnik

Der direkte Vergleich der 7-Felder- mit der 9-Feldertechnik ist nur begrenzt zulässig, da hier den relativen Dosisangaben unterschiedliche Herddosiswerte zugrunde liegen. Außerdem wurden die Bestrahlungen an zwei verschiedenen Patienten mit völlig unterschiedlichen anatomischen Voraussetzungen berechnet.

Der Vergleich der Dosisverteilung ist daher nur bedingt aussagekräftig. Hierbei zeigt sich in der 9-Feldertechnik ein etwas ungünstigerer Kurvenverlauf im Zielvolumen mit größerer Unterdosierung. Vorteile bietet jedoch der deutlich geringere Dosisanteil im Lungengewebe sowie eine bessere Schonung des Rückenmarks.

Projektion mehrerer DVH nach Skalierung mittels Vektorgrafikprogramm

Diagramm 15 DVH-VOI Helax



V. Diskussion

V.1 Indikation zur perkutanen Strahlentherapie und Qualitätskontrolle

Gemäß dem Freiburger Konsensus wird im Klinikum Großhadern die Indikation zur perkutanen Strahlentherapie bei differenzierten Schilddrüsenkarzinomen im Tumorstadium pT4 (TNM 1997) sowie bei medullären Karzinomen bei unvollständiger Resektion gestellt. Dabei finden die Dosierungsrichtlinien der Münsteraner Studie Anwendung. Eine weitere, 1999 in Münster begonnene Studie wird den Nutzen der perkutanen Strahlentherapie besser quantifizieren können. Aufgrund der guten Prognose der Erkrankung sind Aussagen jedoch erst in ca. 10 Jahren zu erwarten.

Jede Strahlentherapie unter kurativem Ansatz bewegt sich im Spannungsfeld zwischen Herddosismaximierung zur Minimierung der Rezidivwahrscheinlichkeit und gleichzeitiger Schonung der Umgebung zur Minimierung von Nebenwirkungen und bleibenden Beeinträchtigungen der Lebensqualität.

Durch eine detaillierte Bestrahlungsplanung und exakt durchgeführte Bestrahlungen werden Über- und Unterdosierungen vermieden. Mit Hilfe der Thermolumineszenzdosimetrie, die sich als etablierte Methode durchgesetzt hat, sind ergänzende Qualitätskontrollen sowohl bei Dosismessungen am Patienten als auch am Phantom möglich (20,14).

Die vorliegende Arbeit untersucht im ersten Schritt die Kongruenz von am Phantom gemessenen Dosiswerten mit den am Planungsrechner ermittelten Werten unter Verwendung der bis 1997 üblichen Bestrahlungsfelder, nämlich des ventralen Struma-T-Feldes mit dorsolateraler Aufsättigung. Die mittels TL-Dosimetern im Aldersonphantom gemessenen Dosen wurden mit den im Planungssystem Helax berechneten Werten verglichen.

V.2 Vergleich der Meßwerte mit der Helaxkalkulation ; Fehleranalyse

V.2.1 Lage der Meßpunkte im Feld

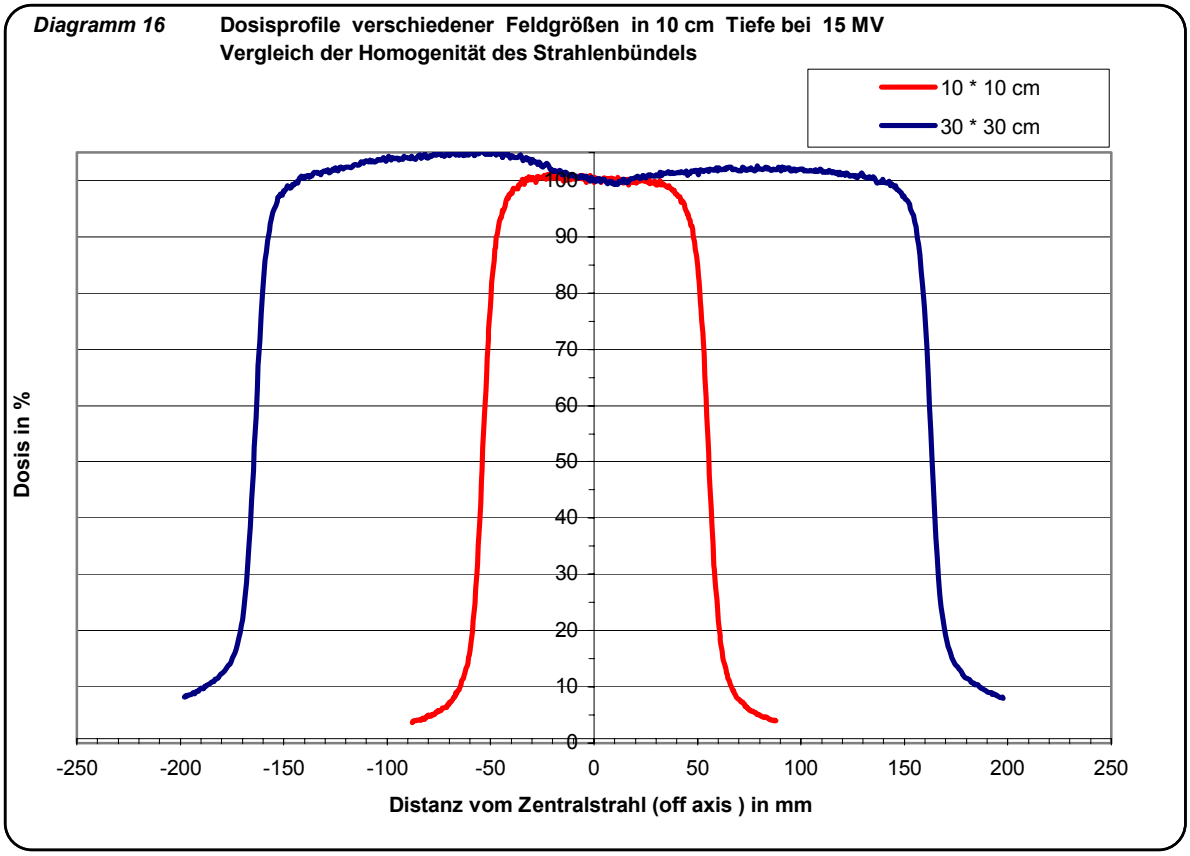
Die Auswertung aller 84 Meßergebnisse zeigte extreme Abweichungen, im Falle des ventralen Struma-T-Feldes z.B. eine Abweichung des Mittelwertes von 8,5 % und eine Standardabweichung von 34 %. Da im Alderson-Phantom jedoch die Bohrungen für die Dosimeter vorgegeben sind und somit eine freie Positionierung nicht möglich ist, lagen etliche Dosimeter im Randgebiet des Bestrahlungsfeldes oder des Blockschattens. In diesem

Bereich besteht jedoch ein extremer Dosisabfall von bis zu 8% pro mm. Dies wird im exemplarisch dargestellten Dosisprofil deutlich.

Die Grenzen der Reproduzierbarkeit der Phantompositionierung bei der Bestrahlung (ca. ± 1mm) sowie die Lokalisation der TLD in der CT-Darstellung des Helax-Systems (ca. ± 1mm) ergeben also eine Spannweite von ± 16 % im Bereich des Feldrandes.

Es wurden daher nur diejenigen Meßpunkte verwendet, die weiter als 5 mm vom Feldrand bzw. Blockschatten entfernt lagen. Hier beträgt der Dosisgradient nur noch weniger als 1% / mm.

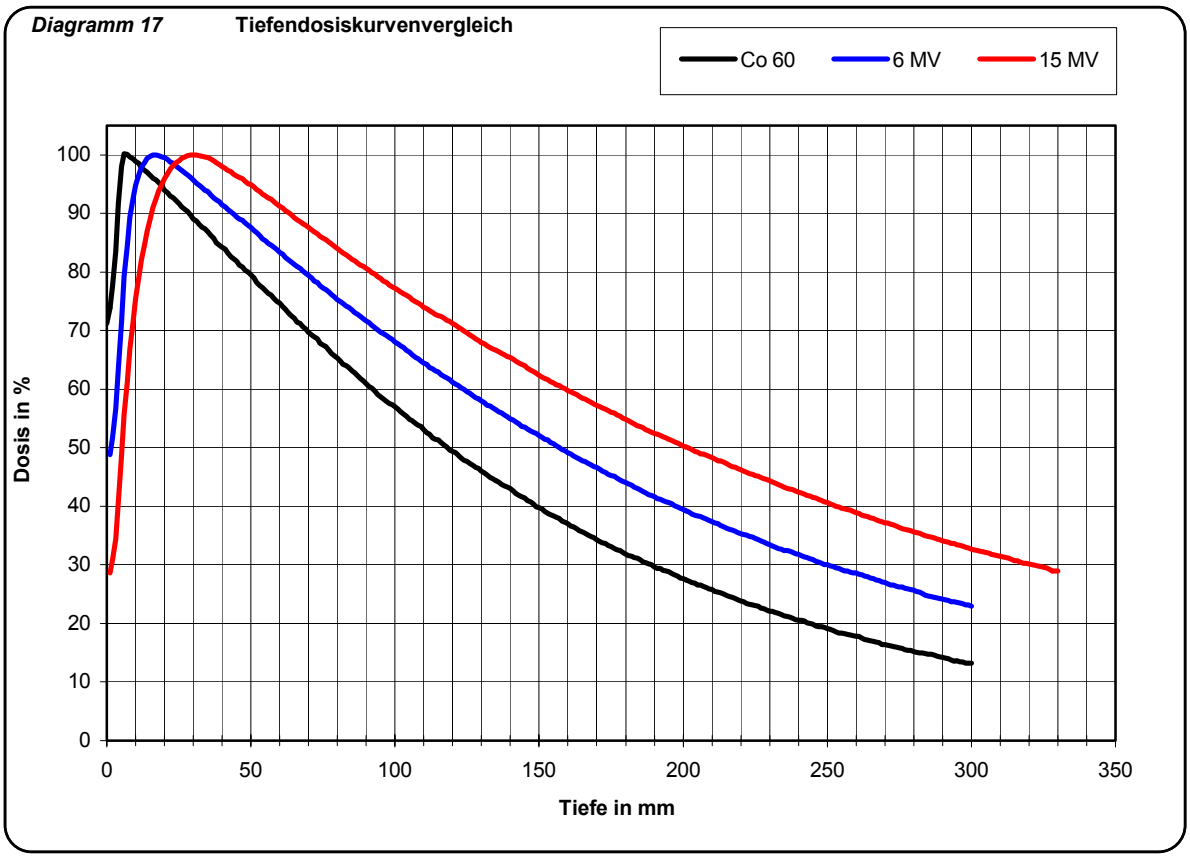
Normierte Dosisprofile zum Vergleich der Homogenität des Strahlenbündels in Abhängigkeit von der Feldgröße sowie Demonstration des Dosisgradienten im Randbereich des Feldes



Eine ähnliche Situation ergibt sich für die Dosimeter in der Nähe der Außenkontur zur Strahlenquelle hin. Hier ist es nicht das nach lateral steil abfallende Dosisprofil, sondern die im Bereich des Dosisaufbaueffekts steil ansteigende Tiefendosiskurve, die zu extremen Abweichungen der Dosisberechnungen führt. So beträgt z.B. der Dosiszuwachs in 5 mm Tiefe bei 15 MV ultraharte Röntgenstrahlung ca. 15 % / mm. Gemäß der o.g. Fehler bei der Phantompositionierung und der TLD-Lokalisation bei der Helax-Kalkulation ergeben sich hiermit Abweichungen bis zu 30%. Entsprechend den Tiefendosiskurvenverläufen der verschiedenen Energien wurden daher nur diejenigen Meßpunkte ausgewertet, die eine größere Tiefe aufwiesen als das Dosismaximum der entsprechenden Strahlenqualität. Dabei

wurde ebenfalls berücksichtigt, daß der Dosisaufbaueffekt im Gewebe geringerer Dichte, wie z.B. der im Phantom nachgebildeten Lunge, weniger steil ist. Hierzu wurde das Produkt aus durchschnittlicher Dichte des Phantoms vom Eintritt des Strahlengangs bis zum Meßpunkt und der geometrischen Tiefe gebildet.

Tiefendosiskurven im Vergleich



Das Optimum der Meßgenauigkeit der TL-Dosimeter liegt bei etwa 1 Gy. Da die nicht im Bestrahlungsfeld liegenden TLD mit einer deutlich geringeren Dosis bestrahlt wurden und die relative Abweichung dementsprechend stark zunahm, wurden diese ebenfalls von der Auswertung ausgeschlossen.

Die Auswertung der nach den o.g. Kriterien eingeschlossenen Meßpunkte ergab eine hohe Übereinstimmung der Meßergebnisse mit den Berechnungen des Helaxsystems. Die ICRU-Kriterien, die eine Exaktheit von 95% - 107% fordern, erfüllen demnach 90% der Berechnungen. Nur 5,9 % der Berechnungen unter- bzw. 4,1% überschreiten diesen Toleranzrahmen.

Die Abweichungen der Meßergebnisse von den Kalkulationen sind die Summe von Meßfehler und Kalkulationsfehler. Optimum ist ein richtiger Meß- und Kalkulationswert. Haben Meß- und Kalkulationsfehler denselben Wert, besteht zwar eine vollständige

Übereinstimmung, die angenommene Dosis ist jedoch falsch. Weichen beide um den tatsächlichen Wert mit verschiedenen Vorzeichen ab, so ist der tatsächliche Fehlerbetrag geringer als die Abweichung des Meßwertes vom Kalkulationswert.

Im folgenden sollen die Fehlerquellen analysiert und ihr Betrag geschätzt werden.

Abweichung der Kalkulationen Helax von Meßergebnissen, aufgeschlüsselt nach ICRU Qualitätskriterien

Tabelle 34

Übersicht über Abweichungen der Helax-Kalkulationen von den Meßreihen in Bezug auf die ICRU-Kriterien

Meßreihe	Anzahl der ausgewerteten Meßpunkte	Abweichung Helaxkalkulation zu Meßreihe					
		< 95 %		95% - 107%		> 107%	
		Anzahl	in %	Anzahl	in %	Anzahl	in %
ventrales Struma-T-Feld (Cobalt)	67	0	0,0	65	97,0	2	3,0
dorsolateral bds. (Cobalt)	23	2	8,7	21	91,3	0	0,0
ventrales Struma-T-Feld (6 MV)	66	4	6,1	61	92,4	1	1,5
dorsolateral bds. (6 MV)	23	4	17,4	19	82,6	0	0,0
ventrales Struma-T-Feld (15 MV)	55	6	10,9	47	85,5	2	3,6
dorsolateral bds. (15 MV)	23	1	4,3	22	95,7	0	0,0
dorsales Stehfeld (Cobalt)	84	3	3,6	72	85,7	9	10,7
Alle Felder	341	20	5,9	307	90,0	14	4,1

V.2.2 Fehlerquellen der Dosismessungen am Phantom

V.2.2.1 Thermolumineszenzdosimeter

Die Genauigkeit der Thermolumineszenzdosimetrie wird mit < 1% angegeben (20). Dieser Wert wurde durch Auswertung zweier annähernd gleich durchgeführten Messungen bestätigt. Die Standardabweichung der beiden Meßreihen betrug nur 0,98 %. Zwar sind die TL-Dosimeter mit 6 mm Länge sehr klein, trotzdem ist zu berücksichtigen, daß dies keine exakte Punktdosismessung ist. Die gemessene Dosis entspricht dem Mittelwert der Dosis in dem Detektorvolumen. Bei homogenen Feldern ist dieser Fehler gering. Bei größeren Dosisgradienten ist diese Abweichung von einer Punktdosiskalkulation schon relevant.

V.2.2.2 Phantompositionierung bei der Bestrahlung

Die Positionierung des Phantoms im Strahlengang ist nicht exakt reproduzierbar. Dank Feldmarkierungen auf dem starren Phantom und Laserfadenkreuzen der Bestrahlungsanlagen ist eine Exaktheit von ca. 1mm zu erreichen. Die Verschiebung nach lateral ist bei dieser Größenordnung nur im Bereich des Feldrandes von Bedeutung. Da

diese Meßpunkte jedoch nicht ausgewertet wurden, kommt dieser Fehler nicht zum Tragen. Jedoch bewirkt eine Fehlpositionierung mit Veränderung des FHA von z.B. 795 mm auf 794 mm schon einen Fehler in der Größenordnung von 0,25 %. Da der Fehlerbetrag auch von der Meßpunkttiefe abhängt, verursacht der Fehler neben einer Verschiebung des Mittelwertes eine geringe Zunahme der Streuung der Quotienten aus Messung und Kalkulation.

V.2.2.3 Exaktheit der Monitorunits

Die Tagesdrift der Strahlenquelle, das heißt die Reproduzierbarkeit der Absolutdosis, stellt bei Cobalt- oder Cäsiumquellen kein Problem dar. Daher ist zur Ermittlung des Kalibrierfaktors die Cäsiumquelle besonders geeignet. Bei Beschleunigern gibt es jedoch Tagesschwankungen, die bis zu 2% betragen können (14).

V.2.2.4 Dosishomogenität des Strahlenbündels

Eine weitere Fehlerquelle ist die Dosisinhomogenität des Strahlenbündels, die mit der Feldgröße zunimmt (14). In Diagramm 16 sind typische Dosisverteilungen für ein großes bzw. kleines Feld gezeigt.

V.2.3 Fehlerquellen der Dosiskalkulationen am Planungsrechner Helax

Die Datenübernahme der anatomischen Verhältnisse des Patienten bzw. des Phantoms erfolgt online vom CT. Hierbei ist also die Qualität des CTs entscheidend. Dünnere Schichten verbessern zwar die Möglichkeit der exakteren Berechnung, erhöhen jedoch den Rechenaufwand erheblich. Im Falle des Phantoms wurde die Scheibendicke des Phantoms auch als Schichtabstand der CT-Scans gewählt, also 25mm. Das ist insbesondere bei einer stark variierenden Körperkontur, wie besonders im Bereich des Kiefers und des Halses sowie im Bereich der Schultern, nachteilig. Jedoch konnten dadurch Artefakte durch Anschnitte von Scheibenzwischenräumen des Phantoms verhindert werden.

Allerdings ist hierbei auch die schon oben erwähnte Größe der TLD zu berücksichtigen. Aufgrund der Länge von 6 mm ist die Wahl einer kleineren Schichtdicke nicht sinnvoll.

Die Lokalisation der TL-Dosimeter gelang im Helax-System mit einer Genauigkeit von ca. 1mm. Wie oben bereits erwähnt, hat diese Ungenauigkeit im Bereich des Feldrandes und des Dosisaufbaueffektes erhebliche Auswirkungen auf die kalkulierte Dosis.

Jedoch auch im Bereich der ausgewerteten Meßpunkte schwankt die Dosis in einer Größenordnung von ± 1%. Diese anhand der Tiefendosiskurven plausibel erscheinende Abweichung konnte in der Praxis bestätigt werden. Es handelt sich hier um einen zufälligen Fehler.

Die Verbesserung der Algorithmen bei der Berechnung der Dosis unter Berücksichtigung der Streustrahlung aus benachbartem Gewebe macht die Verwendung sogenannter

Inhomogenitätsfaktoren überflüssig (65).So wies M. Weiss eine um bis zu 10% zu niedrige Kalkulation der Meßpunkte im Bereich der in seinem Phantom nachgebildeten Lunge nach (72). Als Ursache hierfür wurde die fehlende Berücksichtigung der Streu- und Sekundärstrahlung aus dem benachbarten Gewebe angenommen. Diese durch Paarbildung, Compton-Effekt und klassische Streuung entstehenden Dosisbeiträge sind nicht unerheblich. So wurden bei der Mantelfeldbestrahlung Augenlinsenbelastungen von über 8% der Herddosis nachgewiesen (46). Die unterschiedliche Reichweite der Sekundär- und Streustrahlung im inhomogenen Gewebe, der an extremen Grenzflächen erneut einsetzende Dosisaufbaueffekt und das breite Energiespektrum durch die Aufweichung der Strahlung macht die Kalkulation besonders schwierig (41). Besonders im Bereich der Lunge kommt es aufgrund der niedrigeren Gewebedichte und somit größeren Reichweite der Streustrahlung vermehrt zu Dosiseinträgen, die vom Planungssystem unterschätzt wurden (72).

Die Analyse der im Lungengewebe positionierten Meßpunkte konnte eine tendenziell zu geringe Dosiskalkulation bestätigen, allerdings in einem wesentlich geringeren Umfang. So lag im Schnitt die Dosiskalkulation im Lungengewebe im Vergleich um 1,4 % niedriger als bei der Gesamtheit der Meßpunkte. Auffallend ist, daß die größte Abweichung beim dorsalen Co-Feld mit –2,5 % bestand. Hier war zudem auch die Streuung der Meßwerte am größten.

Da beim dorsalen Cobalt-Feld keine Lungenblöcke verwendet wurden, ist die effektive Feldgröße bei dieser Bestrahlung am größten. Gemäß o.g. Überlegungen steigt somit auch die Bedeutung des Dosiseintrags durch Streu- und Sekundärstrahlung. Das wäre eine plausible Erklärung für die deutlich größere Abweichung der Lungenmeßpunkte bei dieser Bestrahlung.

Ebenso fiel eine Zunahme der Abweichung mit zunehmender Energie der verwendeten Strahlung auf. Auch hierfür gibt es eine plausible Erklärung: Mit zunehmender Energie nimmt der Anteil der Streu- und. v.a. der Sekundärstrahlung zu. Ein Photon kann im Verlauf durch Paarbildungen und hintereinander ablaufende Compton-Effekte Sekundärstrahlung erzeugen, deren Energie ebenfalls größer und vom Spektrum weiter gefächert ist. Die Zunahme der Sekundärstrahlung und ihre höhere Reichweite durch die größere Energie führt daher insbesondere beim Lungengewebe aufgrund der geringeren Dichte, wie oben beschrieben, zur Unterschätzung der Gesamtdosis.

V.2.4 Fehlerquellen des Phantoms

Nicht nur in bezug auf die Dosiskalkulation ist die Lunge besonders schwierig. Auch die Nachbildung im Phantom ist nur begrenzt möglich. Zum einen hat das nachgebildete Lungengewebe im Phantom eine einheitliche Dichte. Diese weicht jedoch teilweise erheblich vom Sollwert von 0,25 ab (65). In natura ist die Dichte der Lunge in den abfallenden Partien durch den größeren Blutgehalt im venösen Schenkel größer. Ebenfalls ist die Dichte

abhängig von der Inspirationslage (56). Zudem kommen interindividuelle Unterschiede hinzu. So ist die Lungendichte beim Emphysematiker wesentlich geringer, im Falle einer Lungenfibrose wesentlich höher als der Normwert. Die Lungendichte nimmt physiologisch im Laufe des Lebens ab. Außerdem ist die Größe der im Aldersonphantom nachgebildeten Lunge zu gering, das mediastinale Weichteilband hingegen ist zu breit nachgebildet (14,65).

Die verschiedenen Lagerungen, wie z.B. Armhochlagerung oder Überstreckung des Halses, sind beim starren Phantom nicht nachzuvollziehen.

Diese Schwächen des Phantoms schränken die Übertragung von Meßergebnissen auf den Patienten ein und machen Dosismessungen am Patienten erforderlich. Der Vergleich von Meßwerten und Kalkulationen des Helaxsystems wird jedoch nicht beeinträchtigt, da die Bedingungen identisch sind.

V.3 Vergleich der alten mit den neuen Feldeinstellungen

Die im Laufe der Zeit deutlich verbesserten Möglichkeiten der Bestrahlungsplanung sowie die in größerem Umfang zur Verfügung stehenden Beschleuniger haben einen Wandel auch in den Bestrahlungsmodalitäten des Schilddrüsenkarzinoms bewirkt.

Die Schonung des Rückenmarks ist aufgrund des annähernd hufeisenförmig um die Wirbelsäule gelegenen Zielvolumens dabei besonders schwierig.

Aufgrund der seriellen Funktionsarchitektur des Rückenmarks kann es auch bei Überschreitung der Toleranzdosis in einem kleinen Teil des Organs zu schweren Funktionsbeeinträchtigungen kommen.

Lungengewebe wird durch die Bestrahlungsfelder bei der perkutanen Radiatio des Schilddrüsenkarzinoms nur zu einem geringen Teil erfaßt. Zwar ist in diesem Bereich eine Strahlenpneumonitis nach Möglichkeit zu vermeiden, aufgrund der parallelen Funktionsarchitektur ist hier jedoch eine Kompensation möglich, so daß die Schonung des mitbestrahlten Lungengewebes geringer gewichtet wird (33,16).

Toleranzdosenangabe (16)

Tabelle 35

Toleranzdosen bei homogener Ganzorganbestrahlung (1,8 - 2,0 Gy / %d pro Woche)

Organ	TD5	TD50	Toleranzdosis	Schädigung
RM	50	70	44	Myelopathie, Nekrose
Armplexus	60	75		Plexopathie klinisch manifest
Lungenflügel	17,5	24,5		Pneumonitis
Herz	40	50		Pericarditis
Ösophagus	55	68		Striktur, Perforation
Ohrspeicheldrüsen	32	46		Xerostomie
Larynx	70	80		Larynxödem
Haut	55	70		Nekrose, Ulcus

Bei der bis 1997 gebräuchlichen Bestrahlung des ventralen Struma-T-Feldes und der dorsolateralen bzw. ventrolateralen Aufsättigung wurde die Rückenmarksschonung durch den raschen Dosisabfall bei der Cobalt-Bestrahlung (s. Diagramm 17) erzielt. Bei der ventro- bzw. dorsolateralen Aufsättigung ist die Herdtiefe jedoch größer. Hier ist der rasche Dosisabfall der Cobaltstrahlung eher nachteilig.

Es ist also naheliegend, wie dann im weiteren Verlauf praktiziert, verschiedene Strahlenqualitäten zu kombinieren und für die dorso- bzw. ventrolaterale Bestrahlung härtere Strahlenqualitäten zu verwenden. So kann insbesondere die Dosis im Bereich der mediastinalen und infraclaviculären Lymphabflußgebiete verbessert werden.

Ab 1997 wurden ausschließlich Beschleuniger zur Bestrahlung des Schilddrüsenkarzinoms mit 6 MV und 15 MV eingesetzt. Hierbei kam die o.g. Vielfeldertechnik zum Einsatz. Diese ermöglichte eine weitere Optimierung der Herddosis unter Schonung des Rückenmarks sowie Boosterung des Zielvolumens 1. Ordnung.

Der Vergleich der beiden Bestrahlungsmodalitäten mittels des Planungsrechners Helax anhand von zwei Referenzpatienten zeigt einen deutlichen Vorteil der Vielfeldertechnik. Zu beachten ist dabei, daß die Planung der früheren Bestrahlungsfelder bereits modifiziert mit ultraharter Röntgenstrahlung von 8 MV dorso- bzw. ventrolateral durchgeführt wurde. Bei beiden Herddosen von 60 Gy bzw. 66 Gy war sowohl eine bessere Schonung des Rückenmarks, v.a. aber eine bessere Aufsättigung des Zielvolumens zu verzeichnen. Überdosierungen konnten bei beiden Patienten weitestgehend vermieden werden.

Die Dosis-Volumen-Histogramme (DVH) sind aufgrund der Auswertung von sehr zahlreichen Punktdosiswerten in gleichmäßiger Verteilung über den gesamten eingescannten Bereich des Patienten ein probates Mittel zur Auswertung der Organdosiswerte bzw. Dosiswerte in definierten Volumina wie z.B. Zielvolumina. Im Falle der Referenzpatienten wurden ca.

zwischen 55.000 und 107.000 Punktdosiswerte zur Erstellung der gezeigten Diagramme ausgewertet (s. III.2.2).

Die Dosis der mitbestrahlten Lunge ist in der 7- bzw. 9-Feldertechnik nur unwesentlich um ca. 2 % höher und aus o.g. Gründen nicht so gewichtig wie die Rückenmarksschonung. Allerdings sollte bei der Bestrahlungsplanung der Anteil des im Bestrahlungsfeld liegenden Lungengewebes berücksichtigt und auf individuelle Besonderheiten, wie pulmonale Vorerkrankungen oder Operationen, eingegangen werden, da diese ggf. einen Risikofaktor für das Auftreten einer Pneumonitis darstellen.

Eine exakte Lagerung des Patienten zur Reproduzierbarkeit der Feldeinstellungen und Übereinstimmung mit der Bestrahlungsplanung ist natürlich bei komplexeren Bestrahlungsfeldern wegen der Gefahr von Überschneidungen mit Überdosierungen bzw. von Feldlücken mit Unterdosierungen besonders wichtig.

Eine Evaluation der Dosiswerte bei der Bestrahlung der Schilddrüse mittels Thermolumineszenzdosimetrie am Patienten ist aufgrund der Unzugänglichkeit der anatomisch bestrahlten Bezirke kaum möglich, so daß hier weiterhin auf die Bestrahlungsplanung bzw. Messungen am Phantom zurückgegriffen werden muß.

VI. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit vergleicht mit Hilfe des Bestrahlungsplansystems Helax die neuen Vielfeldertechniken bei der perkutanen Radiatio des Schilddrüsenkarzinoms mit der bis 1997 am Klinikum Großhadern üblichen Struma-T-Feldbestrahlung mit ventro- bzw. dorsolateraler Aufsättigung.

Dazu wurden zunächst die Dosiskalkulationen des Planungssystem durch Vergleich mit Messungen am Alderson-Phantom mittels Thermolumineszenzdosimetrie evaluiert.

Die Bestrahlung des Phantoms erfolgte mit ventralem Struma-T-Feld und dorsolateraler Aufsättigung. Dabei wurde Cobalt sowie ultraharte Röntgenstrahlung von 6 und 15 MV verwendet.

Der Vergleich der 341 ausgewerteten Meßergebnisse mit den Dosisberechnungen des Helaxsystems zeigte eine sehr gute Übereinstimmung.

Aufgrund der auch hier bestätigten Exaktheit der TL-Dosimetrie machte diese nur einen kleinen Teil des Gesamtfehlers aus. Die in unmittelbarer Nähe des Feldrandes sowie die im Bereich des Dosisaufbaus gelegenen Meßpunkte wurden nicht verwendet, da hier die steilen Dosisgradienten auch bei nur minimaler Fehlpositionierung des Phantoms im Strahlengang erhebliche Abweichungen verursachten. Außerdem war die Ungenauigkeit der Meßpunktübertragung ins Planungssystem eine Fehlerquelle. Schwerwiegender scheint jedoch die Kalkulationsschwierigkeit bei sehr unruhigem Körperrelief, insbesondere im Kinn und Halsbereich, mit der damit verbundenen ungenauen Tiefenangabe der Meßpunkte zu sein.

Der Vergleich mit vorangehenden Untersuchungen bezüglich der Rechengenauigkeit im Bereich der Lungen wies eine deutliche Verbesserung beim Planungssystem HELAX im Vergleich zum alten Planungssystem SIDOS nach.

Nach erfolgreicher Evaluation des Planungssystems Helax konnte die nun übliche Vielfeldertechnik bei der Bestrahlung des Schilddrüsenkarzinoms mit der bis 1997 gebräuchlichen Feldeinstellung im Helaxsystem verglichen werden, ohne erneute Dosismessungen am Phantom vornehmen zu müssen.

Hierbei konnte durch die neue Bestrahlungstechnik eine deutliche Verbesserung der Schonung der Risikoorgane, insbesondere des Rückenmarks, bei gleichzeitiger Steigerung der Herddosis erreicht werden.

VII. Anhang

Im folgenden sind die Protokolle der Messungen, die Ableitung der Korrekturfaktoren, die Meß- und Kalkulationsergebnisse sowie die Protokolle der Helax-Kalkulationen aufgeführt.

Protokolle der Messungen

Tabelle 36

Übersicht über die Meßreihen und Helaxberechnungen

		Bestrahlung						Helaxberechnung		
Meßreihe *	Feldbezeichnung	Datum	MV	QHA	Länge	Breite	Klasse	Zeit / MU	Datum	Korrekturfaktor Gy / Isodose %
Co_ven_1	Struma-T	10.03.93	1,2	800	225	220	N	1,39	13.06.02	11,26514
Co_ven_2	Struma-T	25.03.93	1,2	800	225	220	N (O)	1,4	08.11.96	11,39214
Co_dl	dorsolat. bds.	21.04.93	1,2	1000	175	88	L	2,75	08.11.96	15,95182
06_ven	Struma-T	07.05.93	6,0	1000	225	220	H	1,09	08.11.96	10,46467
06_dl	dorsolat. bds.	21.05.93	6,0	1000	175	88	F	1,29	23.02.96	16,19789
15_ven	Struma-T	28.05.93	15,0	1000	225	220	H	1,05	05.11.96	9,78056
15_dl	dorsolat. bds.	25.05.93	15,0	1000	175	88	F	1,19	08.11.96	17,87148
Co_dg	dors. Gegenfeld	15.06.93	1,2	795	225	220	O	1,41	08.11.96	11,29650

Ableitung der Korrekturfaktoren

Tabelle 37

Korrekturfaktorermittlung (Gy / Isodosen%)

Konstanten

Cobalt-Zerfall			
Halbwertszeit von Cobalt		5,272 Jahre	1925,6 Tage

Cobalt-Zerfall

	Planung	Messung	Bestrahlung	Bez.Datum	Rechnung	Tage Diff.	Faktor
Helax	HCv	Co-ven1	10.03.1993	24.03.1993	08.11.1996	1325	1,6112
	HCv	Co-ven	08.04.1993	22.04.1993	08.11.1996	1296	1,5944
	HCdl	Co-dolat	08.06.1993	22.06.1993	08.11.1996	1235	1,5598
	HCdg	Co-dorsal	15.06.1993	29.06.1993	07.10.2003	3752	3,8597
	HCv2-4	Co-ven	08.04.1993	22.04.1993	13.06.2002	3339	3,3265
Coven1/2	Cov1	Co-ven	08.04.1993	08.04.1993	10.03.1993	-29	0,9896

Bestrahlungszeit / Skalenteile / Monitorunits

In diesem Faktor ist Zerfall bzw. Kalibrierungsänderung enthalten)

			Tatsächlich	Kalkuliert			
	Planung-Id	Messung	SKT / Zeit	Ref.-Dosis Feldfaktor	SKT / Zeit	Kalibrierung / Zerfall	Faktor
Helax	Co-ven	Co-ven	1,40	10,00	40,88	3,33	11,3921
	HCdl	Co-dolat	2,75	10,00	26,89	1,56	15,9518
	H06v	06-ven	1,09	1,00	104,16	100,00	10,4647
	H06dl	06-dolat	1,29	1,00	79,64	100,00	16,1979
	H15v	15-ven	1,05	1,00	111,65	104,00	9,7806
	H15dl	15-dolat	1,19	1,00	69,25	104,00	17,8715
	Hcdg	Co-dorsal	1,41	10,00	49,34	3,86	11,0299
Coven2/1	MCv1	Co-ven	1,40		1,390	0,99	0,9967

Tabelle 38

Protokoll der Helax-Kalkulationen am Alderson-Phantom

Attribute	Bestrahlungsfelder									
	Cobalt			6 MeV UHR			15 MeV UHR			Cobalt
Bezeichnung	ventral	dorsolat. bds		ventral	dorsolat. bds.		ventral	dorsolat. bds.		dorsal
Id	Co_ven_2	Co_dl		06_ven	06_dl		15_ven	15_dl		Co_dg
Datum	08.11.1996	08.11.1996		08.11.1996	23.02.1996		05.11.1996	08.11.1996		21.10.2003
Beam Number	1	1 (rechts)	2 (links)	2	1 (rechts)	2 (links)	2	1 (rechts)	2 (links)	1
Treatmant Unit	Picker C9	Picker C9	Picker C9	Mevatron KD	Mevatron KD	Mevatron KD	Mevatron KD	Mevatron KD	Mevatron KD	Picker C9
Quality	Picker Cobalt	Picker Cobalt	Picker Cobalt	06 MV Photone	06 MV Photone	06 MV Photone	15 MV Photone	15 MV Photone	15 MV Photone	Picker Cobalt
Radiation type	Photons	Photons	Photons	Photons	Photons	Photons	Photons	Photons	Photons	Photons
Energy	1	1	1	6	6	6	15	15	15	1
Tr. technique	SSD	SSD		SSD	SSD	SSD	SSD	SSD	SSD	SSD
SSD	80,0	98,3	100,0	100,0	98,3	99,5	100,0	98,3	99,5	80,0
Collimator angle	0,0	165,0	195,0	0,0	165,0	195,0	0,0	165,0	195,0	0,0
Gantry angle	0,0	250,0	110,0	0,0	250,0	110,0	0,0	250,0	110,0	180,0
Rel. Tab. Pos (hght)	0,0	0,0	0,7	0,0	0,0	2,5	0,0	0,0	0,6	0,0
Rel. Tab. Pos (lat)	0,0	0,0	54,0	0,0	0,0	21,3	0,0	0,0	15,9	0,0
Rel. Tab. Pos (long)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-2,5	0,0	0,0	0,0	0,0
Beam width	22,0	7,0	7,0	22,0	8,6	8,8	22,0	8,6	8,8	22,0
Beam length	16,0	14,0	14,0	22,5	17,2	17,5	22,5	17,2	17,5	22,5
Blocked	MCP96 (8 cm)	MCP96 (8 cm)	MCP96 (8 cm)	MCP96 (8 cm)	MCP96 (8 cm)	MCP 96 (8 cm)	MCP96 (8 cm)	LEAD 6 cm	LEAD 6 cm	
Beam weight	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100
Bolus							1,0			Tisch 1,2 cm
100,0 corresponds to the dose	10,00 Gy		10,00 Gy	1,00 Gy		1,00 Gy			1,00 Gy	10,00 Gy
Global maxdose	104,8		122,5	108,2		115,6	111,9		110,9	106,4
Norm Point = Referenzpunkt	100,0	51,5	48,4 100,0	100,0	53,8	46,2	100,0	61,9	61,9	100
Refdose level	90,2	109,1	109,1	85,0	60,5	60,7	95,9	61,9	62,0	93,4
Ent. detd. lev.	79,6	66,8	64,7	97,4	77,0	75,1	98,0	64,0	62,5	85,1
Exit detd. level	48,4	37,3	36,9	59,7	41,3	27,9	69,4	41,6	41,3	48,0
Treat.Time / MU	19,88	26,89	26,89	104,16	79,64	79,64	111,65	69,25	69,25	49,34
Tray Transmission	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	
Test OF	1,087	0,972	0,972	1,097	1,021	1,024	1,051	1,015	1,017	1,126
Phantomscat	1,044	0,982	0,982	1,070	1,003	1,005	1,027	0,997	0,999	1,071

Ergebnisse der Messungen und Helax-Kalkulationen

Tabelle 39

Ergebnisse der Messungen (mGy) und Kalkulationen (% der Referenzdosis)

Nr.	Sc.	MP	MCv	HCv	M06v	H06v	M15v	H15v	MCdl	HCdl	M06dl	H06dl	M15dl	H15dl	MCdg	HCdg	MCv1
1	7	1	1174	106,2	1199	107,7	1061	97,4	274	47,9	161	81,9	191	72,5	69,6	42,9	1187
2		2	1020	92,1	1030	96,6	1010	108,5	1542	97,0	1575	91,7	1685	104,6	87,9	49,9	1023
3		3	982	90,3	1030	95,1	1015	107,2	1849	112,1	1894	69,6	1789	107,3	71,1	51,7	984
4		4	830	77,6	880	84,5	888	97,5	1882	113,7	1916	107,7	1842	109,2	104,8	59,7	841
5		5	795	74,4	877	82,9	863	95,6	1804	111,0	1877	106,4	1850	108,1	105,9	62,1	806
6		6	674	64,4	751	73,0	790	86,6	1602	94,0	1851	88,3	1744	87,1	86,1	72,0	686
7		7	702	65,0	791	74,2	822	87,5	1635	100,2	1902	103,2	1851	104,6	100,9	70,7	705
8	8	1	1129	100,1	1098	102,4	988	87,7	2050	120,8	2028	114,3	1880	108,1	107,3	52,8	1142
9		2	1028	88,2	1030	93,6	989	103,5	1843	112,3	1863	109,0	1848	108,6	106,9	58,8	1030
10		3	978	86,1	977	91,8	962	102,9	1793	110,4	1796	107,3	1808	107,4	106,2	62,7	986
11		4	965	82,3	984	88,5	935	95,2	1665	97,7	1826	84,4	1557	76,6	69,5	71,8	967
12		5	864	75,1	909	82,3	909	93,7	1754	105,3	1902	104,9	1861	104,3	102,3	70,8	866
13	9	1	1083	91,3	1054	97,1	1011	101,5	1577	98,8	1655	98,8	1724	99,3	99,0	55,5	1069
14		2	1052	90,6	998	96,0	982	103,1	1546	99,1	1634	99,2	1704	99,3	99,5	58,9	1040
15		3	956	81,9	952	89,2	947	96,7	1630	99,3	1751	99,1	1750	97,7	96,3	68,2	960
16		4	897	78,3	926	86,0	937	95,5	1682	100,1	1720	100,7	1784	101,2	100,3	67,1	907
17		5	788	68,9	821	77,9	847	87,5	1280	69,9	1241	68,5	1147	65,2	60,7	81,3	789
18		6	749	65,3	789	74,9	831	85,2	852	55,6	1075	46,7	1080	57,2	42,0	79,8	737
19	10	1	1107	92,9	1067	98,9	942	87,1	1179	75,4	1337	81,9	1467	86,6	85,3	53,8	1094
20		2	1091	92,0	1007	98,2	1000	99,6	1046	68,4	1210	76,4	1390	82,1	81,0	53,3	1078
21		3	1088	90,9	1010	96,6	1015	100,2	1063	69,1	1219	76,8	1408	82,4	81,8	55,6	1077
22		4	944	81,8	975	89,6	953	93,5	1357	85,0	1509	88,2	1610	90,4	87,1	63,1	960
23		5	902	79,7	939	87,2	938	95,4	1384	85,1	1499	90,2	1658	93,5	91,6	64,8	905
24		6	899	78,3	868	85,6	897	94,1	1447	89,7	1565	93,8	1709	95,2	94,2	65,9	900
25		7	769	68,7	834	77,2	858	86,4	1275	74,1	1210	70,2	1193	69,4	65,2	76,0	781
26		8	738	66,1	803	75,6	834	85,1	1159	66,5	1135	63,3	1141	63,7	60,1	76,6	735
27		9	748	66,6	762	75,8	823	84,5	1192	67,8	1237	60,6	1195	62,1	59,2	76,3	754
28	11	1	1039	89,3	1041	96,9	967	95,3	807	65,4	644	75,3	747	48,1	76,3	53,5	1052
29		2	1032	89,4	1034	96,7	1013	98,9	1010	65,4	1194	74,6	1342	78,2	79,4	58,4	1050
30		3	1042	90,1	1027	98,3	1055	100,6	988	64,0	1206	73,2	1406	78,7	78,5	55,2	1058
31		4	1052	89,8	988	97,3	1020	100,1	957	62,8	1164	72,4	1369	78,4	77,9	55,2	
32		5	796	57,8	890	52,2	763	84,2	1285	78,8	1476	84,0	1549	82,7	81,7	51,6	1057
33		6	876	75,8	904	84,3	937	92,1	1273	78,9	1453	86,3	1587	88,8	87,8	61,4	867
34		7	894	77,7	923	86,8	945	93,2	1281	79,6	1443	85,9	1594	89,0	88,0	67,1	907
35		8	886	78,0	899	88,0	939	93,4	1301	79,5	1449	86,2	1608	88,8	88,2	65,5	895
36		9	729	65,4	801	76,0	840	83,7	1090	64,3	1084	63,7	1138	63,9	60,9	71,1	729
37		10	790	68,7	819	79,9	866	86,0	1145	67,5	1167	61,4	1182	61,4	58,8	75,6	792
38		11	784	68,5	808	79,7	859	85,7	1293	79,2	1535	82,4	1562	80,4	77,4	74,8	780

Nr.	Sc.	MP	MCv	HCv	M06v	H06v	M15v	H15v	MCdl	HCdl	M06dl	H06dl	M15dl	H15dl	MCdg	HCdg	MCv1
39	12	1	1161	99,2	1088	105,1	971	89,9	405	26,1	472	30,9	567	31,3	33,6	581	50,4	1159
40		2	1156	99,3	1116	106,5	1040	94,9	405	33,1	469	34,9	580	31,8	35,5	530	47,2	1165
41		3	1146	99,0	1091	106,2	1020	98,9	429	31,4	208	33,4	277	14,4	35,1	472	44,3	1165
42		4	948	84,1	984	93,5	981	98,4	605	51,2	606	47,5	678	38,4	52,1	665	56,7	950
43		5	978	85,2	965	94,3	987	99,3	923	65,1	985	76,0	1037	58,2	79,3	688	58,8	974
44		6	986	85,8	982	95,5	1024	100,0	1044	65,8	1213	74,9	1355	77,1	78,6	632	55,8	983
45		7	963	84,4	945	94,2	987	98,8	1088	68,0	1250	77,0	1427	78,8	80,5	584	53,6	960
46		8	497	51,0	634	48,0	629	44,9	1186	78,2	1362	86,9	1376	79,3	86,5	593	47,9	
47		9	806	71,9	860	82,6	887	89,8	1275	79,4	1395	86,5	1523	86,6	87,0	743	64,6	805
48		10	852	74,8	873	84,9	915	90,4	1232	77,5	1385	85,3	1528	84,9	86,4	763	66,3	854
49		11	868	74,8	890	85,8	928	91,0	1232	75,8	1431	85,2	1569	83,8	86,2	716	63,5	863
50		12	733	63,6	794	60,8	818	82,4	1107	63,0	1114	60,8	1170	58,0	58,5	825	71,7	728
51		13	755	66,5	807	75,4	861	83,8	1235	74,7	1510	70,7	1470	67,7	67,0	859	75,0	754
52		14	757	65,7	804	77,9	856	83,4	1381	82,2	1541	86,8	1622	81,3	83,3	810	72,7	770
53		15	722	61,9	757	77,7	817	80,9	1396	83,9	1536	87,7	1633	82,1	84,5	831	73,2	721
54		16	652	57,6	729	68,7	766	75,9	1064	63,2	1119	64,5	1116	41,0	59,3	919	81,4	655
55		17	671	59,3	708	69,4	782	76,5	934	50,0	1020	56,0	905	35,9	47,9	955	84,8	681
56		18	668	56,8	735	69,3	796	76,2	599	27,9	650	14,0	558	16,7	12,7	928	83,6	674
57		19	603	52,8	655	64,9	718	73,2	324	14,1	137	9,0	156	6,8	7,1	980	85,8	613
58	13	1	170	38,3	209	29,4	346	35,1	391	24,4	474	28,6	552	27,2	29,5	564	50,7	177
59		2	1102	95,5	1069	102,9	1098	104,0	327	21,7	167	13,3	396	11,9	14,8	549	47,9	1102
60		3	1088	95,6	1095	103,0	1092	103,8	264	21,4	126	12,5	143	6,6	16,3	452	43,1	1087
61		4	105	10,1	82	12,3	102	13,1	483	20,1	534	18,6	571	16,0	19,2	650	56,5	107
62		5	277	66,4	273	65,8	489	69,7	632	39,1	588	43,7	670	19,0	44,2	661	57,4	391
63		6	955	82,8	956	92,7	984	97,2	905	44,3	1107	54,3	1147	37,7	56,0	634	55,2	957
64		7	890	80,3	938	89,3	969	95,6	1041	40,1	1214	50,4	1317	40,1	53,4	547	51,7	913
65		8	118	13,3	111	13,4	146	14,8	1001	55,7	1201	57,9	1118	13,3	56,0	719	62,7	112
66		9	301	67,1	305	79,6	520	79,3	976	52,7	1143	54,5	1101	13,9	53,1	745	64,7	421
67		10	836	72,3	855	83,4	895	88,9	991	48,5	1187	50,8	1178	14,0	50,2	715	62,3	831
68		11	129	22,2	123	15,4	171	17,9	489	54,6	520	57,9	666	7,7	54,9	815	71,0	140
69		12	431	62,9	386	75,0	619	79,5	479	50,3	482	54,2	589	8,0	51,8	850	73,2	583
70		13	732	63,9	773	75,7	820	81,5	582	47,0	464	51,2	584	8,1	48,9	810	71,2	736
71		14	664	58,3	733	70,3	781	77,8	553	39,6	445	44,7	587	7,9	44,1	790	70,6	667
72	14	1	106	10,1	86	10,2	140	11,8	187	5,2	138	5,6	130	3,9	4,7	555	48,7	108
73		2	1028	88,7	1059	98,2	1055	101,5	153	5,9	88	5,9	95	3,7	4,9	515	43,5	1018
74		3	1033	88,3	1044	98,0	1048	101,1	125	10,0	85	6,6	79	3,7	5,8	439	41,0	1025
75		4	125	12,5	119	12,2	218	13,2	189	15,6	124	9,1	137	4,7	9,3	634	55,3	127
76		5	891	77,2	950	87,7	962	93,2	225	27,7	131	37,1	151	5,0	33,4	586	49,3	890
77		6	840	73,7	871	84,2	923	90,9	254	28,6	148	35,1	178	5,2	34,8	534	49,3	835
78		7	78	4,2	60	7,7	60	7,8	134	29,3	109	25,3	119	4,6	24,7	692	61,1	
79		8	131	14,7	126	13,4	237	15,0	145	29,6	126	23,8	146	5,0	23,3	726	61,8	138
80		9	771	65,0	823	76,9	856	84,9	144	26,6	135	21,9	162	5,3	21,7	683	58,5	784
81		10	87	4,6	64	7,6	66	7,6	112	14,9	102	9,4	111	4,2	8,9	787	67,7	
82		11	176	27,2	184	18,1	378	21,8	113	13,9	107	9,3	115	4,4	8,7	819	69,7	206
83		12	677	58,7	733	68,6	780	76,5	116	13,2	111	9,0	115	4,5	8,4	761	66,6	694
84		13	616	56,1	668	65,5	741	74,3	111	11,9	109	8,6	104	4,6	8,0	759	65,4	621

Systematik der Beschriftung

Meßpunkte	Meßreihen	Strahlenqualität	Feld
Nr = fortlaufende Nr.	M = Messung	C = Cobalt	v = ventral
Sc = Scan	H = Helax	06 = 6 MeVUHR	dl = dorsolateral bds.
MP = Nr im Scan		15 = 15 MeV UHR	dg = dorsales Gegenfeld

Tabelle 40

Protokoll der Helax-Kalkulationen des Patienten EO neue Technik (9-Felder) und alte Technik (3-Felder, ventral / ventrolateral)

Bezeichnung / (Id)	Patient EO TP: 1 DP: 1 Bis 54																				
Datum	03.06.2002																				
Beam Number	**1**	**2**		**3**		**4**		**5**		**6**	**7**	**8**	**9**	**1**			**2**		**3**		
Beam label	ventral	li velat caud		re velat caud		li dolat cran		re dolat cran		do li lang cra	lo li kurz cra	do re lang cra	do re kurz cra	ventral			li velat		re velat		
Treatmant Unit	LINAC 2	LINAC 2		LINAC 2		LINAC 2		LINAC 2		LINAC 2	LINAC 2	LINAC 2	LINAC 2	LINAC 2			LINAC 2		LINAC 2		
Quality	Ph 06 MV	Ph 15 MV		Ph 15 MV		Ph 15 MV		Ph 15 MV		Ph 15 MV	Ph 15 MV	Ph 15 MV	Ph 15 MV	Ph 06 MV			Ph 15 MV		Ph 15 MV		
Radiation type	Photons	Photons		Photons		Photons		Photons		Photons	Photons	Photons	Photons	Photons			Photons		Photons		
Energy	6	15		15		15		15		15		15	15	6			15		15		
Gantry angle	0,0	80,0		290,0		120,0		240,0		180,0		180,0		0,0			75,0		285,0		
Table angle	0,0	0,0		0,0		0,0		0,0		0,0		0,0	0,0	0,0			0,0		0,0		
Rel. Tab. Pos (hght)	0,0	0,0		0,0		0,0		0,0		0,0		0,0	0,0	0,0			0,0		0,0		
Rel. Tab. Pos (lat)	0,0	0,0		0,0		0,0		0,0		0,0		0,0	0,0	0,0			0,0		0,0		
Rel. Tab. Pos (long)	0,0	0,0		0,0		0,0		0,0		0,0		0,0	0,0	0,0			0,0		0,0		
Tr. technique	Iso	Iso		Iso		Iso		Iso		Iso		Iso	Iso	Iso			Iso		Iso		
SSD	96,3	90,1		90,9		77,8		77,1		88,6		88,6	88,6	96,3			91,3		90,2		
Collimator type	Multileaf	Multileaf		Multileaf		Multileaf		Multileaf		Multileaf		Multileaf	Multileaf	Multileaf			Multileaf		Multileaf		
Collimator angle	90,0	270,0		90,0		270,0		90,0		0,0		0,0	0,0	90,0			270,0		90,0		
Beam width X	20,0	11,0		10,4		11,0		11,0		9,0		9,5	9,5	20,0			15,0		15,0		
Beam length Y	25,1	8,3		8,3		16,8		16,8		16,5		16,5	5,0	25,1			25,0		25,0		
X1	10,5	5,8		5,6		2,3		2,0		16,5		16,5	5,0	10,5			5,5		5,5		
X2	9,5	5,2		4,8		8,7		9,0		0,0		0,0	0,0	9,5			9,5		9,5		
Y1	16,8	8,3		0,0		0,0		16,8		-1,0		11,2	11,2	16,8			8,3		16,7		
Y2	8,3	0,0		8,3		16,8		0,0		10,0		-1,7	-1,7	8,3			16,7		8,3		
Modulation																					
Wedge		W		W		W		W									W		W		
Wedge fraction	-	80,0		80,0		100,0		100,0		-		-	-	-			100,0		100,0		
Blocked																					
Bolus																					
Beam weight	80,0	50,0		50,0		52,0		52,0		11,0		11,0	24,0	100,0			40,0		40,0		
Normalization type / level	Point / 100,0													Point / 100,0							
100,0 corresponds to the dose	1,8 Gy													1,8 Gy							
Global maxdose	110,7 Gy													111,9 Gy							
Photon algorithm	Pencil beam													Pencil beam							
Beam number	**1**	**2:0**	**:W**	**3:0**	**:W**	**4:0**	**:W**	**5:0**	**:W**	**6**	**7**	**8**	**9**	**1**	**2:0**	**:W**	**3:0**	**:W**			
Norm Point 100,0	50,3	5,1	18,0	5,3	18,6	0,0	0,9	0,0	0,9	0,1	0,3	0,0	0,3	64,9	0,0	17,9	0,0	17,2			
Refdose level	42,2	5,4	21,1	5,4	21,1	0,0	23,0	0,0	22,1	5,9	12,4	5,0	12,4	51,8	0,0	21,4	0,0	21,2			
Ent. detd. lev.	53,7	7,9	30,8	7,7	30,3	0,0	30,0	0,0	28,0	7,5	17,7	7,0	17,5	65,8	0,0	30,0	0,0	31,1			
Rad. depth (cm)	4,47	12,42		10,47		21,10		21,61		12,49	12,49	12,40	12,49	3,32	9,97		10,69				
Exit detd. level	30,3	2,0	8,0	1,8	7,2	0,0	20,3	0,0	20,7	5,7	11,1	5,0	10,9	37,2	0,0	7,6	0,0	7,9			
Treat.Time / MU	**88,6**	**11,9**	**168,6**	**11,9**	**168,6**	**0,0**	**219,2**	**0,0**	**219,2**	**13,1**	**28,5**	**13,0**	**28,5**	**108,8**	**0,0**	**165,5**	**0,0**	**165,5**			
	Graue Zahlen (z.B. 5,4) : The point where the dose is calculated is NOT on the beam axis																				

Tabelle 41

Protokoll der Helax-Kalkulationen des Patienten FM neue Technik (7-Felder) und alte Technik (3-Felder, ventral / ventrolateral)

Bezeichnung / (Id)	Patient FM TP: 1 DP: 1 Bis 54 Gy 7-Felder-Plan							Patient FM TP: 1 DP: 3 Technil-**4**		
Datum	03.06.2002							30.07.2002 ventral / venterolateral		
Beam Number	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**1**	**2**	**3**
Beam label	ventral	li velat caud	re velat caud	li dolat cran	re dolat cran	do li cran	do re cran	ventral	li velat	re velat
Treatmant Unit	LINAC 2	LINAC 2	LINAC 2	LINAC 2	LINAC 2	LINAC 2	LINAC 2	LINAC 2	LINAC 2	LINAC 2
Quality	Ph 06 MV	Ph 15 MV	Ph 15 MV	Ph 06 MV	Ph 06 MV	Ph 06 MV	Ph 06 MV	Ph 06 MV	Ph 15 MV	Ph 15 MV
Radiation type	Photons	Photons	Photons	Photons	Photons	Photons	Photons	Photons	Photons	Photons
Energy	6	15	15	6	6	6	6	6	15	15
Gantry angle	0,0	75,0	285,0	120,0	230,0	180,0	180,0	0,0	75,0	285,0
Table angle	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Rel. Tab. Pos (hght)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Rel. Tab. Pos (lat)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Rel. Tab. Pos (long)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Tr. technique	Iso	Iso	Iso	Iso	Iso	Iso	Iso	Iso	Iso	Iso
SSD	96,8	95,7	95,8	84,4	84,6	87,2	87,2	96,8	95,7	95,8
Collimator type	Multileaf	Multileaf	Multileaf	Multileaf	Multileaf	Multileaf	Multileaf	Multileaf	Multileaf	Multileaf
Collimator angle	0,0	270,0	90,0	270,0	90,0	180,0	180,0	0,0	270,0	90,0
Beam width X	16,5	11,3	11,3	8,8	8,4	7,0	7,2	16,5	14,4	14,7
Beam length Y	16,3	8,5	8,5	7,8	7,8	7,8	7,8	16,3	16,3	16,3
X1	7,8	7,8	8,0	2,4	2,4	0,0	0,0	7,8	7,8	8,0
X2	8,5	3,5	3,3	6,4	6,0	7,8	7,8	8,5	6,6	6,6
Y1	8,5	8,5	0,0	0,0	7,8	8,7	-1,2	8,5	8,5	7,8
Y2	8,0	0,0	8,5	7,8	0,0	-1,7	8,4	8,0	7,8	8,5
Modulation										
Wedge		W	W	W	W	W	W		W	W
Wedge fraction	-	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	-	100,0	100,0
Blocked										
Bolus										
Beam weight	100,0	45,0	45,0	63,0	63,0	32,0	30,0	100,0	20,0	20,0
Normalization type / level	Point / 100,0							Point / 100,0		
100,0 corresponds to the dose	1,8 Gy							1,8 Gy		
Global maxdose	112,1 Gy							107,6 Gy		
Photon algorithm	Pencil beam							Pencil beam		

Beam number	**1**	**2:0**	**:W**	**3:0**	**:W**	**4:0**	**:W**	**5:0**	**:W**	**6:0**	**:W**	**7:0**	**:W**	**1**	**2:0**	**:W**	**3:0**	**:W**
Norm Point 100,0	52,1	0,0	23,5	0,0	22,5	0,0	0,6	0,0	0,7	0,0	0,3	0,0	0,3	71,6	0,0	14,5	0,0	13,9
Refdose level	45,4	0,0	22,9	0,0	18,7	0,0	21,5	0,0	19,9	0,0	9,0	0,0	8,4	62,4	0,0	14,2	0,0	11,7
Ent. detd. lev.	57,6	0,0	29,8	0,0	23,6	0,0	29,5	0,0	27,4	0,0	13,5	0,0	12,2	79,2	0,0	18,5	0,0	14,7
Rad. depth (cm)	4,04	12,02		12,87		13,96		8,78		11,54		11,54		4,04	12,02		12,87	
Exit detd. level	30,6	0,0	9,5	0,0	8,0	0,0	19,8	0,0	19,6	0,0	8,4	0,0	7,6	42,1	0,0	6,0	0,0	5,1
Treat.Time / MU	**97,3**	**0,0**	**166,5**	**0,0**	**166,5**	**0,0**	**225,3**	**0,0**	**225,3**	**0,0**	**114,5**	**0,0**	**107,3**	**133,8**	**0,0**	**101,8**	**0,0**	**101,8**

Graue Zahlen (z.B. 5,4) : The point where the dose is calculated is NOT on the beam axis

VIII. Literaturverzeichnis

(1) Adamietz IA, Schiemann MS, Petkauskas JG, Schemann F, Böttcher HD (1998) : Prognostische Faktoren und Einfluß der Strahlentherapie bei Behandlung differenzierter Schilddrüsenkarzinome. ; Strahlenther. Onkol 1998; 174: 618-623

(2) Antolak JA, Scrimger JW, Mah E (1992) : Optimization of a cord shielding technique for electrons. ; Australes Phys Eng Sci Med 15: 91-94

(3) Azad A (2001) : Retrospektive Auswertung der in der Klinik für Strahlentherapie an der LMU München behandelten Patienten mit Schilddrüsenkarzinomen von 1990-1999

(4) Benker G, Olbricht T, Reinwein D, Reiners C, Sauerwein W, Krause U, Mlynek ML, Hirche H (1990) : Survival rates in patients with differentiated thyroid carcinoma. Influence of postoperative external radiotherapy. ; Cancer 1990; 65: 1517-1520

(5) Brierley JD, Tsang RW (1999) : External-Beam Radiation Therapy in the treatment of differentiated thyroid cancer. ; Semin Surg Oncol 16: 42-49

(6) Byrne J., Kessler LG., Devesa SS. (1987) : The prevalence of thyroid cancer among adults in theUnited States ; Cancer 69, 1517-1520

(7) Demeter JG, De Jong SA, Lawrence AM, Paloyan E (1991) : Anaplastic thyroid carcinoma : risk factors and outcome ; Surgery 110 : 956-963

(8) Dietlein M, Dressler J, Farahati J, Leisner B, Moser E, Reiners C, Schicha H, Schober O (1999) : Leitlinie zur Radiojodtherapie beim differenzierten Schilddrüsenkarzinom. ; Nuklearmedizin 38: 213-214

(9) Dobbs J, Barret A, Ash D (1992) : Practical radiotherapy planing. ; E. Arnold, London

(10) Dolt U, Hermanek P, Höttken K, Sack H (1993) : Praktische Tumortherapie, 4. Aufl. 191-199 ; Thieme-Verlag Stuttgart

(11) Dralle H, Grimm O : Lymphadenektomie beim Schilddrüsenkarzinom. ; Chirurg 67: S. 788-806 (1996)

(12) Dühmke E, Pöllinger B (2001) : External Radiotherapy of Thyroid Cancer (Onkologie 24)

(13) Eder H, Gedigk (Hrsg.) (1990) : Drüsen mit innerer Sekretion; Dohm G in: Allgemeine Pathologie und Pathologische Anatomie 33. Aufl. ; Springer-Verlag

(14) Ederer I (1991) ; Messung der Dosisverteilung bei Mantelfeldbestrahlungen mit hochenergetischer Photonenstrahlung von 15 MV Grenzenergie ; Dissertation an der Ludwig-Maximilians-Universität München

(15) Ekmann ET, Lundell G, Tennvall J, Wallin G (1990) : Chemotherapy and multimodality treatment in thyroid Carcinoma ; Otolaryngol Clin North Am. 23: 523-527

(16) Emami B, Lyman J, Brown A et al. (1998) : Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. ; Int J Radiat Oncol Biol Phys 21: 109-122

(17) Farahati J, Reiners C, Stuschke M, Müller SP, Stüben G, Sauerwein W, Sack H (1996) : Differentiated thyroid cancer: the impact of adjuvant external radiotherapy in patients with perithyroidal tumor infiltration (stage pT4). ; Cancer 77: 172-180

(18) Farahati J, Wolf M, Sauerwein W, Reiners C (1993) : Die Wertigkeit der perkutanen Strahlentherapie bei fortgeschrittenem differenziertem Schilddrüsenkarzinom. ; Nucl Med32: A 58

(19) Fauci AS, Braunwald E, Isselbacher KI, Wilson JD, Maartin JB, Kasper DL, Hauser SL, Longo DL (Hrsg.) (1998) ; Erkrankungen der Schilddrüse; Wartowsky L in: Harrisons Innere Medizin 14. Aufl. ; McGraw-Hill

(20) Feist H (1992) : Entwicklung der Thermolumineszenzdosimetrie mit LiF zu einer Präzisionsmethode für absolute Energiedosisbestimmungen in der Strahlentherapie mit Photonen- und Elektonenstrahlungen hoher Energie. ; Habilitationsschrift an der Ludwig-Maximilians-Universität München

(21) Fife KM, Bower M, Harmer C (1996) : Medullary thyroid cancer: The role of radiotherapy in local control. ; Eur J Surg Oncol; 19: 399-404

(22) Franceschi S, Boyele P, Maisoneuve, Burt AD, Kerr DJ, MacFarlane GJ (1993) : The epidemiology of thyroid carcinoma, ; Crit Rev Oncog 4: 25-52

(23) Franceschi S, Fassina A, Talamina R et al. (1989) : Risk factors for thyroid cancer in Italy. ; Int. J. Epidemiol 18: 578-584

(24) Georgi P (1992) : Übereinstimmungen und Diskrepanzen bei der Radiojodtherapie des differenzierten Schilddrüsenkarzinoms. ; Nucl Med; 31: 45-50

(25) Georgi P, Emrich D, Heidenreich P, Moser E, Reiners C, Schicha H (1992) : Radiojodtherapie des differenzierten Schilddrüsenkarzinoms. Empfehlungen der Arbeitsgemeinschaft Therapie der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin 31: ; 151-153

(26) Greenfield LD, George FW III (1979) : The role of radiotherapy in the management of medullary thyroid cancer. ; Int J Radiat Oncol Biol Phy; 5 (suppl 1): 81

(27) Grimm O, Scheumann GFW, Wegener G, Dralle H (1994) : Das pT4-Stadium beim papillären Schilddrüsenkarzinom: eine eigene Prognoseentität ? in: Reinwein D, Weinheimer B (Hrsg.): Therapie der Hyperthyreose. ; DeGruyter Berlin New York. S. 536-549

(28) Hackl A : Strahlentherapie (1987) ; Edition Medizin, Weinheim, S. 62-67

(29) Hay ID, Bergstrahl EJ, Goellner JR, Ebersold JR, Grant CS (1993) : Predicting outcome in papillary thyroid carcinoma: development of a reliable prognostic scoring system in a cohort of 1779 patients surgically treated at one institution during 1940 through 1989. ; Surgery 114: 1050-1058

(30) Hedinger C, Williams ED, Sobin LH (1989) : The WHO histological classification of thyroid tumors: a commentary on the second edition. ; Cancer 63: 908-911

(31) Jensen MH, Davis RK, Derrick L (1990) : Thyroid cancer: a computer-assisted review of 5287 cases. ; Otolaryngeal Head Neck Surg 102: 51-65

(32) Junor Elisabeth J, Paul J, Reed NS (1992) : Anaplastic thyroid carcinoma. ; European Journal of Surgical oncology 18: 83-88

(33) Källmann P et. al. (1992) : Optimization of radiotherapy planningusing physical and biological objective functions. ; Thesis, Stockholm University, Sweden

(34) Kim JH, Leeper RD (1987) : Treatment of locally advanced thyroid carcinoma with combination doxorubicin and radiation therapy. ; Cancer 60: 2372-2375

(35) Kimming B (1989) : Radiojodtherapie und perkutane Strahlentherapie der Struma maligna. ; Radiologe 29: 125-131

(36) Kleinert G, (1989) : Ergebnisse der perkutanen Strahlentherapie bei Schilddrüsenkarzinomen ; Radiobiol. Radiotherapie 30: 473-480

(37) Krause U (1990) : Operative Strategien beim differenzierten Schilddrüsenkarzinom, in: Juninger TH, Beyer J (Hrsg) : Diagnostische und operative Strategien bei endokrinen Erkrankungen ; PMI, Frankfurt, S. 237-243

(38) Leisner B, Degelmann G, Dirr W et al. (1982) : Behandlungsergebnisse bei Struma maligna 1960-1980. ; Dtsch Med Wochenschr 107: 1702-1707

(39) Lerch H, Schober O, Kuwert T, Saur HB (1997) : Survival of differentiated thyroid carcinoma studied in 500 patients. ; J Clin Oncol; 15:2067-2075

(40) Levendag PC, De Porre PM, Van Putten WLJ (1993) : Anaplastic Carcinoma of the thyroid gland treated by radiation therapy. ; Int. J Radiat Oncol Biol Phys 26: 125-128

(41) Lissner J, Fink U (Hrsg.) (1992) ; Grundlagen der Strahlenphysik in: Radiologie I ; Enke Verlag Stuttgart

(42) Maxon HR, Smith HS (1990) : Radiodine-131 in the diagnostis and treatment of metastatic well differentiated thyroid cancer. ; Endocrinol Metab Clin North Am 19: 685-718

(43) Mazzaferri EL (1991) : Carcinoma of follikular epithelium: radioiodine and other treatment and outcomes, in: Braverman LE, Utiger RD (eds): The Thyroid. pp1138-1165 ; Lippincott, Philadelphia

(44) Mazzaferri EL, Young R (19981) : Papillary thyroid carcinoma: a 10 year follow-up report of the impact of therapy in 576 patients. ; Am J Med 70: 511-518

(45) Müller S, Reiners C (1991) : Zur Indikation der Radiojodtherapie beim Mikrokarzinom der Schilddrüse. ; Nuklearmediziner 14: 5-11

(46) Nemec HW, Walther E (1979) ; Zur Dosisverteilung der 8-MV-Bremsstrahlung bei der Mantelfeldtechnik ; Strahlentherapie 155, 557-561

(47) Neumann HPH, Zäuner I (1993) : Der Komplex der Nachsorge beim C-Zell-Karzinom der Schilddrüse ; Dtsch. Med. Wochenschrift 118: 25-29

(48) O'Connell MEA, Ahern RP, Harmer CL (1994) : Results of external beam radiotherapy in differentiated thyroid carcinoma: A retrospective study from the Royal Marsden Hospital. ; Eur J Cancer; 30A; 733-739

(49) Philips P, Hanzen C, Andry G, van Houtte P, Frühling J (1993) : Postoperative irradiation for thyroid Cancer. ; Eur. J Surg Oncol;19 : 399-404

(50) Puska's C., Schober D. (1999) : Adjuvante perkutane Radiatio lokal fortgeschrittener papillärer und follikulärer Schilddrüsenkarzinome. ; Nuklearmedizin 38: 328-332

(51) Reiners C (1993) : Strahleninduzierte Schilddrüsenkrankheiten, in: Holeczke F, Reiners C, Messerschmidt O (Hrsg.) ; Strahlenschutz in Forschung und Praxis Bd. 34, Fischer, Stuttgart, S. 199-212

(52) Reiners C, Schäffer R (1991) : Möglichkeiten und Grenzen der Radiojodtherapie bei onkocytären, medullären und anaplastischen Schilddrüsenkarzinomen. ; Nuklearmediziner 14: 37-43

(53) Reiners C, Stuschke : in: M Scherer E., Sack H (Hrsg.): Strahlentherapie, 4. Aufl. ; Springer-Verlag

(54) Reinhardt M, Guttenberger R, Slanina J, Frommhold H, Moser E (1995) : Freiburger Konsensus ; Radiologe 35: 535-539, Springer-Verlag

(55) Reinwein D, Benker G, Windeck R et al. (1989) : Erstsymptome bei Schilddrüsenmalignomen : Einfluß von Alter und Geschlecht in einem Jodmangelgebiet. ; Dtsch. Med. Wochenschriften 114: 775-882

(56) Rosenblum LJ, Mauceri RA, Wellenstein DE, Thomas FD, Bassano DA, Rasch BN, Chamberlain CC, Heitzmann ER (1980) ; Density patterns in the normal lung as determined by computed tomography ; Radiology 137

(57) Rösler H, Birrer A, Lüscher D, Kinser J (1992) : Langzeitverläufe beim differenzierten Schilddrüsenkarzinom. ; Schweiz Med. Wochenschr. 122: 1843-1857

(58) Sack H, Quast U, Stuschke M (1996) : Bestrahlungsplanung, in: Scherer E., Sack H (Hrsg.) : Strahlentherapie, Radiologische Onkologie; Springer-Verlag

(59) Sack H, Thesen N (1993) : Bestrahlungsplanung, Kapitel Schilddrüse; Thieme-Verlag Stuttgart S.98 ff.

(60) Samaan NA, Schultz PN, Hickey RC, Goepfert H, Haynie TP, Johnston DA, Ordonez NG (1992) : The results of various modalities of treatment of well differentied thyroid carcinoma: A retrospective review of 1599 patients. ; J Clin Endocrinol Metab; 75: 714-720

(61) Saur HB, Lerch H, Schober O (1996) : Überlebenswahrscheinlichkeit von Patienten mit differenziertem Schilddrüsenkarzinom ohne primäre perkutane Bestrahlung des Halsbereiches. ; Strahlenther Onkol; 172: 306-311

(62) Schmid KW, Böcker W (1997) : Schilddrüse, in: Pathologie, Remmele W (Hrsg.) ; Springer Verlag, S. 579-616

(63) Sheline GE, Galante M, Lindsay S (1966), : Radiation therapy in the control of persistent thyroid cancer. ; Am J Roentgenol Rad Ther Nucl Med; 97; 923-930

(64) Simpson WJ, Panzarella T, Carruthers JS, Gospodarowicz MK, Sutcliffe SB (1988) : Papillary and follicular thyroid cancer: impact of treatment in 1578 patients. ; Int J Radiat Oncol Biol Phys 14: 1063-1075

(65) Sontag MR, Battista JJ, Bronskill MJ, Cunningham JR (1977) ; Implications of computed tomography for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations ; Radiology 124; 143-149

(66) Teller PH, Voss AC (1984) : Perkutane Strahlentherapie bei Schilddrüsencarcinomen – kurative und palliative Gesichtspunkte. ; Strahlentherapie 160: 349-356

(67) Tennvall J, Biörklund A, Torgil M, Ranstam J, Mans A (1986) : Is the EORTC Prognostic index of thyroid cancer valid in differentiated carcinoma ? ; Cancer; 57: 1405-1414

(68) Thambi V, Pedapatti PJ, Murthy A, Kartha PK (1980) : A radiotherapy technique for thyroid cancer. ; Int J Radiat Oncol Biol Phys 6: 239-243

(69) Tsang RW, Brierley JD, Simpson WJ, Panzarella T, Gospodarowicz MK, Sutcliffe SB (1998) : The effects of surgery, radiodine and external radiation therapy on the clinical outcome of patients with differentiated thyroid cancer. ; Cancer; 82; 375-388

(70) Tubiana M, Haddad E, Schlumberger M, Hill C, Rougier P, Sarrazin D (1985) : External Radiotherapy in thyroid cancer. ; Cancer 55: 2062-2071

(71) UICC (1993) : TNM-Atlas. Illustrierter Leitfaden zur TNM/pTNM-Klassifikation maligner Tumore. 3. Auflage, ; Springer Verlag

(72) Weiss M (1996) ; Qualitätskontrolle der Strahlentherapie bei brusterhaltender Therapie des Mammakarzinoms mittels Thermolumineszenzdosimetrie an einem Polystyrol-Phantom ; Dissertation an der Ludwig-Maximilians-Universität München

Danksagung

Bei Herrn Prof. Dr. Dühmke, Direktor der Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, möchte ich mich dafür bedanken, daß ich in seinem Institut für diese Arbeit tätig sein durfte. Herr Prof. Dr. Wendt gab mit dankenswerterweise die Anregung zu diesem Thema.

Ganz herzlich bedanken möchte ich mich bei Herrn Dipl. Phys. PD Dr. H. Feist und bei Frau G. Michalski, die mir bei den Bestrahlungen des Phantoms und der Auswertung der TL-Dosimeter stets hilfreich zur Seite standen und diese Arbeit kritisch begleiteten.

Sehr herzlich bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Dr. Krimmel für Zuspruch, Motivation und Anregungen.

Mein ganz besonderer Dank gebührt Herrn Dipl. Phys. P. Lang, der mir in freundschaftlicher Weise unermüdlich bei den Bestrahlungsplanungen zur Seite stand und mich in dieser Arbeit mit konstruktiver Kritik begleitete.

Ganz herzlich bedanken möchte ich mich bei Frau Dr. B. Pöllinger, die mir immer hilfreich zur Seite stand und es mir ermöglichte, diese Arbeit zu vollenden.

Schließlich möchte ich meiner Familie und insbesondere meiner Frau Gabi danken für die Geduld und die stetige Unterstützung, die sie mir zuteil werden ließ.

Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name: Michael Ranft
Geburtsdatum: 03.06.1968
Geburtsort: Duisburg

Familienstand: verheiratet, 2 Kinder
Staatsangehörigkeit: Deutsch
Eltern: Brigitta Ranft, Chemielaborantin, und Siegfried Ranft, Lehrer

1974-1987

Schulischer Werdegang
Grundschule Lüttingen, Xanten
Stiftsgymnasium Xanten, Abitur am 12.08.87

1987-1989

Zivildienst
Städt. Krankenhaus München-Harlaching vom 01.08.87 bis zum 31.03.89
Ausbildung

1989-1996

Studium
Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München:
Beginn 02.05.89
Physikum 28.08.91
1. Staatsexamen 27.08.92
2. Staatsexamen 29.03.95
3. Staatsexamen 07.05.96
Praktisches Jahr
1. Tertial Krankenhaus München-Harlaching, 3. med. Abteilung, Kardiologie
2. Tertial Krankenhaus München-Harlaching, Chirurgische Abteilung
3. Tertial Klinikum Großhadern, Abteilung für Radiologie / Strahlentherapie

1996-1998

Arzt im Praktikum
Vom 01.12.96 bis zum 31.05.98 im Zentrum für Akutgeriatrie und Frührehabilitation (ZAGF), 5. med. Abteilung des Städt. Krankenhauses München-Neuperlach, Akadem. Lehrkrankenhaus.

Beruflicher Werdegang

1998

Freiberufliche Tätigkeit als Arzt und Programmierer
Durchführungen von Repatriierungen bei einer Reiseversicherung, Programmierung bei einer Software-Firma (v.a. Datenbank, online-Hilfe u.a. für die KVB)

1998-2002

Assistenzarzt in der Kreisklinik Markt Indersdorf
Vom 15.11.98 bis zum 30.06.02 Assistenzarzt in der Abteilung für geriatrische Rehabilitation, Abteilung für Innere Medizin mit Versorgung der Chirurgischen Ambulanz und Notarztdiensten am Notarztstandort Markt Indersdorf

Seit 2002

Assistenzarzt im Klinikum Dachau
Assistenzarzt im Klinikum Dachau seit dem 01.07.03, Abteilungen für Kardiologie und Pulmonologie sowie Gastroenterologie und Diabetologie sowie Notarztdienst am Standort Dachau