

Aus der Radiologischen Klinik am Clemenshospital Münster
Akademisches Lehrkrankenhaus der Westf. Wilhelms-Universität Münster
-Chefarzt: Prof. Dr. med. Arnt-René Fishedick-

**Qualitätssicherung in der Strahlentherapie – Spezifische Untersuchungen
zur langzeitlichen Konstanz dosimetrischer und geometrischer Parameter
beim Einsatz von Radiosurgery Software**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae dentium
der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von

Holger Winnenburg
aus Coesfeld / Westf.

2004

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster.

Dekan: Univ.-Prof. Dr. H. Jürgens

1. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. N. Willich

2. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. U. Haverkamp

Tag der mündlichen Prüfung: 10.02.2004

Aus der Radiologischen Klinik am Clemenshospital Münster
Akademisches Lehrkrankenhaus der Westf. Wilhelms-Universität Münster
-Chefarzt: Prof. Dr. med. Arnt-René Fischechick-

Referent: Univ.-Prof. Dr. N. Willich
Korreferent: Priv.-Doz. Dr. U. Haverkamp

Zusammenfassung

Qualitätssicherung in der Strahlentherapie – Spezifische Untersuchungen zur langzeitlichen Konstanz dosimetrischer und geometrischer Parameter beim Einsatz von Radiosurgery Software

Winnenburg, Holger

Die Basis für eine stereotaktische oder konformale Radiochirurgie sind Präzision und ein steiler Dosisabfall zur Vermeidung einer zu hohen Strahlenbelastung des um das Tumorgewebe liegenden gesunden Gehirngewebes. Um diese Forderung zu erfüllen, ist eine Qualitätskontrolle aller an der Realisierung beteiligten Schritte notwendig. Ein wesentlicher Schritt ist die physikalische Therapieplanung.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die systematische Untersuchung der Reproduzierbarkeit von errechneten stereotaktischen Daten mittels der Software BrainSCAN als auch der angeschlossenen Druckerhardware. Im Blickpunkt steht die Konstanz der bis zu 70 mal je Untersuchungsreihe wiederholten Berechnung der Dosis- sowie der Lokalisationswerte vom Isozentrum über einen Zeitraum von einem halben Jahr.

Die Konstanzprüfung erfolgt an Hand einer simulierten Läsion in einem eigens erstellten Kopf-Phantom in Vielfachtestreihen am Clemenshospital Münster und am AKH Wien. Speziell zur Testung der ausgedruckten Koordinatenwerte (Marker) – welche der Positionierung von Patient und Strahlenquellen zueinander dienen – wurde eine Auswertungsmethode entwickelt, die gesonderte Einflüsse von Planungssoftware und Druckerhardware erkennen lässt.

Allgemein erfüllt die BrainSCAN-Software im Testungszeitraum mitsamt der in Münster und Wien eingesetzten Hardware die in der stereotaktischen Präzisionsstrahlentherapie geforderte Stabilität für gleichbleibende dosimetrische (Standardabweichung σ im Promillebereich für die 80%-Isodose) und isozentrische ($\sigma \approx 0,1$ mm) Genauigkeit. Problematisch sind vereinzelte Ausreißerwerte, die Kontrollmessungen erfordern. Ein Vergleich der beiden untersuchten Druckersysteme Lexmark und HP ergibt eine Präferenz für HP. Generell lässt sich auf eine negative Korrelation zwischen Druckerbelastung und geometrischer Konstanz der Positionsausdrucke schließen.

Tag der mündlichen Prüfung: 10.02.2004

Inhaltsverzeichnis

I.	EINLEITUNG	1
II.	STRAHLENTHERAPIE.....	2
1.	Tumorerkrankungen und Behandlungsmethoden.....	2
1.1	Tumorerkrankungen.....	2
1.2	Behandlungsverfahren	3
1.3	Radioonkologie.....	5
2.	Strahlendosis und therapeutische Wirkung	6
2.1	Biophysikalische Wirkungsmechanismen ionisierender Strahlung.....	6
2.2	Strahlentherapie	11
2.3	Bestrahlungsgeometrie und -dosimetrie.....	12
3.	Stereotaxie.....	15
3.1	Indikationsstellung.....	15
3.2	Konventionelle Bestrahlungstechnik.....	15
3.3	Stereotaktische Bestrahlungstechnik.....	16
III.	RECHNERGESTÜTZTE PLANUNG	19
1.	Radiotherapie-Kette.....	19
1.1	Patientenfixierung und -positionierung	19
1.2	Therapieplanung	20
1.3	Strahlenapplikation	22
2.	Strahlentherapie-Durchführung	23
2.1	Interdisziplinäre Zusammenarbeit.....	23
2.2	Bestrahlungstechnik	23
2.3	3D-Bestrahlung.....	25
3.	BrainSCAN-Planungssystem	26
3.1	BrainSCAN-Hardware	26
3.2	Radiosurgery-Software	27
3.3	Datenoutput.....	28
IV.	MATERIAL UND METHODE	29
1.	Qualitätssicherung.....	29
1.1	Grenzen einer Präzisionsstrahlentherapie	29
1.2	Stabilität von Kennmerkmalen.....	32
1.3	Konstanzprüfung geometrischer und dosimetrischer Rechnerwerte	33
2.	Phantomkopf als Verifikationspatient	33
2.1	Planungsidee	33
2.2	Umsetzung der Planungsidee	34
2.3	Realisierung der Planungsidee	35
3.	Konstanzprüfung mittels eines Patientenmodells	37
3.1	Vorüberlegung zur Prüfung von Kennmerkmalen	37
3.2	Untersuchungsmaterial.....	37

3.3	Datenerfassung und -darstellung.....	37
V.	ERGEBNISSE	48
1.	Stereotaktische Radiochirurgie-Messergebnisse.....	1
1.1	Stereotaktische Bestrahlungsdaten.....	48
1.2	Positionsausdrucke A der stereotaktischen Testreihe	55
1.3	Positionsausdrucke B der stereotaktischen Testreihe.....	65
2.	Konformale stereotaktische Radiochirurgie-Messergebnisse.....	72
2.1	Konformale Bestrahlungsdaten.....	72
2.2	Positionsausdrucke A der konformalen Testreihe.....	77
2.3	Positionsausdrucke B der konformalen Testreihe	86
3.	Optimierte stereotaktische Radiochirurgie-Messergebnisse.....	93
3.1	Optimierte stereotaktische Bestrahlungsdaten	93
3.2	Positionsausdrucke A der optimierten stereotaktischen Testreihe	97
3.3	Positionsausdrucke B der optimierten stereotaktischen Testreihe	100
VI.	DISKUSSION	104
1.	Material und Methode	104
2.	Ergebnisse	105
2.1	Stereotaktische Testreihen in Münster und Wien.....	105
2.2	Konformale Testreihen in Münster und Wien.....	118
2.3	Optimierte stereotaktische Testreihe in Münster.....	129
3.	Wichtung der Untersuchung	132
VII.	SCHLUSSFOLGERUNG	134
	LEGENDE.....	136
	LITERATURVERZEICHNIS.....	138

I. Einleitung

Bei der therapeutischen Anwendung ionisierender Strahlung existiert nur ein schmaler Bereich zwischen therapeutischem Nutzen und schädlicher Nebenwirkung auf das Gewebe in der Nachbarschaft des Tumors. Aufgabe der Strahlentherapie ist es daher, die Dosis mit hoher Genauigkeit und Konstanz im Zielvolumen zu applizieren, um einen Erfolg der Behandlung zu gewährleisten.

Am Clemenshospital in Münster und am AKH Wien hat sich bei der Behandlung von malignen Hirntumoren die stereotaktische Radiochirurgie erfolgreich etabliert.

Um für jeden Patienten das bestmögliche Behandlungsergebnis zu gewährleisten, sind Untersuchungsverfahren und alle Teilschritte einer medizinisch gebotenen Strahlenbehandlung sinnvoll aufeinander abzustimmen und für sich einer Qualitätssicherung zu unterwerfen. Entsprechend der Norm DIN 6873 Teil 5 sind Konstanzprüfungen von Qualitätsmerkmalen von rechnergestützten Bestrahlungssystemen während ihrer Nutzungsdauer vorzunehmen. Darüber hinaus scheint es sinnvoll, die Radiosurgery-Software als auch die Drucker-Hardware über längere Zeiträume auf ihre Konstanz zu testen.

Ziel der vorliegenden Untersuchung ist daher die systematische Testung der Reproduzierbarkeit von errechneten stereotaktischen Daten mittels der in Münster und Wien verwendeten Software BrainSCAN. Die Konstanzprüfung erstreckt sich sowohl auf die eingesetzten Softwarealgorithmen als auch auf die angeschlossenen Drucker, da die ausgedruckten Koordinatenwerte (Marker) der Positionierung von Patient und Strahlenquellen zueinander dienen.

II. Strahlentherapie

1. Tumorerkrankungen und Behandlungsmethoden

1.1 Tumorerkrankungen

Tumorerkrankungen zählen weltweit zu den häufigsten Todesursachen. Allein in Europa erkranken etwa 1,2 Mill. Menschen – davon etwa 350000 in Deutschland – jährlich an einem malignen Tumor. Bei knapp 60% der Krebspatienten wird bei der Erstdiagnose ein isolierter Tumor festgestellt. Gut 2/3 der Erkrankten mit lokalisiertem Tumor werden geheilt. Für etwa 18% potentiell heilbarer Patienten – das sind allein für Deutschland etwa 50000 bis 70000 Menschen pro Jahr – reicht die Wirksamkeit gegenwärtiger Behandlungsvarianten nicht aus; die Tumore wachsen erneut und bilden dann verstärkt Tochterabsiedlungen (Metastasen) in anderen Organen /GSI 2000; Groß, Reiß 2000/.

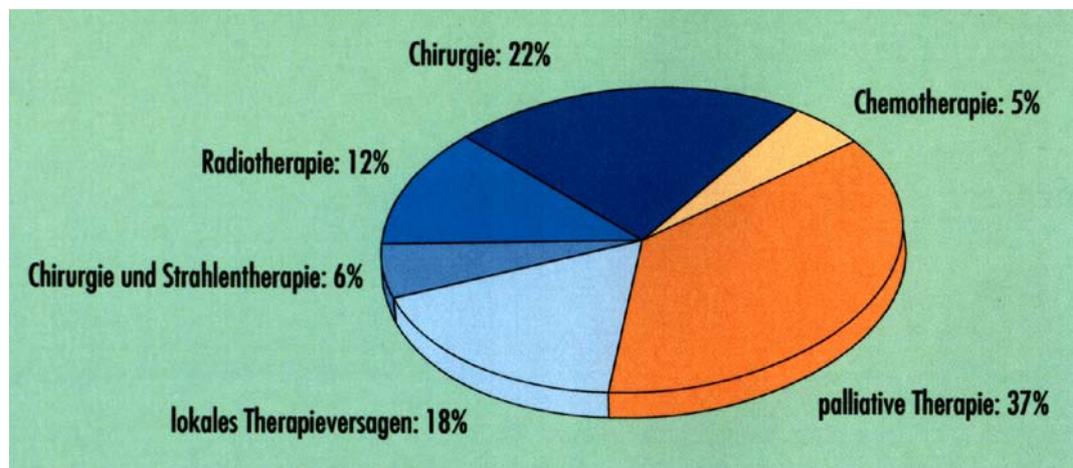


Abb. 1 Gegenwärtig angewandte Behandlungsmethoden/Groß, Reiß 2000/

Die in dieser Arbeit im Mittelpunkt stehende **Strahlentherapie** wird in vielen Fällen im Anschluss an eine Tumoroperation durchgeführt, sie kann aber ebenso als alleinige Behandlungsform oder in Kombination mit einer Chemotherapie angewendet werden. Selbst bei optimistischer Einschätzung künftiger genetischer und immunologischer Behandlungskonzepte wird in der Therapie solider Tumore die Strahlentherapie auch in absehbarer Zeit eine bedeutende Rolle einnehmen /Semmler 2000/.

Die Chancen auf Heilung hängen neben einer optimalen Behandlung auch entscheidend davon ab, zu welchem Zeitpunkt die Tumorerkrankung erkannt und behandelt wird. Daher übernimmt jeder behandelnde Arzt ein hohes Maß an Verantwortung bei der diagnostischen Untersuchung. Die Erkennung und Früherkennung der Krebskrankheiten beruht hauptsächlich auf frühen Veränderungen von Zellen, der Erfassung von Tumorstadien eines Organs sowie der Erfassung möglichst kleiner Tumorzellenkomplexe im Organismus. Erleichtert wird das Auffinden von Karzinomen durch neue medizinische Verfahren und computergestützte Geräte.

Die Strahlentherapie nimmt auch in der palliativen, d.h. symptomlindernden Krebsbehandlung eine bedeutende Rolle ein. Viele nicht mehr heilbare Patienten profitieren von der Lebensverlängerung, der Schmerzlinderung oder der Wiederherstellung von Körperfunktionen.

Anliegen der Strahlentherapie ist es, den Patienten nicht nur nach neuesten technischen Standard, sondern auch menschlich umfassend zu betreuen.

1.2 Behandlungsverfahren

Die Anfänge der Strahlentherapie liegen etwa 100 Jahre zurück. Bereits ein Jahr nach der Entdeckung der **Röntgenstrahlen** im Jahre 1895 durch W. C. Röntgen setzte der Wiener Hautarzt L. Freund diese zu Heilzwecken ein. Wie seinerzeit die erfolgreiche Behandlung eines ausgedehnten Tierfellnävus im Bereich des Rückens eines kleinen Mädchens, wird auch heute noch eine Vielzahl gutartiger Erkrankungen, wie Arthrosen oder Entzündungen, durch Röntgenreizbestrahlungen positiv beeinflusst. Das Hauptanwendungsgebiet der Strahlentherapie liegt heute aber in der **Onkologie**. Hier wird ionisierende Strahlung zur kurativen oder palliativen Behandlung von malignen, selten auch benignen Tumoren als Alleinbehandlung oder in Verbindung mit chemotherapeutischen oder chirurgischen Maßnahmen – vor oder nach der Operation – angewendet. Als lokale, respektive lokoregionäre Maßnahmen zielt die Strahlentherapie darauf ab, die Tumorzellen im Primärtumor und ggf. in den zugehörigen Lymphbahnen und –knoten abzutöten, eine Neubildung von Tumorzellen zu unterbinden, d.h. die Verhinderung einer klonogenen Proliferation von Tumorzellen /Steffner 1999/.

Die am häufigsten angewandte Strahlenbehandlung zur Tumorkontrolle ist die **perkutane Bestrahlung**. Hierbei befindet sich die Strahlenquelle außerhalb des

Körpers, wobei die Strahlung durch die Haut und darunter liegendes gesundes Gewebe bis zum Zielort vordringt.

Bei der **konventionellen Röntgentherapie** kommen Röntgenstrahlen mit verhältnismäßig geringer Energie von rund 200 keV zum Einsatz. Heute wird diese Form der Bestrahlung fast nur noch bei oberflächigen Befunden wie Abszessen etc. angewendet, des Weiteren werden auch Arthrosen mit Erfolg behandelt.

Bis zum Aufkommen von Beschleunigern hatten auch **Kobaltbestrahlungen** eine große Bedeutung. Mit einer Energie von 1,17 bzw. 1,33 MeV ist es möglich, tiefere Körperregionen zu bestrahlen und das umliegende Gewebe besser zu schonen als mit der konventionellen Röntgentherapie im keV-Bereich.

Das Standardgerät in der Strahlentherapie ist seit Anfang der 80er Jahre des vorigen Jahrhunderts der **Elektronen-Linearbeschleuniger**. Linearbeschleuniger dienen wahlweise zur Erzeugung hochenergetischer Röntgenstrahlung oder schneller Elektronen.

Für beide Strahlenarten sind zunächst Elektronen zu produzieren. Dabei dient als Quelle i. d. R. ein Glühdraht. Die dort ausgesandten Elektronen werden im Beschleunigerrohr beim Linearbeschleuniger auf geradem Weg beschleunigt. Die Beschleunigung erfolgt durch ein elektrisches Hochfrequenzfeld, das mit einer Frequenz von einigen GHz schwingt. Am Ende der Beschleunigeröhre treten die Elektronen mit nahezu Lichtgeschwindigkeit durch ein dünnes Fenster aus, vorher werden sie durch ein Magnetfeld um 90° oder 270° umgelenkt.

Häufiger wird jedoch eine Photonenstrahlung benötigt. Diese erzeugt man, indem man die o.g. Elektronen auf ein sog. Target (wassergekühltes Metallfeld, meist Wolfram) auftreffen lässt. Durch den Aufprall auf das Target werden die schnellen Elektronen abrupt abgebremst. Dabei entsteht durch Energieumwandlungsprozesse die hochenergetische Röntgenstrahlung, je nach Beschleunigertyp im Bereich von 4 bis 25 MeV. Angesichts dieser Energien in der Anwendung spricht man von **Hochvolttherapie**.

Neben der **Photonenstrahlung** wird in der Medizin auch **Teilchenstrahlung** genutzt. **Neutronen** haben bei gleicher Dosis eine höhere biologische Wirkung als Photonen. Sie können mithin Tumorzellen effizienter abtöten. Insbesondere bei einigen Erkrankungen mit Tumorrückfällen, die mit anderen Methoden nicht be-

handelbar waren, konnten eindrucksvolle Krankheitsrückbildungen erreicht werden /Streffer 1999/.

Felder schneller Neutronen können durch Bestrahlung von Beryllium-Targets mit 16 bis 32 MeV Protonen oder 8 bis 16 MeV Deuteronen erzeugt werden.

Die Neutronenbehandlung wird meist mit einer vorausgehenden Strahlentherapie kombiniert. Weltweit werden tiefliegende Tumore nur an etwa zehn Zentren mit Neutronen behandelt /Groß, Reiß 2000/. Die Erfahrungen mit der Neutronenmethode sind allerdings noch begrenzt.

Mit den heutigen Zyklotronen lassen sich **Protonen** mit Energien um 300 MeV erzeugen. International etabliert hat sich die Protonenbestrahlung zur Behandlung von Augentumoren. In Deutschland wird am Hahn-Meitner Institut (HMI) Berlin die Protonentherapie praktiziert.

Auch mit **Schwerionen** versucht man Tumore zu bestrahlen. Zu den günstigen physikalischen Eigenschaften derartiger schwerer, geladener Teilchen gehören die geringe Seitenstreuung, die definierte Reichweite und der Anstieg der Energiedeposition am Ende der Teilchenspur. So steigt mit zunehmender Eindringtiefe des Teilchens die Energiedeposition an und erreicht wenige Zehntelmillimeter vor dem kompletten Abstoppen im sog. Bragg-Peak ihr Maximum. Die Reichweite der Teilchen lässt sich durch die Energie exakt festlegen /GSI 2000; Groß, Reiß 2000/. An der Gesellschaft für Schwerionenforschung (GSI) Darmstadt bestrahlt man seit 1997 im Rahmen klinischer Studien Tumorzellen mit **Kohlenstoff-Ionen**.

1.3 Radioonkologie

Die Zerstörung des Tumors kann auf verschiedenen Wegen angegangen werden, wobei man sich auf folgende Kernerkenntnisse stützt:

- die Strahlensensibilität des Tumorgewebes – z.B. bei schnellwachsenden Tumoren – ist höher als die des umgebenden gesunden Gewebes;
- die Strahlendosis im Tumor lässt sich durch entsprechende Bestrahlungsgeometrie selektiv erhöhen.

Dabei gilt in der Medizin das Prinzip: So wenig Strahlung wie möglich, aber so viel wie nötig. Mit anderen Worten: Die moderne Radioonkologie ist bemüht, die Strahlendosen und die technisch hoch präzisen Applikationsverfahren so zu wählen, dass bei gleichzeitig maximaler Tumorvernichtung das Risiko von bleibenden und stärkeren Beeinträchtigungen gesunden Gewebes in einer akzeptablen Grö-

Benordnung bleibt. Je geringer also die Nebenwirkungswahrscheinlichkeit, um so höhere Dosen können für die Vernichtung der Tumorzelle gegeben werden. Art und Ausmaß möglicher Nebenwirkungen hängen entscheidend vom bestrahlten Körperteil, von der Strahlendosis sowie von individuellen persönlichen Faktoren ab.

Die zur Bekämpfung einer Tumorerkrankung als notwendig erachtete Gesamtdosis von in der Regel 20 bis 70 Gy wird abhängig vom spezifischen Fall als **Einzeit-** oder als **fraktionierte Bestrahlung** therapiert werden.

Bei der Einzeit-Bestrahlung wird die gesamte Strahlendosis extrem stark fokussiert in einer Sitzung appliziert. Das umliegende gesunde Gewebe muss dabei nahezu vollständig aus dem Strahlengang ausgespart werden. Dies erfordert eine hohe Anforderung an die Präzision der Zielvolumina, Zielpunktbestimmung und Dosisapplikation /Engenhart-Cabilic 2000/.

Bei der sog. fraktionierten Strahlentherapie wird nicht die gesamte zur Tumorerkrankung angesetzte Strahlendosis auf einmal appliziert, vielmehr erfolgt die Strahlenbehandlung in Form von mehreren kleinen Portionen, den sog. Fraktionen. Dabei sind Veränderungen im zeitlichen Ablauf und in der Dosierung überprüfbar, z.B. eine Bestrahlung in kürzeren Abständen bei geringerer Einzeldosis (Hyperfraktionierung) und/oder auch eine Anpassung der Bestrahlungsabstände an das Wachstumsverhalten des Tumors. Zwangsläufige Folge einer solchen fraktionierten Bestrahlung ist ein längerer Strahlenbehandlungszeitraum, der je nach zugrundeliegender Tumorerkrankung bis zu mehreren Wochen betragen kann.

In der rein palliativen Therapie – wenn eine längerfristige Heilung aufgrund der erheblichen Ausdehnung der Tumorerkrankung nicht mehr zu erwarten ist – stehen ein rascher Wirkungseintritt bei kurzer Gesamtbehandlungszeit im Vordergrund.

2. Strahlendosis und therapeutische Wirkung

2.1 Biophysikalische Wirkungsmechanismen ionisierender Strahlung

Das Wissen um die **biologische Wirkung** ionisierender Strahlung an dem durchstrahlten Körperbereich ist von grundlegender Bedeutung für den Einsatz

strahlentherapeutischer Maßnahmen. Sie basiert auf komplexen Prozessen, die zu dem in sehr unterschiedlichen Zeiträumen ablaufen. In der sog. physikalischen Phase – einem Zeitintervall von 10^{-16} s bis 10^{-13} s – kommt es zu einer „portionsweisen“ Strahlungsabsorption im Gewebe /Krieger, Petzold 1989/. Die lokale Energieabgabe durch ionisierende Strahlung versucht man durch den Linear Energie-Transfer LET auszudrücken. Nach ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) und DIN ist LET definiert als Quotient aus dem mittleren Energieverlust den das Teilchen durch Stöße in einem Medium erleidet und dem dabei zurückgelegten Weg ds: $LET=dE/ds$.

Die pro Absorptionereignis durchschnittlichen Energieüberträge von etwa 60 eV unterliegen einer statistischen Verteilung. Im Prinzip kommt es daher bei entsprechend großer Dosis bei allen Molekülen der bestrahlten Zelle zur Energieübertragung /Streffer 1987/. Diese primäre lokale Wechselwirkung hängt wesentlich von der Strahlungsart, -energie sowie von der zurückgelegten Wegstrecke ab.

Zwischen 10^{-13} s und 10^{-12} s nach erfolgter Strahlenexposition wird die absorbierte Energie in der näheren Umgebung des Wechselwirkungsortes verteilt. Der Ausgleich erfolgt hierbei entweder intra- oder intermolekular /Streffer 1987, Krieger, Petzold 1992 /.

In der sich anschließenden biologischen Phase – 10^{-2} s bis zu mehreren Jahren oder gar Jahrzehnten – treten sowohl Wirkungen im molekularen wie im sichtbaren makroskopischen Bereich auf /Hirsch–Kaufmann 1992/.

Zu den molekularen, d.h. unsichtbaren Veränderungen zählt man Mutationen an der Erbsubstanz und Denaturierung von Proteinen. Sichtbare Schädigungen sind Zerstörung der Kern- oder Zellmembran sowie Chromosomenbrüche und Ringchromosomenbildungen /Streffer 1987/.

Hauptziel einer jeden Strahlentherapie bösartiger Tumore ist die maximale Zerstörung aller Tumorzellen bei möglichst geringer Schädigung der den Tumor umgebenden normalen Gewebe. Angriffsort der Bestrahlung ist die im Zellkern jeder Zelle befindliche DNS (Desoxyribonukleinsäure). Diese ist Träger der Erbinformation, die bei jeder Zellteilung an die Tochterzellen weitergegeben wird.

Eine Bestrahlung führt zu einer Vielzahl an DNS-Schäden. Während die überwiegende Mehrzahl aller durch Strahlen induzierten DNS-Schäden von zelleigenen Enzymen repariert werden kann, ist die Reparatur von Doppelstrangbrücken, also

von gegenüberliegenden Schäden an der Basis der DNS, schwierig und oft unmöglich.

Bei den nicht bzw. falsch reparierten Zellen kommt es noch zu 1 bis 3 Teilungen, bevor die Zelle ihre Teilungsfähigkeit irreversibel verliert (Zelltod). In weiteren Schritten werden die geschädigten Zellen aufgelöst und die dabei entstehenden Fragmente vom Immunsystem des Körpers abgebaut. Ein zweiter Mechanismus der Zellvernichtung besteht in der durch Strahlen induzierten Apoptose. Die Apoptose entspricht einem von der Zelle selbst eingeleiteten und programmiert durchgeführten Zelltod. Sie endet ebenfalls in der Auflösung der Zelle /Müller et al. 1999/.

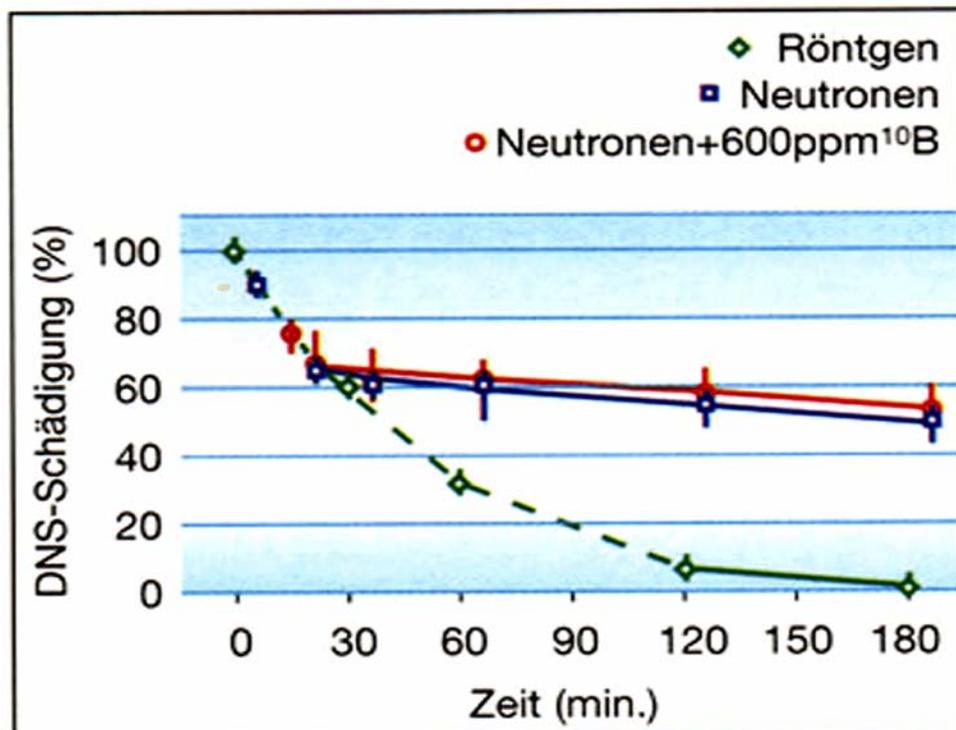


Abb. 2 DNS-Schäden-Vergleich /Streffer 1999/

Schädigungen im Bereich von Enzymproteinen lassen hingegen aufgrund des mehrfachen Vorkommens innerhalb einer Zelle auf relativ geringe Auswirkungen schließen. Im Unterschied zur DNS ist eine Neusynthese möglich, falls der proteinsynthetisierende Apparat nicht beeinträchtigt ist /Streffer 1987/.

Modernste Untersuchungen der experimentellen Strahlentherapie an Zellkulturen zeigen, dass bei der Vernichtung von Zellen neben der direkten Wirkung an der DNS auch Strahleneffekte bereits bei relativ niedrigen Strahlendosen auf die in-

trazelluläre molekulare Übermittlung von Signalen und Informationen („Signalkaskaden“) eine Rolle spielen /Müller et al. 1999/.

Der Umfang der **Zellabtötung** nach Bestrahlung gehorcht einem exponentiellen Gesetz. Ebenso wie bei jedem Zyklus einer zytostatischen Chemotherapie nimmt auch hier die Zahl der Tumorzellen um einen bestimmten Prozentsatz vom jeweiligen Ausgangswert ab.

Das **Linear-Quadratische Modell** beschreibt vereinfacht das Überleben von Zellen nach einer Strahlenexposition /Haverkamp 1997/.

Für die Zellüberlebenswahrscheinlichkeit S gilt:

$$S = e^{-E}$$

wobei E der "Cell-Kill" mit

$$E = n(\alpha d + \beta d^2)$$

ist. Hierbei ist n die Anzahl der Fraktionen, d die Dosis pro Fraktion und α die Zahl der Einzeltreffer sowie β ein Maß für Reparaturmechanismen. Eine Umformung der o. Gleichung führt zur biologisch effektiven Dosis EDR (Extrapolated Response Dose), die definiert ist als Produkt von Gesamtdosis (nd) und relativer Wirk-

samkeit $\frac{1+d}{\alpha/\beta}$

$$EDR = nd \left(\frac{1+d}{\alpha/\beta} \right)$$

Dabei ist α/β klein für spät reagierendes und groß für früh reagierendes Gewebe. Bei fraktionierter Bestrahlung gibt es für Frühreaktionen keinen nennenswerten Unterschied durch die reduzierte Dosis / Fraktion, bei Spätreaktionen dagegen schon. Hier ist die Gesamtdosis durch die geringe Einzeldosis tolerierbar. Anzumerken ist, dass bei diesem einfachen Modell Tumorstadium und die Pausenzeit zwischen zwei Fraktionen unberücksichtigt bleiben.

Für die Wahrscheinlichkeit der Tumorkontrolle **TCP** (Tumor-Control-Probability) wird vorausgesetzt:

$$TCP = e^{(-SN)}$$

Dabei gilt für die Anzahl der überlebenden Zellen N :

$$N = N_0 e^{(-\alpha d)}$$

mit N_0 als Zahl der Zellen vor Bestrahlungsbeginn.

Bekannt sind lediglich die Schwellendosen – Gesamtdosis einer mit 5 x 2 Gy oder 5 x 1,8 Gy pro Woche fraktionierten Strahlentherapie – , die am Normalgewebe nicht überschritten werden dürfen /Müller et al. 1999/. Einerseits wachsen mit zunehmender Strahlendosis die irreversiblen Strahlenschäden /Krieger, Petzold 1992/, andererseits gefährdet eine Unterdosierung an dem erkrankten Gewebe in der Strahlentherapie im hohen Maße das Ziel, alle oder eine möglichst hohe Zahl von Tumorzellen zu vernichten.

Die DNS selber, die ein langgestrecktes Molekül darstellt und in die einzelnen Chromosomen gepackt ist, erweist sich in neueren Studien auf unterschiedlichen Abschnitten als variabel in ihrer Empfindlichkeit gegenüber Strahlen. Die Einflüsse einer Bestrahlung und deren selektiven molekularen Auswirkungen werden künftig zielgerichtet zur Modulation der Strahlenwirkung – Protektion des Normalgewebes oder Verstärkung der Zellvernichtung im Tumor durch auditive Therapieprinzipien wie beispielsweise Biomodulatoren oder Gentherapie – zu nutzen sein /Müller et al. 1999/. In der klinisch häufig durchgeführten Kombination von Therapien sieht man derzeit die beste Chance, alle Zellen des Tumors zu vernichten.

Die Erforschung der Apoptose als aktives zelluläres Phänomen und ihrer Fehlregulation wird in den nächsten Jahren von großer Bedeutung für das Verständnis der Entstehung von malignen Tumoren und ihrer Behandlung sein /Daniel, Dörken 2000/.

Aufgrund der natürlichen Strahlenexposition haben sich evolutionsbedingt sehr effektive **enzymatische Reparaturmechanismen** entwickelt, die molekulare Veränderungen der DNS erkennen und imstande sind, diese rückgängig zu machen /nach Heckmann 1996/.

Die Wirkung einer Bestrahlung auf Tumorgewebe und auf normales gesundes Gewebe ist im Prinzip gleich. Auch im Reparaturvermögen von Tumor- und Normalzellen lassen sich keine Unterschiede feststellen. Die im Vergleich zum gesunden Gewebe oft schlechtere Versorgung der Tumorzellen mit Nährstoffen und vor allem mit Sauerstoff hat konträre Auswirkungen. Auf der einen Seite verläuft in Folge der hierdurch entstehenden hypoxischen Tumorzellen die Reparatur von DNS-Schäden weniger effizient, auf der anderen Seite werden wegen fehlender Sauerstoffsensibilisierung weniger Tumorzellen abgetötet /Müller et al. 1999/.

2.2 Strahlentherapie

Im Unterschied zur medikamentösen Therapie handelt es sich bei der Strahlentherapie um eine rein lokale Maßnahme. Vom verantwortlichen Arzt ist das **Zielvolumen** festzulegen. Dabei wird von Zielvolumina unterschiedlicher Art gesprochen, Richtlinie hierzu ist der ICRU-Report 50. Das bei der diagnostischen Bildgebung, Schnittbildverfahren wie MRT oder CT sichtbare Volumen wird „**Gross Tumor Volume**“ (**GTV**) genannt, berücksichtigt man einen medizinisch begründeten Sicherheitsrand (z.B. aufgrund einer anzunehmenden Mikrometastasierung) erweitert sich dieses Volumen zum „**Clinical Target Volume**“ (**CTV**).

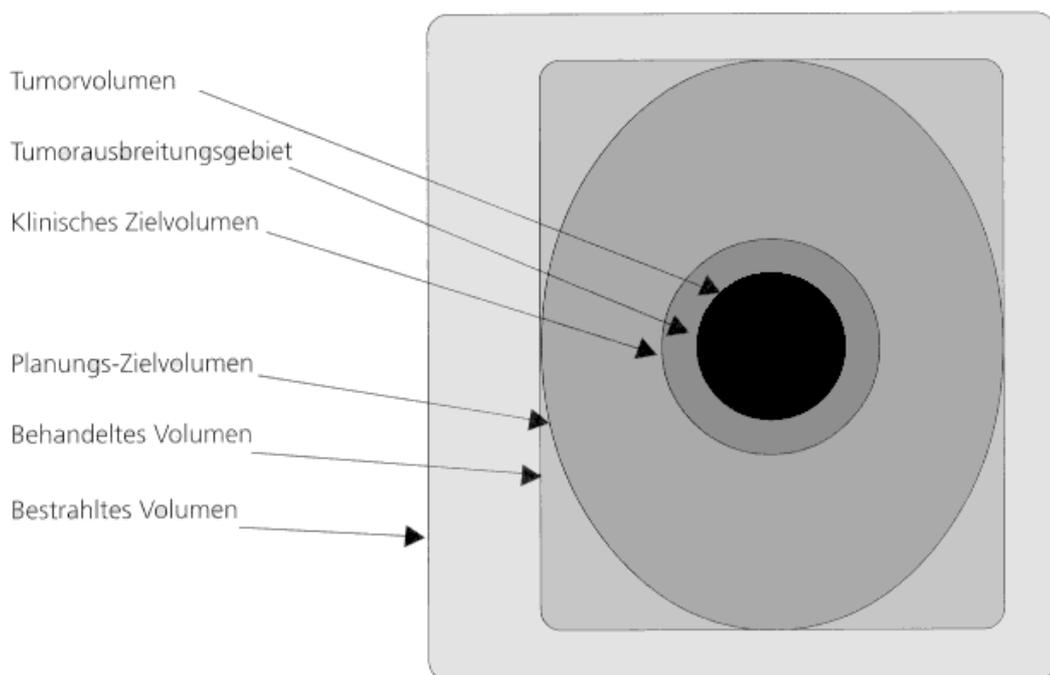


Abb. 3 Veranschaulichung verschiedener Volumina /BrainLAB 2000b/

Die Definition des CTV im ICRU-Report 50 ist im Unterschied zur deutschen Norm nicht ausschließlich auf die Radioonkologie bezogen. Sie umfasst auch andere Therapiemodalitäten wie z.B. Chirurgie, regionale Chemotherapie und Hyperthermie. Wird ein weiterer Sicherheitsrand, der physikalisch begründet ist, hinzugefügt (Patienten- oder Organbewegung, Halbschatten des Bestrahlungsfeldes) ergibt sich das **Planungszielvolumen (PTV)**.

Neben der Festlegung des Clinical Target Volume (CTV) sind vom verantwortlichen Arzt auch Vorgaben zur Dosis sowie zur räumlichen und zeitlichen Dosisverteilung zu machen.

Bei der Strahlentherapie unterscheidet man prinzipiell zwei Ziele: kurativ und palliativ. Bei kurativer Zielsetzung wird alleine oder in Kombination mit anderen Therapien eine Heilung der Erkrankung angestrebt. Bei palliativer Zielsetzung geht es um Symptomlinderung zum Zwecke der Lebensqualitätssteigerung.

2.3 Bestrahlungsgeometrie und -dosimetrie

Ein Strahlenfeld ist charakterisiert durch die Tiefenwirkung und die Homogenität, ausgedrückt in dem vertikalen und horizontalen Dosisverlauf /Haverkamp 1997/.

Die am Linearbeschleuniger einstellbaren Feldformen sind viereckig. Sowohl das vertikale als auch das horizontale Dosisprofil lässt sich jedoch mit Modifikatoren verändern. Der Tiefendosisverlauf wird bei der Photonentherapie häufig durch **Keilfilter** verändert. Als deren Folge verlaufen die Isodosen nicht mehr weitgehend senkrecht zum Strahlengang, sondern abgewinkelt, wobei die Größe des Winkels sich wählen lässt. Eine sehr anschauliche Darstellung des vertikalen Dosisverlaufs sind **Isodosenkurven**. An Keilfiltertechniken gibt es unterschiedliche Verfahren /Haverkamp 1997/. So lässt sich die Simulation eines Keilfilters auch durch entsprechende Bewegung der Blenden während der Bestrahlung erreichen. Keilfilter verändern den Dosisverlauf gleichartig über das gesamte Feld. Soll die Dosisverteilung innerhalb des Feldes irregulär sein, so müssen **Kompensatoren** oder **Blöcke** in den Strahlengang positioniert werden. Darunter werden gebirgsartige Formationen verstanden, deren unterschiedliche Höhe sich nach der gewünschten Transmissionsdosis richtet (s. Abb. 4).

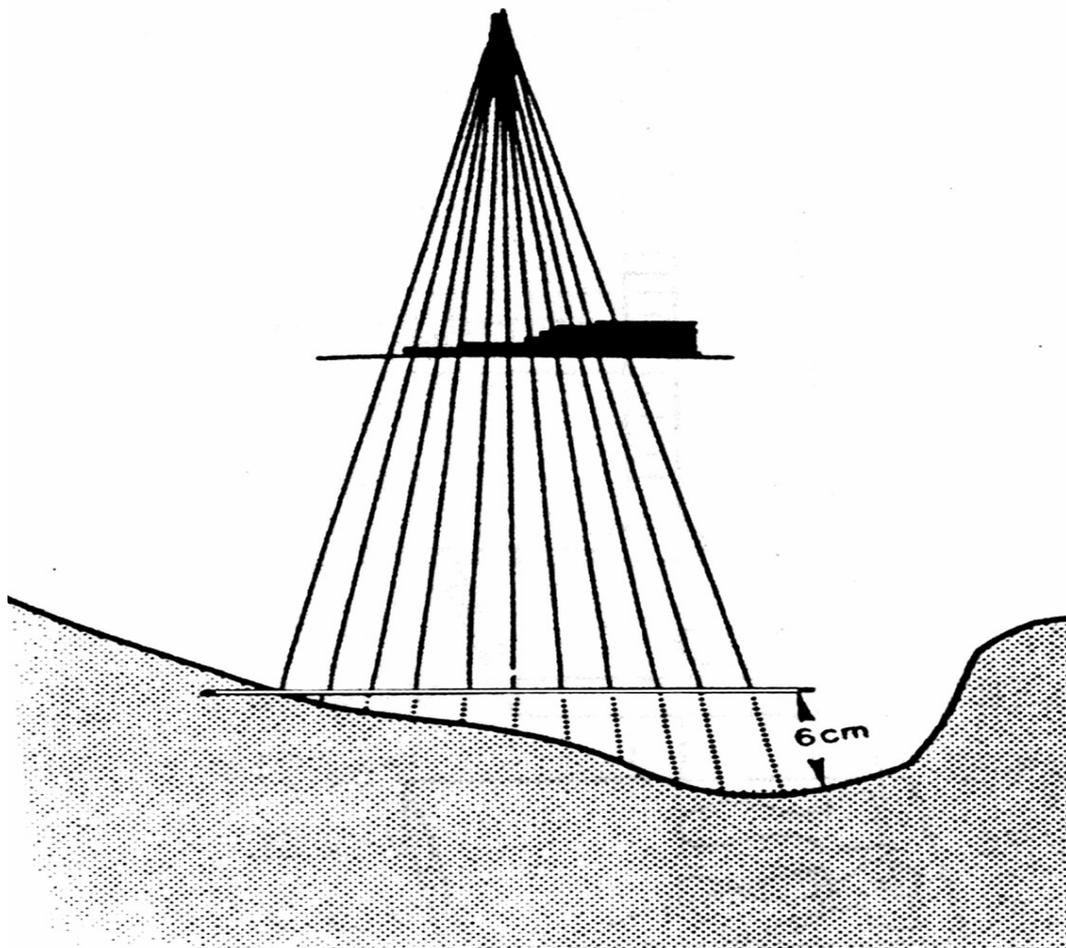


Abb. 4 Skizze eines Kompensationsfilters /Bentel 1989/

Die Herstellung von Kompensatoren kann händisch erfolgen, analog zu einem Baukastenprinzip. Kleine Messingwürfel ($0.5 \cdot 0.5 \cdot 0.5 \text{ cm}^3$) werden aneinander geklebt. Alternativ wird ein Negativ der gewünschten Form computerunterstützt aus einem Styroporblock gefräst, der dann mit einer geschmolzenen Legierung (bleihaltig) gefüllt wird. Wichtig ist dabei, dass der Schnitt die Divergenz des Strahlengangs berücksichtigt, damit es zu scharfen Feldrändern kommt. Die Legierung, mit der die Form gefüllt wird, muss einen niedrigen Schmelzpunkt haben, so dass sich das Styropor nicht verformt. In der Regel ist es eine Mischung aus Wismut, Zinn und Blei mit einem Schmelzpunkt von etwa 98°C . Soll die gewünschte Schwächung nur gering sein, so werden Kompensatoren aus Kunststoff hergestellt.

Eine Alternative zu individuellen Blöcken sind **Multi-Leaf-Kollimatoren**. Mit einem solchen Kollimator – der sich der Form des Tumors anpassen lässt – lassen sich

besonders komplexe Strukturen einfach behandeln und innerhalb von Bestrahlungsfeldern Organe und Gewebe schützen. Die Position der Lamellen wird so gewählt, dass eine Feldform entsteht, die der Projektion des Tumors im Strahlungsfeld entspricht. Auf diese Weise ist die Feldkontur beliebig formbar und der Feldrand hat entsprechend der Lamellengröße eine stufenartige Form. Diese Form nähert sich um so mehr einer Linie, je schmaler die Lamellen sind. Üblich sind heute Lamellenbreiten zwischen 0,3 cm und 0,9 cm; die Anzahl der Lamellen schwankt zwischen 22 und 80 /Haverkamp 1997/.

Die heutigen Bestrahlungsprogramme erfordern daher eine sehr präzise abgestimmte Lokalisation von Strahl und Patient zu einander, denn Ungenauigkeiten schränken die Radikalität der Tumorbestrahlung ein.

Zur Beurteilung von Dosisverteilungen haben sich **Dosis-Volumen-Histogramme (DVH)** bewährt. So gibt das DVH den Volumenteil an, der mindestens eine bestimmte Dosis erhält.

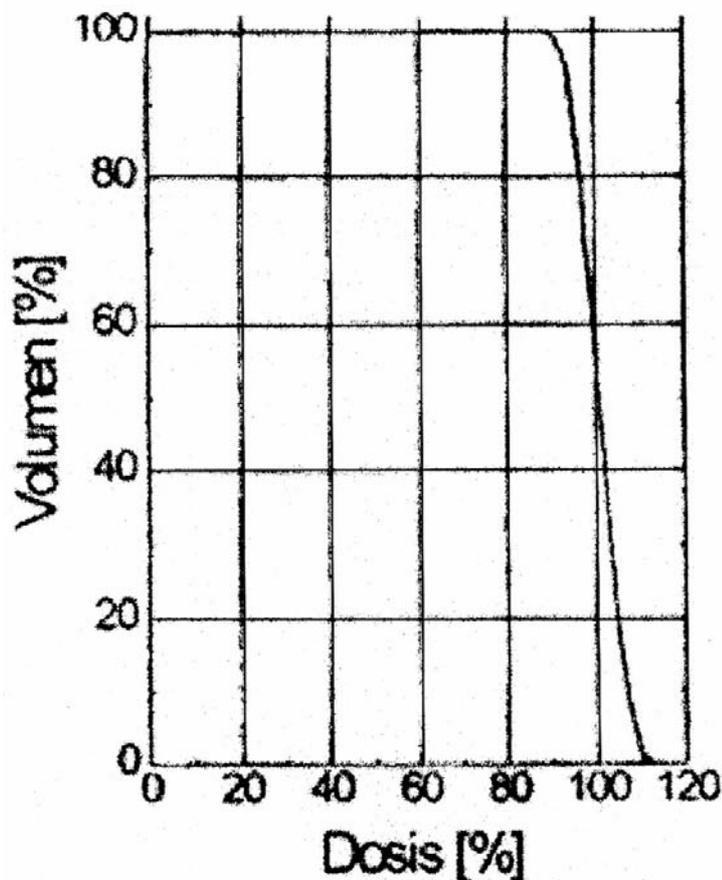


Abb. 5 Dosis-Volumen-Histogramm für das PTV /Haase et al. 1999/

In Abb. 5 beträgt die Maximaldosis 112%, d.h. sie ist um 5% höher als der anzustrebende Dosiswert gemäß ICRU-Report 50.

3. Stereotaxie

3.1 Indikationsstellung

Im Rahmen dieser Arbeit soll eine Beschränkung auf das Fallbeispiel **Hirntumor** erfolgen. Hirntumore gehen am häufigsten von den Hüllenzellen (Gliazellen) des Hirngewebes aus. Sie werden – entsprechend ihrer spezifischen Zellenbasis – in Gruppen eingeteilt, wobei sie sich in ihren Eigenschaften erheblich unterscheiden. Um herauszufinden an welcher Art von Tumor und ob der Tumor bös- oder gutartig ist, muss u.U. eine Biopsie durchgeführt werden.

Man kann davon ausgehen, dass zum Zeitpunkt der Erstdiagnose noch knapp zwei Drittel aller Tumore lokal begrenzt sind. Bei mehr als einem Drittel tritt dagegen ein Lokalrezidiv mit grundsätzlich ungünstiger Prognose für den gesamten Krankheitsverlauf auf.

Unbehandelt können Metastasen im Gehirn innerhalb weniger Wochen zum Tod führen. Eine radiochirurgische Behandlung dagegen erhöht deutlich die Lebenserwartung /DKFZ 1997/.

Bei operativem Eingriff sind die meisten malignen Hirntumore aufgrund ihrer Lokalisation und/oder ihrer diffusen Wachstumsgrenzen nicht komplett entfernbar, so dass in der Regel auch nach mikroneurochirurgischer Operation ein makroskopischer oder mikroskopischer Tumorrest verbleibt. Deshalb wird bei malignen Hirntumoren postoperativ oder bei Auftreten eines Rezidivtumors die Tumorregion einschließlich eines Sicherheitssaumes bestrahlt.

Auch zur Behandlung inoperabler Hirntumoren haben sich nicht invasive Behandlungsmethoden als effektiv und schonend erwiesen.

3.2 Konventionelle Bestrahlungstechnik

Bei der konventionellen Bestrahlungstechnik wird die Strahlendosis über koplana-re Felder mit Größen von 4cm x 4cm bis 40cm x 40cm appliziert. In der Regel werden mehrere Felder (2-4) aus verschiedenen Richtungen um ein Isozentrum angeordnet, wobei die Feldform und das Strahlenprofil über Filter modelliert werden. Ziel ist es, bei weitgehender Schonung des Normalgewebes die Strahlendo-

sis im Zielvolumen zu konzentrieren. Bei einigen Hirntumoren lässt sich das Therapieergebnis durch eine genaue lokale Dosiserhöhung verbessern.

Die Dosis, die mit konventionellen Techniken im Zielvolumen appliziert werden kann, ist durch die Größe der Bestrahlungsfelder und die Genauigkeit der Patientenpositionierung begrenzt.

3.3 Stereotaktische Bestrahlungstechnik

Für eine Verbesserung der Tumorthherapie - bei bestmöglicher Schonung des nicht entarteten Gewebes - wurde sehr frühzeitig das Potential des Computereinsatzes für die Strahlentherapieplanung erkannt und seit 1980 genutzt. Ferner traten seit 1983 als weitere erfolgreiche Anwendung die stereotaktische Strahlentherapie und seit 1988 die dreidimensionale Bestrahlungsplanung hinzu.

Die stereotaktische Radiochirurgie hat als Behandlungsmethode ihren Platz zwischen Mikrochirurgie und perkutaner Radiotherapie. Voraussetzung für ihren Einsatz ist ein kleines und lokal genau definiertes karzinogenes Gewebsvolumen. Durch die rasche Weiterentwicklung der Bestrahlungsplanungstechniken (3D Planung) und dem Einsatz individuell angefertigter Blöcke bzw. dem Bau sog. Multi-Leaf-Kollimatoren können heute die Bestrahlungsvolumina sehr präzise den überwiegend irregulären Tumorkonfigurationen zwischen 1 cm und 6 cm Durchmesser angepasst werden. Durch diese physikalisch-technische Möglichkeit der Dosiskonzentration kann mit der Radiochirurgie auf kleine Zielvolumina eine wesentlich höhere Strahlendosis appliziert werden als bei normal fraktionierter Bestrahlung (Engenhart-Cabilic 2000).

Bei der stereotaktischen Bestrahlung stehen verschiedene Techniken zur Auswahl.

- Stehfelder-Bestrahlung
- Normale Rotation über festen Tubus
- Konformale Rotation
- Intensitätsmodulierte Rotation

Insbesondere die Stehfelder- und die Rotations-Bestrahlungstechnik sind hier von Interesse.

Bei der konformalen **Stehfelder-Bestrahlung** wird die Dosis über eine Mehrzahl von koplanaren und nichtkoplanaren Stehfeldern appliziert. Wesentliches Merkmal dieser Konformationstechnik ist die individuelle Feldform für jedes der einzelnen Felder. Die Feldform entspricht der Form des PTVs in diesem Strahlengang mit einem zusätzlichen Sicherheitsrand von etwa 2 mm. Diese Technik ist schwierig anwendbar bei kleinen Volumina ($< 1 \text{ cm}^3$), weil kleine Feldformen schwer zu realisieren sind, und bei großen Volumina, weil die Feldgröße zum Teil nicht ausreicht und das Bestrahlungsvolumen zu groß wird. In der Regel werden 5 – 8 Felder benutzt /Haverkamp 2000/.

Bei der ebenfalls verwendeten **stereotaktischen Rotations-Bestrahlungstechnik** rotiert die Gantry mehrmals um das Isozentrum, wobei mittels an einem Strahlerkopf angedockter Tuben runde Felder mit Durchmessern von 5 mm bis 40 mm gewonnen werden können. Da aus zahlreichen Richtungen segmentartig bestrahlt wird, weist das Behandlungsvolumen die Form einer Kugel auf. Mehrere dieser kugelförmigen Dosisverteilungen können dann aneinandergesetzt werden. Auf diese Weise ergibt sich eine große Eintrittsfläche des Strahls. Mit dieser speziellen Technik ist es den Radioonkologen möglich, einzeitig oder fraktioniert nur wenige Zentimeter große Raumforderungen bis auf 1-2 mm Abweichung zielgenau zu bestrahlen.

Bei der Rotationstechnik gibt es zudem die Möglichkeit, die Dosisverteilung durch Wahl von Tischwinkel, Rotationsbereich der Gantry, Kollimatorgröße, Position und Anzahl der Isozentren sowie deren Wichtigkeit zu optimieren. Nach Haverkamp liefert eine Kombination aus automatischer Optimierung und händischer Korrektur die besten Ergebnisse /Haverkamp 2000/. Bei gegebener präziser Patientenlagerung bleiben die Belastungen von Haut und übrigen gesunden Gewebes – da sich die Dosis im Zielvolumen konzentriert – gering.

Die Effektivität der stereotaktischen Strahlentherapie basiert vor allem auf:

- Einer hohen Zielgenauigkeit der verwendeten stereotaktischen Lokalisationssysteme
- Einer starken Dosiskonzentration im Zielvolumen durch Konvergenzbestrahlung
- Einen extrem scharfen Dosisabfall am Rande des Zielvolumens zur Schonung des gesunden Gewebes

Bei dieser Spezialform der Strahlentherapie kann Patienten mit einzelnen Hirnmetastasen die Operation erspart bleiben /Müller et al. 1999/.

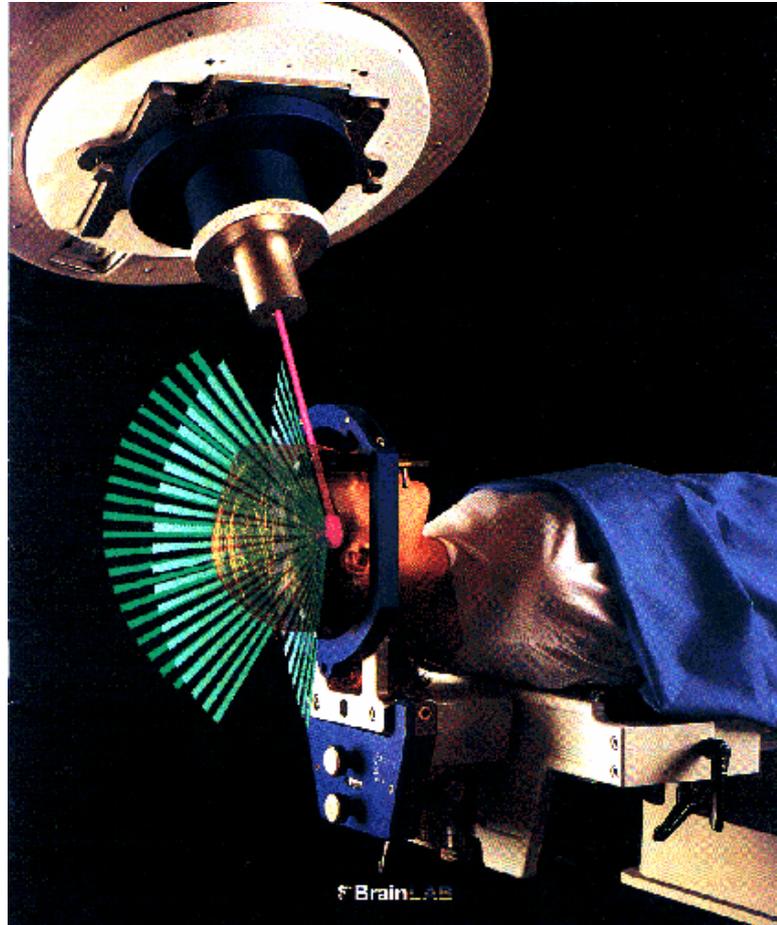


Abb. 6 Veranschaulichung der BrainSCAN stereotaktischen Radiochirurgie /BrainLAB 2000c/

III. Rechnergestützte Planung

1. Radiotherapie-Kette

1.1 Patientenfixierung und -positionierung

Die Radiochirurgie ist eine erfolgreiche Behandlungsmethode für Hirntumore und Missbildungen der Hirnblutungsgefäße. Der therapeutische Ablauf der Behandlung kann als eine **Strahlentherapie-Kette** von unabhängigen Prozeduren angesehen werden: Nach der Patientenfixierung und -positionierung folgen Tumor-Lokalisation, Therapieplanung sowie Strahlenapplikation.

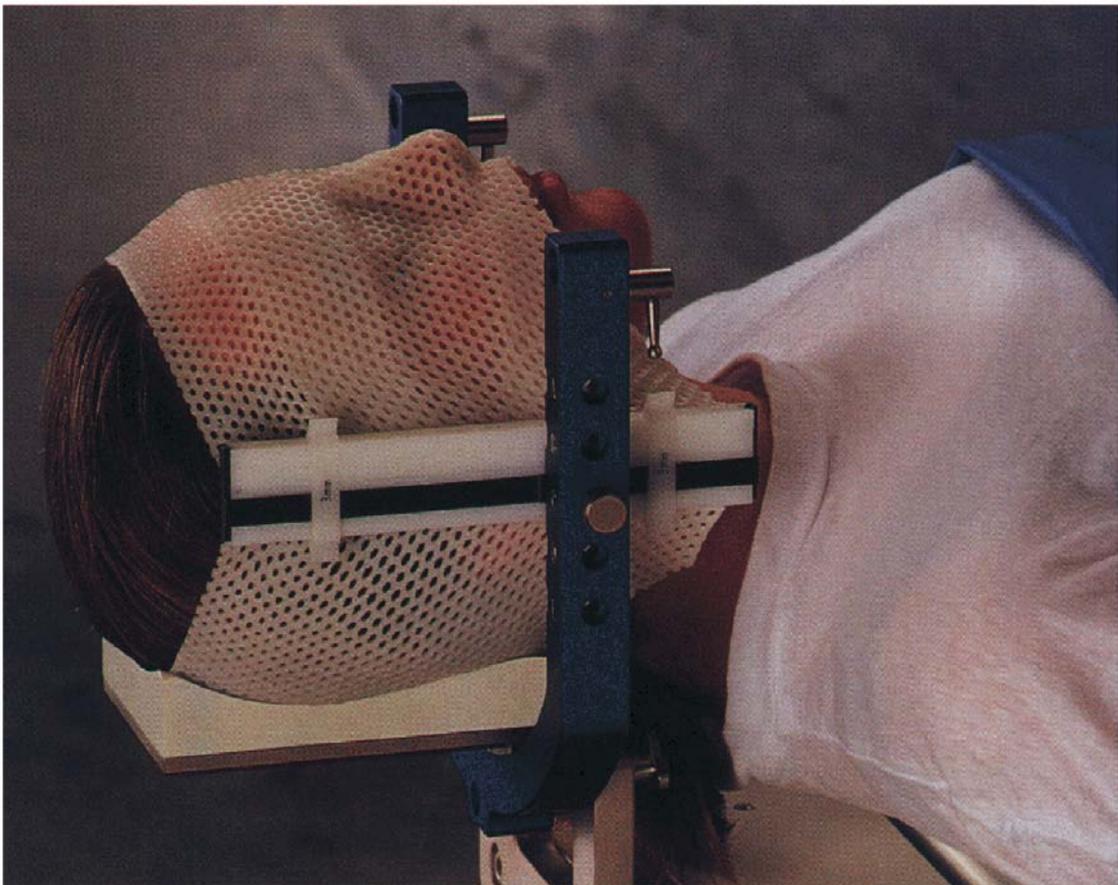


Abb. 7 Das BrainLAB-Maskensystem /BrainLAB 2000c/

Ein wesentlicher Punkt bei der Radiochirurgie ist die Immobilisation des Patienten. Dabei gibt es die „scharfe“ und die „unscharfe“ Fixierung. Bei der „scharfen“ Fixierung wird ein Metallrahmen über Dornen am Kopf des Patienten befestigt.

Die „unscharfe“ Fixierung erfolgt nichtinvasiv. Zur nichtinvasiven Patientenfixierung und –positionierung dienen Maskensysteme. Die aus thermoplastischem Material im Wasserbad erwärmten und dann individuell für jeden einzelnen Patienten angefertigten Masken sind nur einige wenige Millimeter dick und dennoch sehr stabil. Weitere Maßnahmen zur Immobilisation des Patienten können sein: Zusätzliche Versteifungen auf der Nase oder auch noch einen Beißkeil für die Zähne.

Zusammen mit einem solchen **Lokalisationssystem** wird der Patient der bildgebenden Diagnostik zugeführt.

1.2 Therapieplanung

Nach der Tumorkontrastierung erfolgt die Planung. Als Grundlage für die Bestrahlungsplanung werden die überspielten, mittels Rechnerprogrammen ausgewerteten Informationen aus den hochauflösenden bildgebenden Verfahren in der Diagnostik (CT, MRT) genutzt. Bei der 3D-Planung finden zudem alle individuellen Gegebenheiten des Patienten Berücksichtigung, um die gleiche Patientenpositionierung bei der Bestrahlung zu erreichen wie bei der CT- bzw. MRT-Aufnahme.

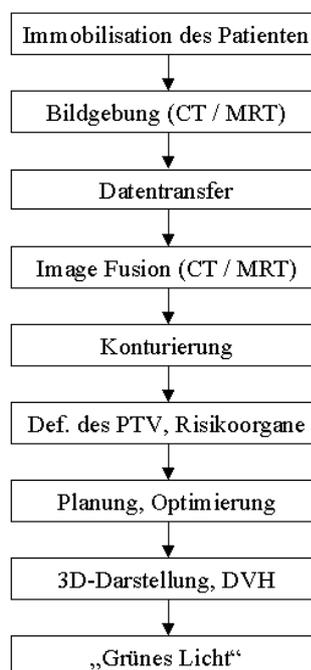


Abb. 8 Arbeitsablauf bei der Planung einer Radiochirurgie /nach Haverkamp 2000/

Die Möglichkeiten der digitalen Bildverarbeitung wie Fusionierung verschiedener Bildmodalitäten sind heute schon weit fortgeschritten. Der Arzt zeichnet das GTV

sowie die Risikoorgane auf den Bildmodalitäten ein. Der Planungscomputer berechnet nach Festlegung des Sicherheitssaumes (1 mm bei Stehfeldern, sonst etwa 2 mm bis 2,5mm) durch den Arzt das PTV.

Grundlage einer jeden Bestrahlung ist der **Bestrahlungsplan**. Basis der physikalischen Bestrahlungsplanung sind ärztliche Vorgaben zur Dosis, zu den zu bestrahlenden Volumina und den Risikoorganen. Aufbauend auf diesen Vorgaben legt der Medizinphysiker die Bestrahlungsdaten fest.

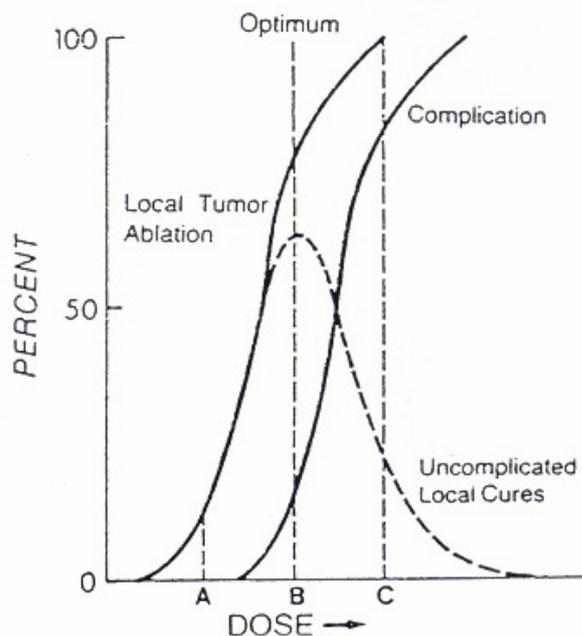


Abb. 9 Holthusen-Diagramm /Perez et al. 1997 /

Ein im Rahmen einer Strahlenbehandlung auftretendes Lokalrezidiv wird stets den Verdacht nahe legen, dass die verabreichte Dosis insgesamt oder partiell zu gering war. Andererseits führt bei zu hoher Dosierung die Bestrahlung von zwangsläufig im Sicherheitssaum enthaltenem gesunden Gewebe zu Nebenwirkungen und Komplikationen. Hieraus leitet sich der hohe Stellenwert einer ausreichenden und exakten Dosisapplikation ab. Schon Holthusen hat 1936 in seiner bekannten Dosis-Wirkungs-Kurve dokumentiert, dass eine gesteigerte Wahrscheinlichkeit der Remission bzw. Heilung mit einer Steigung der Wahrscheinlichkeit einer Schädigung einhergeht /Wagner 2000/. Nach dem Holthusen-Diagramm (s. Abb. 9) gibt es eine optimale Dosis bei der man – bei einer akzeptablen Rate an Nebenwirkungen – eine ausreichende Wirkung auf den Tumor erreicht. Diese sog. **therapeutische Breite** ist abhängig von der Art des Tumors. Das Dosisopti-

mum sollte mit einer geringen Abweichung erreicht werden /Haverkamp 1997/. Ist das Dosisoptimum bei niedrigen Dosiswerten (linke Dosis-Wirkungs-Kurve) für das gesunde Gewebe zu erreichen, besteht eine gute Therapiechance. Dies ist der Fall, wenn die Tumorkurve steil und die Kurve für Nebenwirkungen (rechte Kurve) flach verläuft (s. Abb. 9).

1.3 Strahlenapplikation

Aufgrund physikalischer Gegebenheiten lässt sich ein Volumen nicht homogen mit einer Dosis bestrahlen, sondern die Dosis kann nur für einen Punkt oder eine Linie (Isodose) oder Fläche angegeben werden. Der ICRU Report 50 sieht vor, dass die Dosis (Referenzdosis) für einen Punkt (Referenzpunkt) angegeben wird. Dieser Punkt liegt im **PTV** („Planning Target Volume“), bei der Bestrahlung über mehrere Felder in der Regel im Schnittpunkt der Zentralstrahlen. In den übrigen Fällen an einer für das Volumen repräsentativen Stelle /ICRU 50/.

Für die Angabe von Maximal- und Minimaldosen sind für die 3D - Planung **Dosis-Volumen-Histogramme (DVH)** und die räumliche Dosisverteilung erforderlich. Der ICRU-Report 50 enthält Angaben zur Dosisinhomogenität im PTV. Danach ist anzustreben, dass im PTV die Minimaldosis nicht kleiner als 95% und die Maximaldosis nicht größer als 107% der Referenzdosis ist. Diese Zielstellung wird in der Praxis nicht immer erreichbar sein.

Zur Reduktion der strahlentherapeutischen Nebenwirkungen hat sich bei der perkutanen Bestrahlung die **Dosisfraktionierung** etabliert. Üblicherweise wird einmal täglich mit 1,8 Gy bis 2,0 Gy bestrahlt, an 5 Werktagen pro Woche.

Die Planungsphase ist abgeschlossen, wenn Arzt und Physiker sich auf einen erstellten Bestrahlungsplan geeinigt haben.

Ein zu den Lokalisationssystemen identisches Lichtstrahlensystem erlaubt die exakte Positionierung eines definierten Zielpunktes der Bestrahlungseinheiten bzw. die Markierung dieses Zielpunktes bei einer stereotaktischen Strahlenchirurgie.

Für die stereotaktische Bestrahlung selbst liefert ein Linearbeschleuniger – in Münster ein Phillips-Elektra SL18, in Wien ein GE Saturn Series 600 Linac – Bremsstrahlen mit der Photonenenergie 6 MeV, wobei das Strahlenfeld durch Zusatzgeräte den jeweiligen Bedürfnissen anpassbar ist.

2. Strahlentherapie-Durchführung

2.1 Interdisziplinäre Zusammenarbeit

Aufgaben einer Strahlentherapieabteilung sind nach /Gademann 2002/:

- Patientenbetreuung und Therapie-Management
- Bestrahlungsplanung
- Therapie
- Therapieverifikation

Die im Zusammenhang mit der strahlentherapeutischen Behandlung von lokal wachsenden Hirntumoren auftretenden vielfältigen Probleme bedürfen zu ihrer Lösung einer interdisziplinären Zusammenarbeit von Ärzten, speziell Neurochirurgen, MTRs, Strahlentherapeuten, Medizin-Physikern, Informatikern und Ingenieuren. Dabei ist die getrennte Verantwortlichkeit vom medizinischen und physikalischen Bereich explizit durch den Gesetzgeber geregelt (s. Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin) /Haverkamp 1997/.

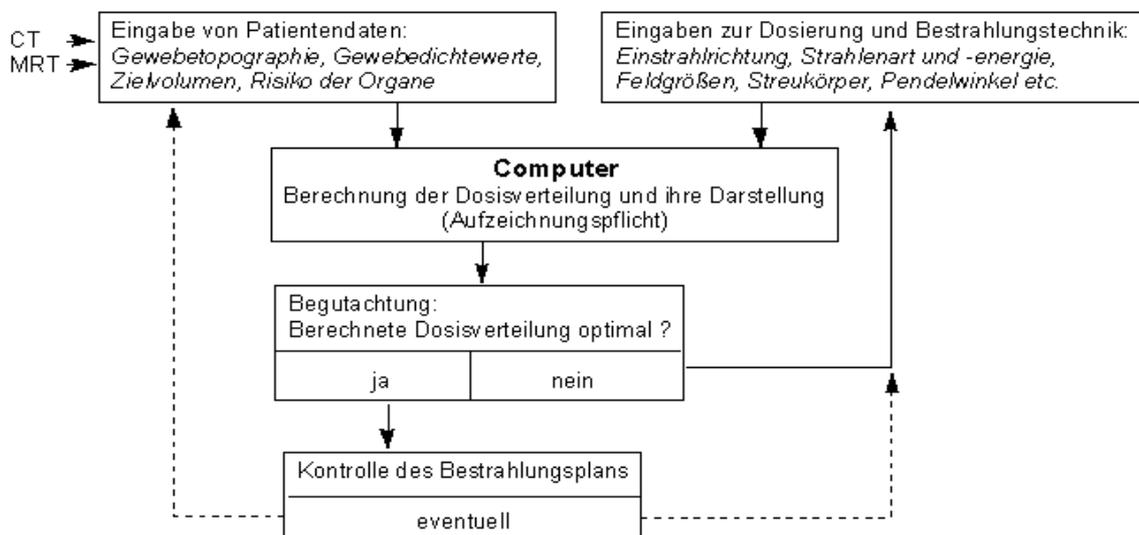


Abb. 10 Prinzipieller Bestrahlungsablauf /nach Gademann 2002/

2.2 Bestrahlungstechnik

Abb. 11 zeigt einen Überblick über die verschiedenen Bestrahlungstechniken.

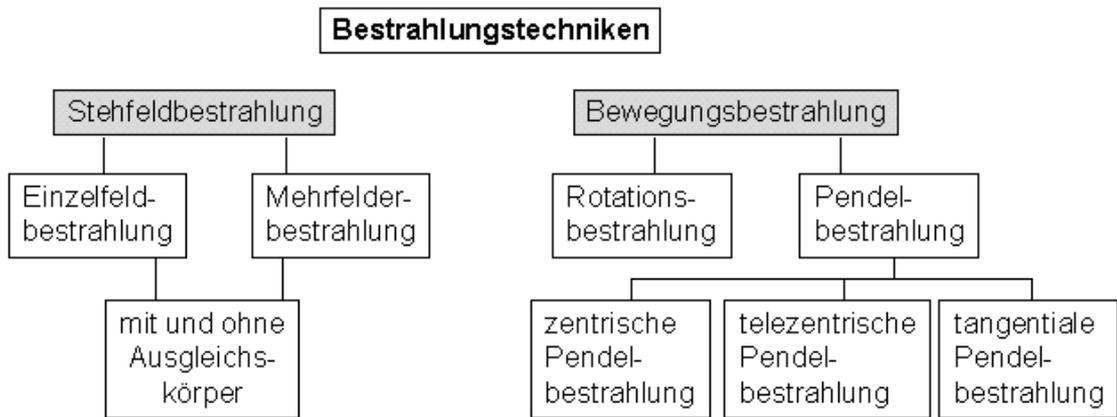


Abb. 11 Bestrahlungstechniken / nach Gademann 2002/

Zur Grundausstattung eines Bestrahlungsgerätes gehört auch ein Verifikationssystem. Realisiert wird ein solches System z.B. durch einen Rechner, in dem die vorgegebenen Werte eingegeben werden und der über Messfühler die eingestellten Parameter erhält. Werden andere Werte eingewählt, kann nicht bestrahlt werden.

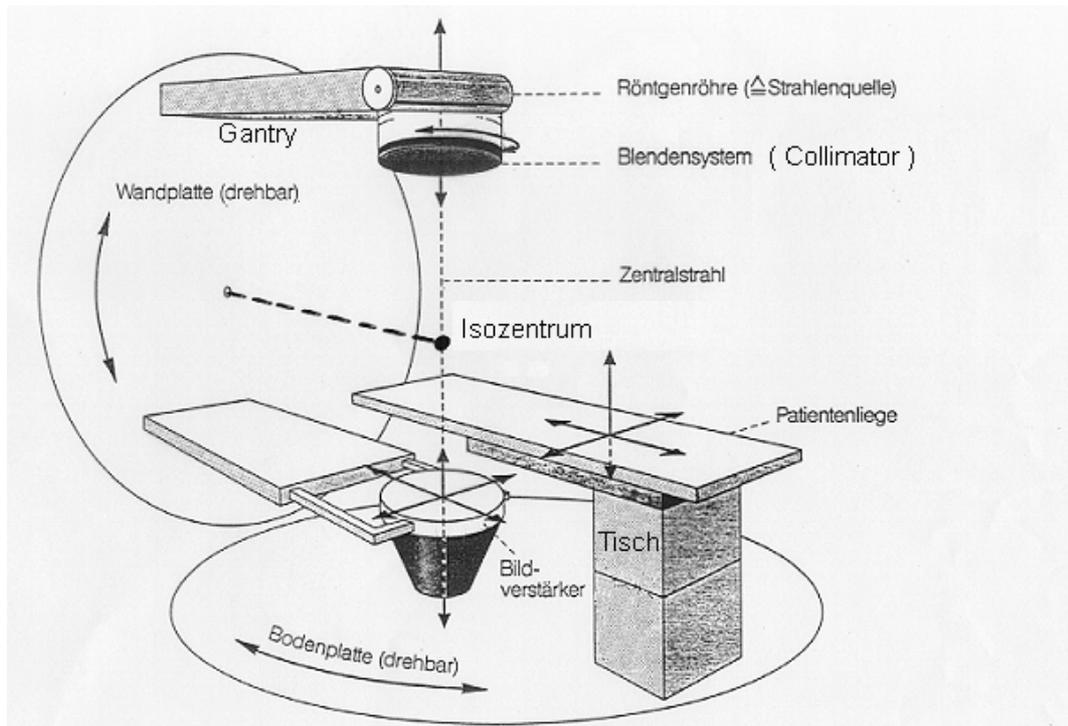


Abb. 12 Elemente einer Bestrahlungsanordnung / nach Gademann 2002/

Die Festlegung auf eine Bestrahlungstechnik richtet sich nach den klinischen Gegebenheiten und der ärztlichen Verordnung. Abb. 12 zeigt – bis auf den Linearbeschleuniger – wichtige Elemente einer Bestrahlungsanordnung.

2.3 3D-Bestrahlung

Die Entwicklungen der vergangenen Jahre auf dem Gebiet der Röntgen-Computertomographie, der Magnet-Resonanz-Tomographie und der Positronen-Emissionstomographie haben die Radiologische Diagnostik wesentlich verbessert und vor allem die computerunterstützte Planung von Strahlenbehandlungen erheblich beeinflusst. So eröffnet erst die dreidimensionale Planung die Möglichkeit einer hochdosierten, kleinvolumigen Konformationsbestrahlung mit den Möglichkeiten einer Dosisescalation zur Erzielung höherer Tumorkontrollraten bei gleichbleibenden oder reduzierten Nebenwirkungen /s. Schlegel 2000/.

Die Genauigkeit der Dosisplanung und -applikation hängt nicht zuletzt auch von dem verwendeten Algorithmus zur **Dosisberechnung** und **-durchführung** ab. Bei der Frage nach den Eigenschaften des Dosisberechnungsverfahrens müssen einerseits die geometrischen Aspekte, andererseits die physikalischen Modelle, die der Dosisberechnung zugrunde liegen, Beachtung finden. So kann ein Dosisberechnungsprogramm auf der Grundlage eines Oberflächenmodells arbeiten oder auf der Grundlage eines Volumen-Element-Modells („voxelorientiert“) /Schlegel 2000/. Während der Oberflächenansatz den Vorteil der höheren Rechengeschwindigkeit bietet, eröffnet sich beim „Voxelansatz“ die Möglichkeit der genaueren, voxelweisen Berücksichtigung von Inhomogenitäten, ohne dass diese zuvor in den 3D-Bildern sequenziert werden müssen. Allerdings ist dieser Genauigkeitsgewinn in der Strahlentherapie mit Photonen nicht klinisch signifikant /Schlegel 2000/. Physikalische Aspekte der Dosisberechnung umfassen vor allem die Dosisberechnung in irregulären Feldern. Hier beweist sich die 3D-Fähigkeit eines Planungssystems. Für die dreidimensionale Dosisberechnung in irregulären Feldern wurden in den vergangenen Jahren zahlreiche "Konvolutionsalgorithmen" entwickelt, die dank geeigneter Rechenalgorithmen eine schnelle Dosisberechnung in homogenen Medien für irreguläre Felder ermöglichen /Schlegel 2000/.

Die Darstellung und Bewertung dreidimensionaler Dosisverteilungen ist die Grundlage für die Optimierung und die Protokollierung des Bestrahlungsplans, der letztlich auf den Patienten zu übertragen ist.

3. BrainSCAN-Planungssystem

3.1 BrainSCAN-Hardware

Zur nicht invasiven reproduzierbaren Fixierung wurde ein **Maskensystem** für die fraktionierte stereotaktische Bestrahlung entwickelt. Dabei wird zur passgenauen Fixierung eine individuelle Maske aus thermotransformierten Materialien – basierend auf den Konturen des Kopfes – geformt. Durch die seitliche Fixierung der Maske sowie das zweiteilige Design und einem passgenauen Abdruck der Nasenwurzel wird die Rotation des Kopfes um alle drei Achsen unterbunden. Die auswechselbaren Distanzstücke zwischen den beiden Maskenhälften verstärken den Druck innerhalb der Maske und minimieren so das Spiel der Maske. Bei dem BrainLAB-Maskensystem wird der Oberkiefer des Patienten als Widerlager für die Immobilisation genutzt.

Der BrainLAB **Target-Positioner** dient der Positionierung des berechneten Zielpunktes im Isozentrum anhand der Wandlaser im Raum. Auf vier Seitenplatten des Target-Positioners werden transparente Folien montiert, die nach Abschluss der Planung bedruckt werden. Diese Folien enthalten neben der Isozentrumsmarkierung auch feine Skalen zur unabhängigen Verifikation der Koordinaten sowie die Projektionen der Läsionen von den verschiedenen Seiten, um deren räumliche Lage zu visualisieren.

Das BrainLAB **Collimator-Mount** ist – ebenso wie das Couchmount oder der Target-Positioner – für alle handelsüblichen Linearbeschleuniger verfügbar. Ein Bajonettverschluss ermöglicht den Austausch der stereotaktischen Zusatzkollimatoren. Diese Metall-Kollimatoren sind sowohl mit zylindrischen als auch mit konischen Öffnungen erhältlich. Letztere bieten auch bei größeren Öffnungen einen besonders steilen Dosisabfall.

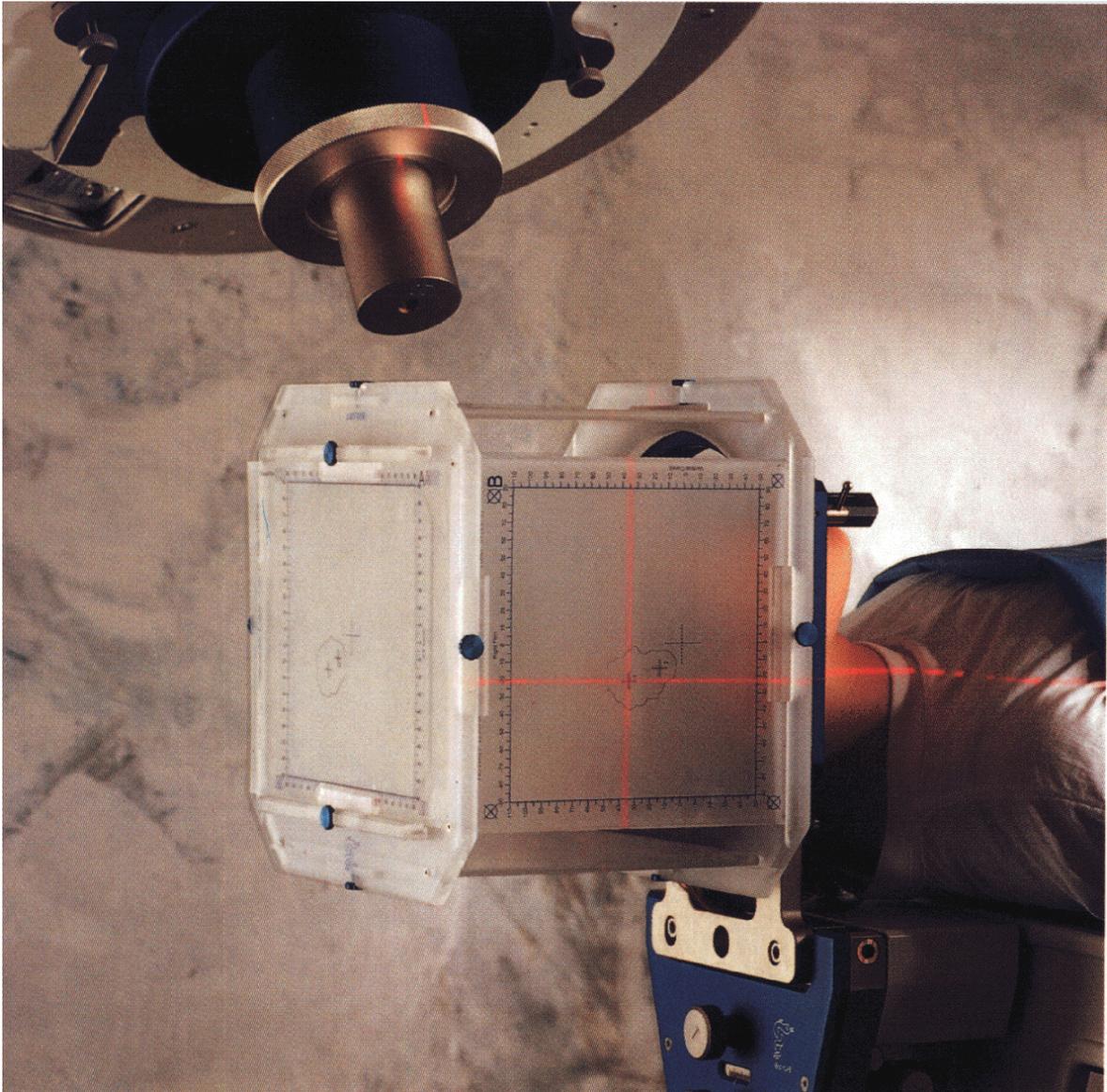


Abb. 13: Target-Positioner von BrainLAB zur Positionierung des berechneten Zielpunktes im Isozentrum /BrainLAB 2000c/

3.2 Radiosurgery-Software

Die stereotaktische Radiochirurgie setzt das Zusammenwirken unterschiedlicher mechanischer Komponenten mit einer ausgefeilten Software voraus. Das **BrainSCAN-Radiosurgery System** ist ein PC-basiertes Planungssystem, das unter den Betriebssystem Windows / Windows NT arbeitet. Dabei ist das BrainSCAN – System zu vielen existierenden stereotaktischen Systemen kompatibel. Die BrainSCAN **Radiosurgery-Software** benutzt Pencil-Beam-Algorithmen, basierend auf die jeweils gemessenen Kollimatorprofilen. Gewebeinhomogenitäten

werden durch Weglängenkorrekturen für jeden einzelnen Strahl, basierend auf CT-Hounsfield-Werten berücksichtigt.

Die BrainSCAN Planungs-Software zeichnet sich durch eine 3D-Grafik aus, die auch Oberflächendetails der Gewebestruktur anatomisch korrekt oder komplexe Zielvolumina – wie z.B. sich verzweigende Strukturen – visualisiert.

BrainLAB bietet ferner einen **Universal-Lokalisator**, der gleichzeitig CT- und Angiographie-Lokalisationen durchzuführen gestattet. Das Software-Modul **Image Fusion** erlaubt gegebenenfalls die anatomische Korrelation der MRT-Informationen mit der bereits vorhandenen diagnostischen Daten durch einen anatomischen 3D-Abgleich der Knochenstrukturen aus CT und MRT.

Die Lokalisation des Isozentrums und der Zielvolumina mit der BrainSCAN-Software erfolgt in zwei Schritten. Im ersten Schnittbild werden die Marker des Lokalizers mit der Maus identifiziert und anatomisch zentriert - in allen anderen Schnittbilder erfolgt die Lokalisation automatisch /BrainLAB 2000c/.

Die Übertragung der Daten vom CT und MRT zum Planungscomputer erfolgt mittels Netzwerk, Magnetband, Optical Disk oder anderen Speichermedien.

3.3 Datenoutput

Die berechneten Daten werden bei BrainSCAN benutzerfreundlich in Form von Tabellen oder Graphen ausgegeben. Sie sind aber auf die für die strahlentechnische Anwendung benötigten Parameter beschränkt.

IV. Material und Methode

1. Qualitätssicherung

1.1 Grenzen einer Präzisionsstrahlentherapie

Eine Voraussetzung bei der Anwendung der Radiochirurgie ist eine sorgfältige Qualitätskontrolle.

Abweichungen, die aufgrund physikalischer Gegebenheiten bei der Strahlentherapie zu erwarten sind, resultieren aus Abweichungen bei der Bestimmung der Dosis und von der vorgegebenen Geometrie. Unter **Geometrie** werden hier Patientendaten, die Patientenlagerung und die Strahlgeometrie verstanden.

Bei den Patientendaten geht es um die Genauigkeit der Schnittbilder, die den Berechnungen zugrunde liegen, und die Genauigkeit der Eingabe der Schnittbilder in einen Planungsrechner.

Bei Aufnahmen von Computertomographen kann man mit einer Genauigkeit von 1 mm rechnen. Bei der Kernspinnresonanz ist die Unsicherheit durch Verzerrungen größer und abhängig vom Abstand zur Bildmitte. Die Werte für die Verzerrungen liegen bei guten Geräten bei < 5 mm /Haverkamp 1997/. Die Kernspintomographie sollte so gefahren werden, dass eine Image Fusion mit den CT-Aufnahmen sinnvoll möglich ist. Dieses Matching erfolgt an Hand von anatomischen Strukturen, in der Regel dem Ventrikelsystem und den Augenbulbi. Dazu empfiehlt es sich das automatische Verfahren mit zusätzlichen händischen Veränderungen zu verbessern. Das Resultat des Matching ist ein rekonstruiertes MR, welches in der Schnittführung der CT entspricht und überlagert werden kann. Der Idealfall von kongruenten GTVs in beiden Bildgebungen tritt in der Regel nicht auf. Aus Sicherheitsgründen empfiehlt es sich, ein PTV zu verwenden, das der Vereinigungsmenge beider Einzel GTVs und einem zusätzlichen Sicherheitsrand entspricht (Haverkamp 2000). Die Übertragung der Schnittbilder in einen Planungsrechner sollte bei händischer Eingabe auf 3 mm genau sein, bei elektronischer Datenübertragung über ein Netz sollten keine weiteren Fehler auftreten /Haverkamp 1997, Prott 2000/. Die Qualitätskontrolle des Isozentrums kann mit dem Winston-Lutz-Test durchgeführt werden. Dabei befindet sich eine Stahlkugel

im Isozentrum, die unabhängig von Gantry - und Tischwinkel immer in Feldmitte sein sollte. Diese Kontrolle geschieht mit Hilfe von Filmaufnahmen oder dem elektronischen Portal-Imaging (EPI), wobei beide Bildgebungen zu denselben Ergebnissen führen. Dabei hat das EPI den Vorteil schnell und direkt am Bildschirm Messungen durchführen zu können, aber den Nachteil, bestimmte Winkelkombinationen von Tisch und Gantry nicht einstellen zu können (Haverkamp et al.1996).

Die allgemein gültige Genauigkeitsvoraussetzung für radiochirurgische Systeme zur genauen Bestrahlung ist <1 mm für alle Gantry- und Tischbewegungen sowie für Kollimatorwinkel $<1^\circ$. Die mechanische Isozentrumsgenauigkeit von Linearbeschleuniger für Standard-Radiotherapie liegt bei ca. ± 1 mm. Die dabei auftretenden Ungenauigkeiten resultieren primär aus der Verwindung der Gantry, dem sogenannten „Gantry Sag“, und weniger aus Ungenauigkeiten der Tischrotation /BrainLAB 2000a/.

Ein Lagertisch kann mit einer Genauigkeit von $1/10$ mm entlang der drei Raumachsen und um eine senkrechte Rotationsachse positioniert werden.

Unsicherheiten in der Patientenpositionierung – bedingt durch unzureichende Techniken, körperspezifische Veränderungen und Eigenheiten sowie willkürliche und unwillkürliche Patientenbewegungen – liefern die größten Fehler. Akzeptable Toleranzwerte von 1 mm werden von den im Einsatz befindlichen Maskensystemen zur nichtinvasiven Patientenfixierung und -Positionierung hinsichtlich Immobilisierungs- und Repositionierungsgenauigkeit im Bereich Präzisionsstrahlentherapie gefordert. Derartige Genauigkeit lässt sich durch entsprechende Lagerungshilfen, z.B. Thermoplastmasken zur Immobilisation des Kopfes (s. Abb. 7), heute durchaus erreichen /Langmann 2001/. Auch feinste Bewegungen des Patienten lassen sich so während der Bestrahlungsphase unterbinden oder unmittelbar korrigieren. Die modernen Bestrahlungsgeräte haben zur optimalen Kontrolle der eingestellten Bestrahlungsfelder ein Kamerasystem, welches unmittelbar eine Bestrahlungsfeldkontrolle während der Bestrahlung erlaubt (Protz 2000). Die meist verfügbaren Multi-Leaf-Kollimatoren haben eine Lamellen-Positionierungsgenauigkeit von 1 mm. Mit dem m3 micro-MLC kann sogar die Repositionierungsgenauigkeit von $< 0,1$ mm erreicht werden /BrainLAB 2000a/.

Die insgesamt zu Dosisunsicherheiten beitragenden **Fehlerquellen** haben statistische, klinische, technische und physikalische Ursachen und können schließlich auch in menschlichen Versagen begründet sein. So begrenzen Unsicherheiten bei der Kalibrierung, der Ermittlung der Tiefendosis, der Dosisquerverteilung und der Korrektur die Genauigkeit bei der **Dosimetrie**.

Dabei basiert die Qualität der Kalibrierung auf der Zuverlässigkeit des Dosimeters (2%) und der Einstellgenauigkeit des Abstandes vom Fokus zur Messkammer (2mm, entsprechend 0,4% für die Dosisanzeige). Die Genauigkeit der Angabe der Tiefendosis wird insbesondere durch die Ortsgenauigkeit bestimmt. Geht man davon aus, dass die Tiefe auf 2 mm genau bestimmt werden kann, ergibt sich eine Abweichung von 3%. Allerdings gilt dieser Wert für ultraharte Photonen in Tiefen jenseits des Dosismaximums. Im Bereich des Aufbaueffektes sind höhere Werte zu erwarten: Durch den hohen Dosisgradienten können Werte bis zu 50% auftreten. Ähnlich sind die Verhältnisse bei der horizontalen Dosisverteilung. Innerhalb der 80% Werte führen Ortsunsicherheiten nur zu geringen Dosisabweichungen, im Bereich des Randabfalls ist der Dosisgradient erheblich und Abweichungen von 2 mm führen zu Dosisabweichungen von bis zu 80% /Haverkamp 1997/.

Phase	$\sigma_{\bar{D}}/\bar{D}(\%)$	$\sigma_D/\bar{D}(\%)$
Dosimetrie	3.4	1.6
Lokalisation	1.5	0.1
Dosisplanung	1.4	3.0
Bestrahlung	1.5	3.5
insgesamt Gesamtunsicherheit	$\underbrace{4.2 \quad 5.0}_{6.5}$	

Tab. 1 Abschätzung der erreichbaren Genauigkeit bei der Dosisbestimmung /Nüsslin 1992/

Abweichungen durch Unsicherheiten bei der Korrektur der Messwerte sind < 1%, Unsicherheiten bei der Absolutbestimmung sind in der Angabe für den möglichen Fehler des Dosimeters enthalten /Nüsslin 1992/.

Alle Ungenauigkeiten sind in einem Sicherheitssaum um das eigentliche klinische Zielvolumen zu berücksichtigen und wirken daher limitierend auf die gewählte Dosis.

1.2 Stabilität von Kennmerkmalen

Um Therapieerfolge zu erreichen, ist Sicherheit über **die Konstanz relevanter Parameter** zu gewährleisten. Ein sehr leistungsstarker Rechner mit entsprechender Software übernimmt diesbezügliche Rechnungen sowie die praxisgerechte Aufbereitung und Darstellung der Bestrahlungsplan- und Durchführungsdaten. Fehler-Analysen sind hinsichtlich der Qualität der Berechnungen unerlässlich. Darüber hinaus ist beim Zusammenschalten verschiedener Hardware-Systeme auszuschließen, dass sich Fehler ergeben und fortpflanzen. Mithin ist der Qualitätskontrolle von Systemvernetzungen und Rechenprogrammen vom Anwender verstärkt Aufmerksamkeit entgegen zu bringen.

Auch statistische Unsicherheiten sind bei allen wiederkehrenden Vorgängen wie der Feldeinstellung und Lagerung des Patienten zu berücksichtigen. Technische Unsicherheiten beziehen sich auf die Leistungstoleranzen und Mängel von Bestrahlungseinrichtung, Simulator, Planungscomputer und allen verwendeten Hilfsgeräten. Zu den physikalischen Unsicherheiten sind beispielsweise Fehler der in der Dosimetrie verwendeten Koeffizienten und Korrekturfaktoren zu rechnen. Während diese Gruppe der Unsicherheiten prinzipiell abzuschätzen ist, lassen sich Fehler durch menschliches Versagen nur schwer erfassen. Auf Empfehlung des BJPM von 1989 werden Abweichungen vom wahren Wert, sowie sie nach statistischen Methoden erfasst werden können (zufällige Fehler) als Unsicherheiten der Kategorie A und systematische Fehler als Unsicherheiten der Kategorie B bezeichnet. Zur Abschätzung von Unsicherheiten der Kategorie B wird empfohlen, den Bereich anzugeben, der mit einer Wahrscheinlichkeit von etwa 70 % den wahren Wert einschließt. Auf diese Weise werden Unsicherheiten der Kategorie B analog zu Unsicherheiten der Kategorie A sozusagen durch Angabe einer effektiven Standardabweichung behandelt. Zur Ermittlung der Gesamtunsicherheit können dann die Unsicherheiten beider Kategorien quadratisch addiert werden /Nüsslin 1992/.

Die Norm DIN 6873 Teil 5 hat Konstanzprüfungen von Qualitätsmerkmalen von rechnergestützten Bestrahlungsplanungssystemen während ihrer Nutzungsdauer

zum Gegenstand. Bei den Prüfungen sind diejenigen Steuerparameter zu verwenden, die auch beim praktischen Betrieb tatsächlich Verwendung finden. Falls bei einem Bestrahlungsplanungssystem während eines Programmablaufes auch Kombinationen verschiedener Steuerparameter gewählt werden können, so muss auch bei der Prüfungen eine für die betreffende Institution repräsentative Auswahl von Kombinationen der Steuerparameter verwendet werden.

In Anbetracht der Verbesserungsmöglichkeit der lokalen Tumorkontrolle durch eine Steigerung der Anpassung von Behandlungs- und Zielvolumina sind die vom Rechensystem ermittelten geometrischen Parameter bezüglich ihrer relativen Lage zueinander und bezüglich ihrer Merkmale mit den vorgegebenen Sollwerten hinsichtlich ihrer Konstanz von großer Bedeutung.

1.3 Konstanzprüfung geometrischer und dosimetrischer Rechnerwerte

Um für jeden Patienten das bestmögliche Behandlungsergebnis zu gewährleisten, sind Untersuchungsverfahren und alle Teilschritte einer medizinisch gebotenen Strahlenbehandlung sinnvoll aufeinander abzustimmen und für sich einer Qualitätssicherung zu unterwerfen.

Ziel der vorliegenden Untersuchung ist eine Konstanzprüfung der Dosisberechnung von Steh- und Rotationsfeldern sowie der geometrischen Parameter auf wiederholten Folienausdrucken über ein längeres Zeitintervall. Diesbezügliche Messungen sind am Clemenshospital in Münster und am AKH Wien für verschiedene Bestrahlungsvarianten durchgeführt worden.

Zuvor stellte sich die Aufgabe, einen Phantomkopf mit einem simuliertem Tumor herzustellen, um hinreichend viele Vergleichsmessungen in Münster und Wien durchführen zu können.

2. Phantomkopf als Verifikationspatient

2.1 Planungsidee

Pathologische Veränderungen des Gewebes zeigen sich i. a. in lokalen Dichteabweichungen. So hat gesundes Hirngewebe etwa eine Dichte mit $\rho \approx 1,15 \text{ gcm}^{-3}$, malignes Tumorgewebe dagegen einen etwas geringeren Dichtewert mit $\rho \approx 1,0 \text{ gcm}^{-3}$.

Um einen solchen malignen Tumor in einem gesunden Gewebe zu simulieren sind daher Dichtedifferenzen in einem Phantomkopf erforderlich.

Speziell mündeten die Überlegungen in der Idee, diesen Phantomkopf durch Einschluss eines Tischtennisballes in einen Kunststoffkörper zu realisieren. Dabei wird der Dichteunterschied Tumor / Gewebe durch den Dichteunterschied Luft / Kunstharz simuliert. Durch Gießen der Kunststoffmasse in einen Glaskopf lassen sich auch Umrisse eines menschlichen Kopfes anatomisch realisieren, was für wirklichkeitsnahe Patientenfixierung sinnvoll erscheint.

2.2 Umsetzung der Planungsidee

Die Umsetzung der Planungsidee zur Erstellung eines Phantomkopf mit Lufteinschluss zur Simulation eines Tumors schien zunächst unproblematisch. Die Beschaffung der notwendigen Materialien – ein Tischtennisball, eine Zweikomponenten-Kunststoffmasse sowie ein Hohlglaskopf, welcher normalerweise zu vielfältigen Designerzwecken verwendbar ist – bereitete keine Schwierigkeiten. Auch der Probeguss – Einschluss einer Glasmurmelt in einem 10 cm x 10 cm x 4 cm Miniquader – verlief erfolgversprechend, so dass der eigentlichen Herstellung des Phantomkopfes nichts mehr entgegen zu stehen schien.

Im Unterschied zu den o.a. Minigüssen traten bei der Herstellung des großvolumigen Kopfes massive Probleme auf, die vorrangig auf die beim Abhärten der Kunststoffmasse auftretenden Veränderungen von Temperatur und Volumen zurückzuführen sind. So traten trotz Verwendung von spannungsarmen und gering exothermischen Kunststoffmassen und trotz Optimierung von Gießtechnik und Wärmeabfuhr immer wieder Spannungsrisse und Einschlüsse von Luftbläschen auf. Derartige Fehlstellen bilden jedoch für den beabsichtigten Verwendungszweck systematische Beeinträchtigungen, da Inhomogenitäten aufgrund ihrer Dichteabweichung von Kunstharz als scheinbare Veränderungen markiert werden. Das aber würde die beabsichtigende Konstanzprüfungen über Gebühr erschweren.

Darüber hinaus erwies sich die Erstellung eines idealkugelförmigen, simulierten Tumolvolumens infolge der durch Hitze bedingten Verformung des Tischtennisballs als nicht realisierbar.

2.3 Realisierung der Planungs idee

Letztlich gelang es nach mehreren Fehlversuchen dennoch einen brauchbaren Phantomkopf zu erstellen. Dabei erwies sich die Verwendung von UP-Gießharz Glasklar von der Firma R. & G. Faserverbundwerkstoffe GmbH, D 71107 Waldenbuch mit MEKP-Härter-Butanox M 50 bei nachfolgend beschriebener Vorgehensweise als weitestgehend erfolgreich.

Der Hohlglaskopf wurde zu Zwecken der gleichmäßigen Abführung der Prozesswärme nach allen Seiten in ein mit Wasser gefülltes 20 l-Gefäß aufgeständert (s. Abb. 14)



Abb. 14 Füllung des Glashohlkopfes

In sehr sauberen Einzelglasgefäßen von je 0,5 l Inhalt werden sukzessive die Gießmassen aus UP-Gießharz Glasklar mit 0,6% Anteile MEKP-Härterzugabe gemäß Firmenempfehlung gemischt und nach dem Vermischen der beiden Komponenten ca. 10 min ruhen gelassen. In halbstündigen Abständen (Gelierzeit 23 min) werden sodann die ersten Einzelportionen mit Hilfe eines Glastrichters bei kreisender Bewegung in den Glashohlkopf eingefüllt (s. Abb. 15).

Durch das schichtweise Gießen lassen sich eventuelle Lufteinschlüsse kontrollieren und beseitigen. Infolge der Oberflächenklebrigkeit des Harzes lässt sich nach dem Angelieren eine weitere Schicht aufbringen ohne dass nachher eine Trennlinie sichtbar wird.

Nach Erreichen der gewünschten Tischtennisballeinbettungshöhe wird der TT-Ball ($d=38\text{mm}$) mit Hilfe einer geeigneten Lagerungsvorrichtung und Werkzeug in der gewünschten Stellung fixiert. Nach weiterer Auffüllung - der TT-Ball ist etwa halb benetzt - wird eine Wartezeit von einer Stunde eingelegt, damit der Ball mit der Gussmasse anbinden kann. Nach Wegnahme der Haltevorrichtung wird mit den Auffüllungen – wie zuvor beschrieben – im halbstündigen Takt bis zur vollen Auffüllung des Glaskopfes fortgefahren. Nach ein bis zwei Tagen ist die Füllmasse derart gehärtet, so dass der umgebende Glaskörper abgeschlagen werden kann. Nach Schleifen der Oberfläche ist ein Phantomkopf realisiert (s. Abb. 15).



Abb. 15 Fertiger Phantomkopf

Trotz intensiver Recherchen und mehrmonatiger Testung verschiedener Gussmassen und –techniken ließ sich die Idee eines idealkugelförmigen, simulierten Tumors nicht realisieren.

3. Konstanzprüfung mittels eines Patientenmodells

3.1 Vorüberlegung zur Prüfung von Kennmerkmalen

Ausgangspunkt für ein in sich stimmiges Konzept der Qualitätssicherung hinsichtlich der Software-Algorithmen und der Drucker-Hardware ist zunächst die Erstellung von realitätsnahen Bestrahlungsplanungsdaten für einen Phantomkopf mit den in Münster und Wien im Einsatz befindlichen BrainSCAN – Planungssystem sowie den hiermit verbundenen Druckern. Eine sorgfältige Analyse der Testreihen mit dem Ziel, mögliche Fehler und Unsicherheiten vollständig zu erfassen und so gut wie möglich abzuschätzen, schließt sich diesem Schritt an. Dererlei Fehlerbetrachtungen können Sicherheit bzw. Anstöße für technische und methodische Verbesserungen einer Bestrahlungsplanung bzw. der hieraus resultierenden geometrischen Parameter für die Strahlenbehandlung geben.

Bei der Vorgehensweise und Dokumentation ist Voraussetzung, dass die Testergebnisse reproduzierbar sind.

3.2 Untersuchungsmaterial

Die Untersuchung zur Konstanz der Dosisberechnung bei wiederholt durchgeführten Arbeitsschritten für den Phantomkopf sowie zur Konstanz der Berechnung von Daten und deren Ausdrucken zu Positionsmarkierungen wurde im Clemenshospital Münster mittels der drei BrainSCAN-Module STR (für Rotationsfelder), Conformal RT (für Stehfelder) sowie SMART (Optimierung der rechnergestützten STR) durchgeführt.

Im Rahmen der Testreihe wurden im Laufe eines halben Jahres für den Phantomkopf immer wieder erneute Dosisberechnungen und Positionsausdrucke je Bestrahlungsplanungsreihe erstellt.

3.3 Datenerfassung und -darstellung

Für den Phantomkopf werden die Isozentren von drei Beams, die Behandlungsparameter, die Dosispezifikation sowie die Kollimatoreinstellung bis zu 70 mal pro Bestrahlungsvariante wiederholt berechnet. Tab. 2 sowie Abb. 16 und Abb. 17 zeigen exemplarisch entsprechende Rechnerausdrucke.

IRRADIATION PLAN
 Radiosurgery Module

PATIENT: 10-03-99 PHANTOM 2 PAGE 1 OF 2

Clemenshospital Münster, 6MV (22-FEB-1996)
 Last change date : 30-JUN-99 Last change time : 09:36:14
 Scan date : 01-JAN-99 Pixel size : 0.820 mm

ISOCENTERS

Isocenter Number	PTV Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)	Dose/Degree	Prescr. Dose	Calc. Dose
1	Lesion	-14.00	2.00	-17.00	3.28	20.00	20.00
2	Lesion	-12.00	2.00	-25.00	3.31	20.00	20.00
3	Lesion	-14.00	2.00	-36.00	3.32	20.00	20.00

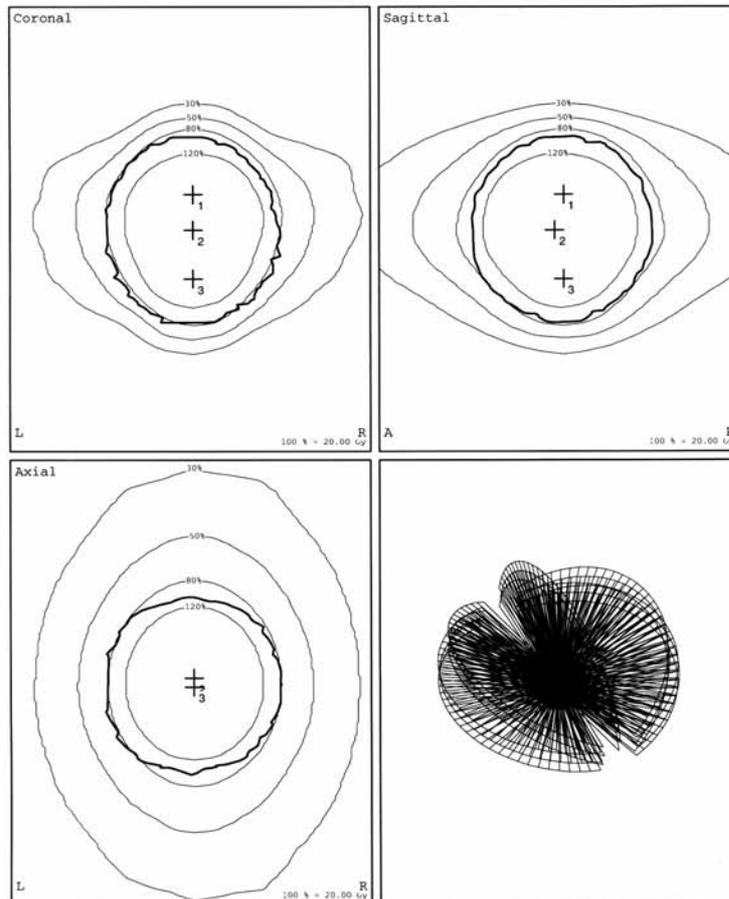
TREATMENT PARAMETERS

Isoc Num.	Arc Num	Coll. (mm)	Table Angle	Gantry Start	Gantry Stop	Isoc Dose	Depth Equi. (mm)	Aver. TMR	MU/ Deg.	Monitor Units
1	1	30.0	10°	10°	170°	4.00	79.7	0.778	3.33	532.8
	2	30.0	30°	10°	170°	4.00	87.4	0.749	3.46	553.1
	3	30.0	90°	10°	170°	4.00	96.9	0.716	3.62	578.6
	4	30.0	330°	190°	350°	4.00	80.7	0.775	3.34	535.2
	5	30.0	350°	190°	350°	4.00	74.2	0.798	3.25	519.4
2	1	20.0	10°	10°	170°	4.00	76.4	0.773	3.48	557.3
	2	20.0	30°	10°	170°	4.00	84.7	0.742	3.63	580.2
	3	20.0	90°	10°	170°	4.00	96.5	0.702	3.83	613.6
	4	20.0	330°	190°	350°	4.00	78.2	0.765	3.52	562.7
	5	30.0	350°	190°	350°	4.00	71.8	0.806	3.21	514.0
3	1	20.0	10°	10°	170°	4.00	78.4	0.765	3.52	562.6
	2	20.0	30°	10°	170°	4.00	84.1	0.744	3.62	578.4
	3	20.0	90°	10°	170°	4.00	97.5	0.698	3.86	617.2
	4	20.0	330°	190°	350°	4.00	77.5	0.768	3.50	560.5
	5	30.0	350°	190°	350°	4.00	74.6	0.796	3.25	520.5

Tab. 2 Typischer Rechnerausdruck mit den Bestrahlungsdaten

PATIENT: 10-03-99 PHANTOM 2 ISODOSES

Clemenshospital Münster, 6MV (22-FEB-1996)
 Last change date : 30-JUN-99 Last change time : 09:36:14
 Isodoses for object: Lesion



PATIENT: 10-03-99 PHANTOM 2 HISTOGRAMS

Clemenshospital Münster, 6MV (22-FEB-1996)
 Last change date : 30-JUN-99 Last change time : 09:36:14
 Minimum PTV dose : 13.40 Gy (= 67.00%)
 Maximum dose : 55.98 Gy (=279.90%)

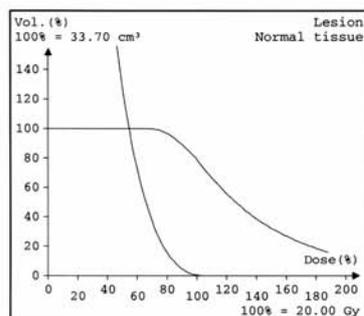


Abb. 16 Verkleinerte Ausdrücke von Isodosen (koronal, sagittal und axial), eines DVHs sowie der Bestrahlungssektionen im Rahmen des Bestrahlungsplans.

Im Rahmen der Datenauswertung sind für die 30%-, 50%-, 80%- und 100%- Isodosen der jeweilige prozentuale Einschluss der Läsion sowie die jeweilige prozen-

tuale Dosis für das Normalgewebe zu berechnen. Schließlich wird auch noch das Zielvolumen bestimmt.

Die auf Grund dieser Auswertung pro Messreihe erstellten spezifischen Tabellen und Diagramme geben Aufschluss über Stabilität und Güte der in Münster und Wien zugrundeliegenden Bestrahlungsplanungssoftware sowie der angeschlossenen Druckerhardware.

Der jeweilige Drucker liefert die zur Positionierung von Patient und Beameinstellungen notwendigen graphischen Marker auf Folienausdrucken (s. Abb. 17).

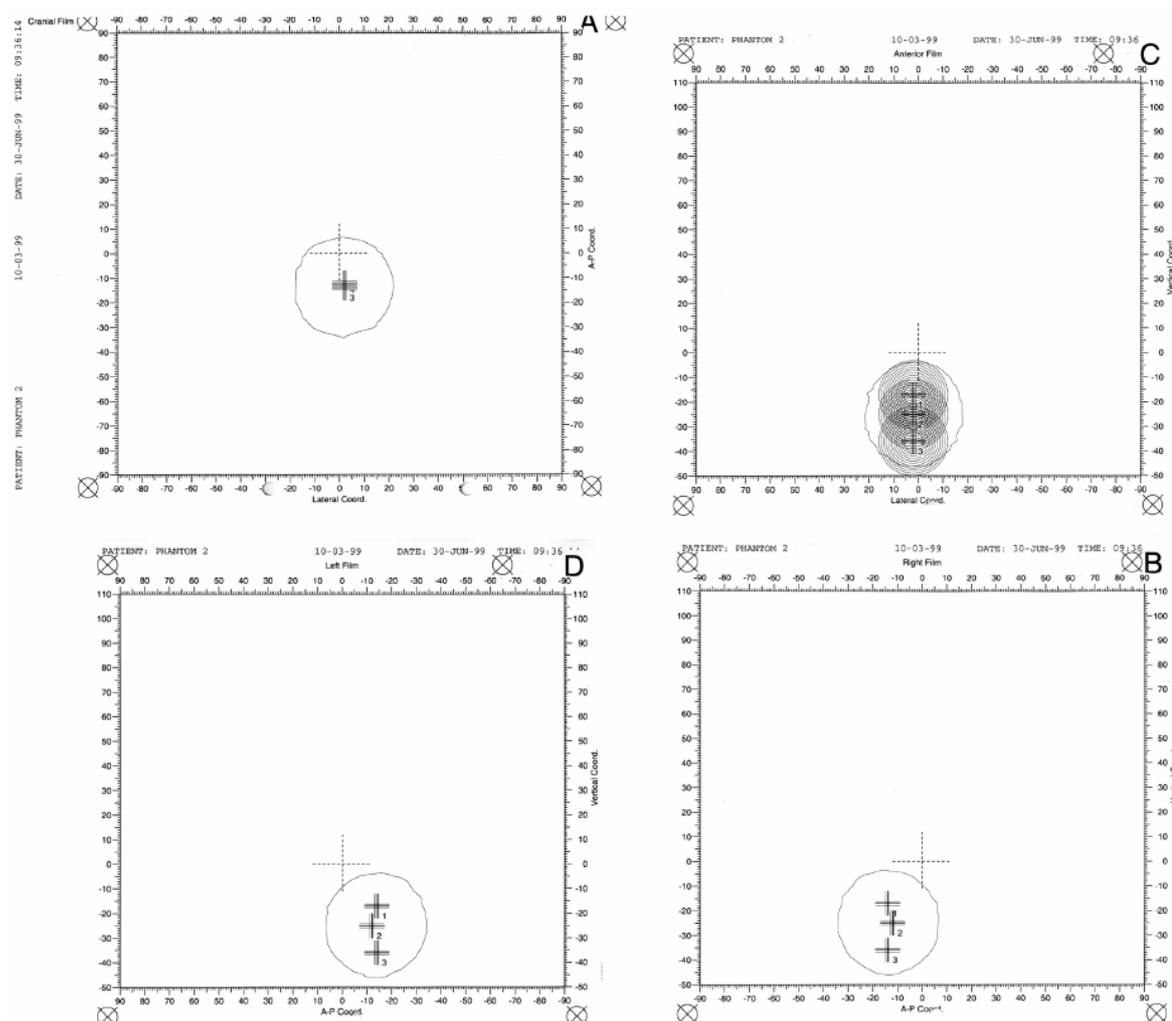


Abb. 17 Exemplarische Positionsausdrucke (im verkleinerten Format) für den Target-Positioner

Zur Konstanzprüfung der bis zu 70 mal pro Behandlungsvariante zu unterschiedlichen Zeiten erstellten Folienausdrucke werden im Rahmen dieser Arbeit vereinfacht nur die Positionsausdrucke für zwei der vier Seitenfenster des Target-Positioners, nämlich die Positionsausdrucke für die Fenster A und B ausgewertet;

die Positionsausdrücke für die Fenster C und D des Target-Positioners bleiben bei dieser Auswertung unberücksichtigt.

Für die Positionsausdrücke A und B soll die Längen- und Winkelkonstanz des aufgedruckten Koordinatenrasters überprüft werden. Die Aufgabenstellung ergibt sich aus Abb. 18.

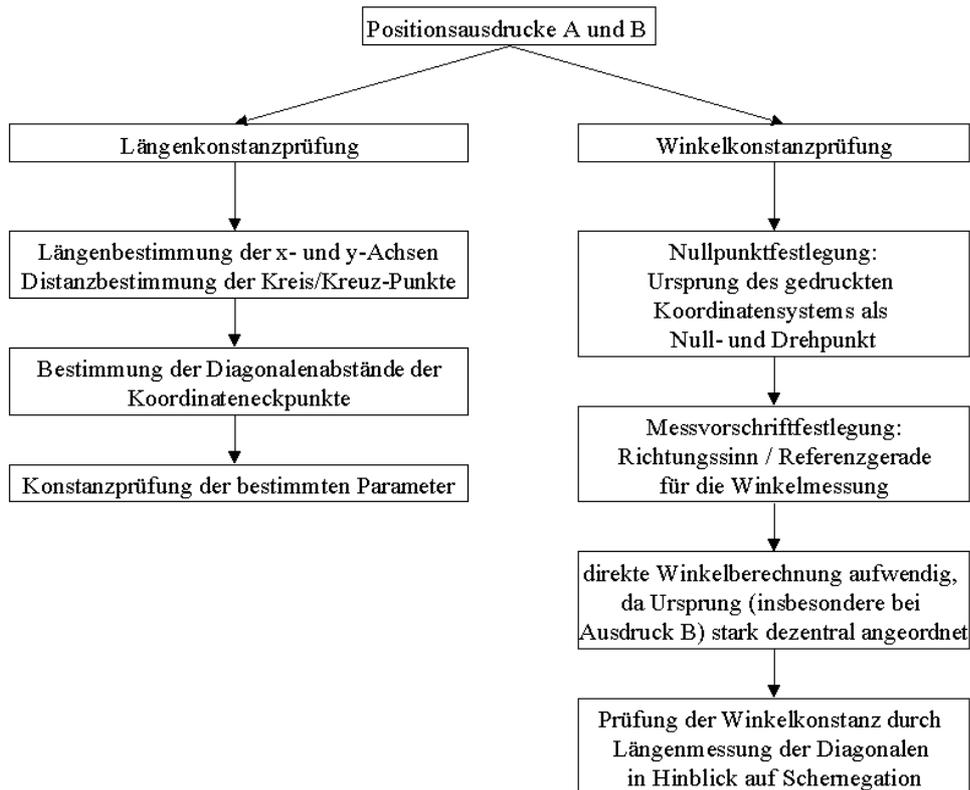


Abb. 18 Prüfverfahren zur Längen- und Winkelkonstanz des Koordinatenrasters auf den Positionsausdrucken

Nach Prüfung des Koordinatenrasters erfolgt die Konstanzprüfung der geometrischen Bestrahlungsparameter. Diese Überprüfung erscheint sinnvoll mittels Polarkoordinaten bezogen auf den Koordinatenursprung und der unteren x-Achse als Referenzgerade. Eine weitere Aufgabe ist die Bestimmung der Flächen von Zielvolumen- und Lichtfeldprojektion (Projektion des Strahlenfeldes).

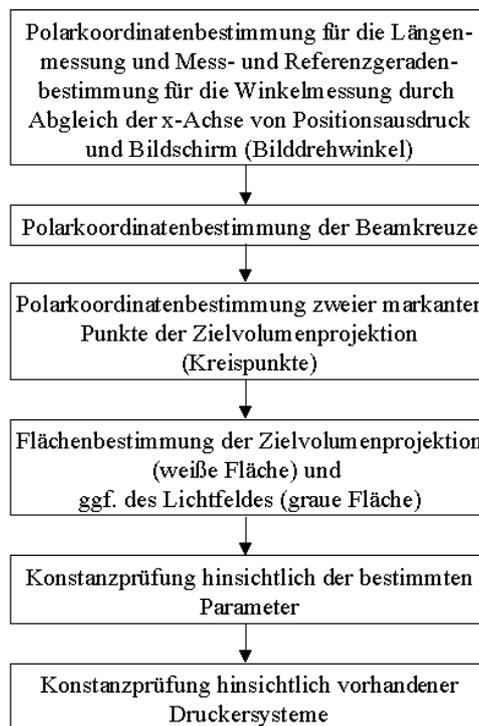


Abb. 19 Verfahren zur Konstanzprüfung geometrischer Bestrahlungsparameter

Zur Bestimmung der optimalen Auswertungsmethode wurden vorab die nachfolgend beschriebenen Testauswertungen vorgenommen.

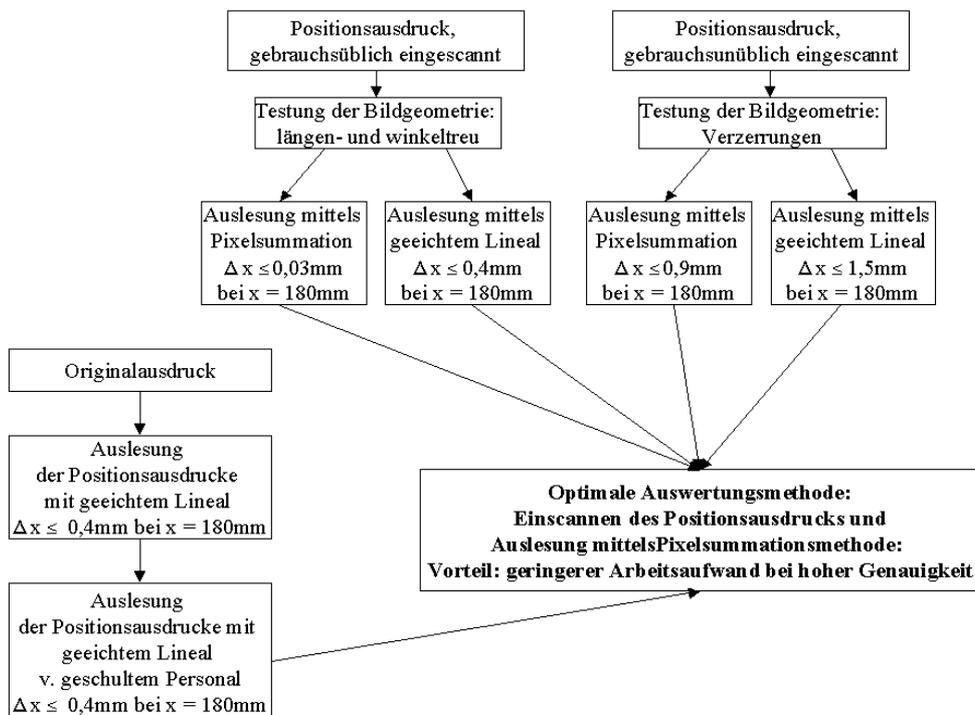


Abb. 20 Bestimmung der optimalen Auswertungsmethode

Mit einem geeichten Lineal – Rumold 6 1/2 – werden die Längen der 4 Koordinatenachsen (oben/unten, rechts/links, s. Abb. 21) je 10 mal bestimmt. Um Assoziationen zu vorangegangenen Messwerten auszuschließen, wird das auszumessende Blatt nach dem Zufallsprinzip in eine Reihe geringfügig in den Koordinatenlängen abweichender Blätter 10 mal eingemischt und ausgemessen. Dabei differierten die Extremmesswerte pro Messreihe maximal um $\Delta x = 0,4$ mm. Angesichts der Länge der Koordinatenachse von rund 181 mm ein akzeptabler Fehler. Der Einsatz von fünf für Messablesungen geschulten Personen zeigte die Personennabhängigkeit der obigen Fehlerbreite.

In weiteren Testreihen wurde anstelle der Handauslesung mit dem Lineal die Methode der Pixelsummation mit dem PC getestet. An Hard- und Software kamen zum Einsatz: der Rechner Apple Power Macintosh 7500/100, der Scanner UMAX UC 1260, der Drucker HP Deskwriter 560 C sowie das Bildverarbeitungssystem Photoshop 3.0. Ausgewertet wurden je Testreihe 10 mal die Länge der 4 Koordinatenbegrenzungen.

- Bei der Testreihe – Einscannen des Originals und 10-malige Auslesung der 4 Koordinatenachsenlängen nach der Methode der Pixelsummation – lag die maximale Abweichung je Messreihe zweimal bei $\Delta x = 0,02$ mm und zweimal bei $\Delta x = 0,03$ mm.
- Die Testreihe – Einscannen des Originals mit anschließender 10-maligen sporadischen Ausdrucken des Dokuments über einen Zeitraum von 6 Stunden und anschließender Ausmessung mit dem Lineal – ergab für die 4 Koordinatenachsenlängen die maximale Streuung einmal $\Delta x = 0,02$ mm und dreimal $\Delta x = 0,03$ mm.
- Die Testreihe – 10-maliges Einscannen des Originals, Ausdruck und Ausmessung per Lineal – lieferte die maximalen Abweichungen zweimal $\Delta x = 0,2$ mm und je einmal $\Delta x = 0,3$ mm und $\Delta x = 0,4$ mm.
- Lediglich die Testreihe – 10-maliges gebrauchsunübliches Einscannen des Dokuments, d. h. unter wechselnden extremen Bedingungen beim Einlegen in den Scanner (Randlage, Schräglage, Papierverwerfungen etc.) – lieferte sowohl für die Auslesung per Lineal wie auch mit der Pixelmethode relativ große Streuung der einzelnen Werte. So lagen die maximalen Differenzen bei der

Auslesung mit Hand je einmal bei $\Delta x = 0,8$ mm, bei $\Delta x = 0,9$ mm, bei $\Delta x = 1,0$ mm und bei $\Delta x = 1,5$ mm. Die Streuung bei der Pixelsummationsmethode lag mit zweimal $\Delta x = 0,4$ mm und je einmal $\Delta x = 0,7$ mm und $\Delta x = 0,9$ mm etwas niedriger.

Die Testreihen zeigen, dass die Fehler der Pixelsummationsmethode beim gebrauchsblichen Scannen keinesfalls über denen bei der Handauslesung mit dem geeichten Lineal am Original liegen. Da der Arbeitsaufwand bei manueller Ausmessung aufgrund der zahlreichen Bestimmungsgrößen enorm ist, wurde zugunsten der Pixelsummationsmethode entschieden.

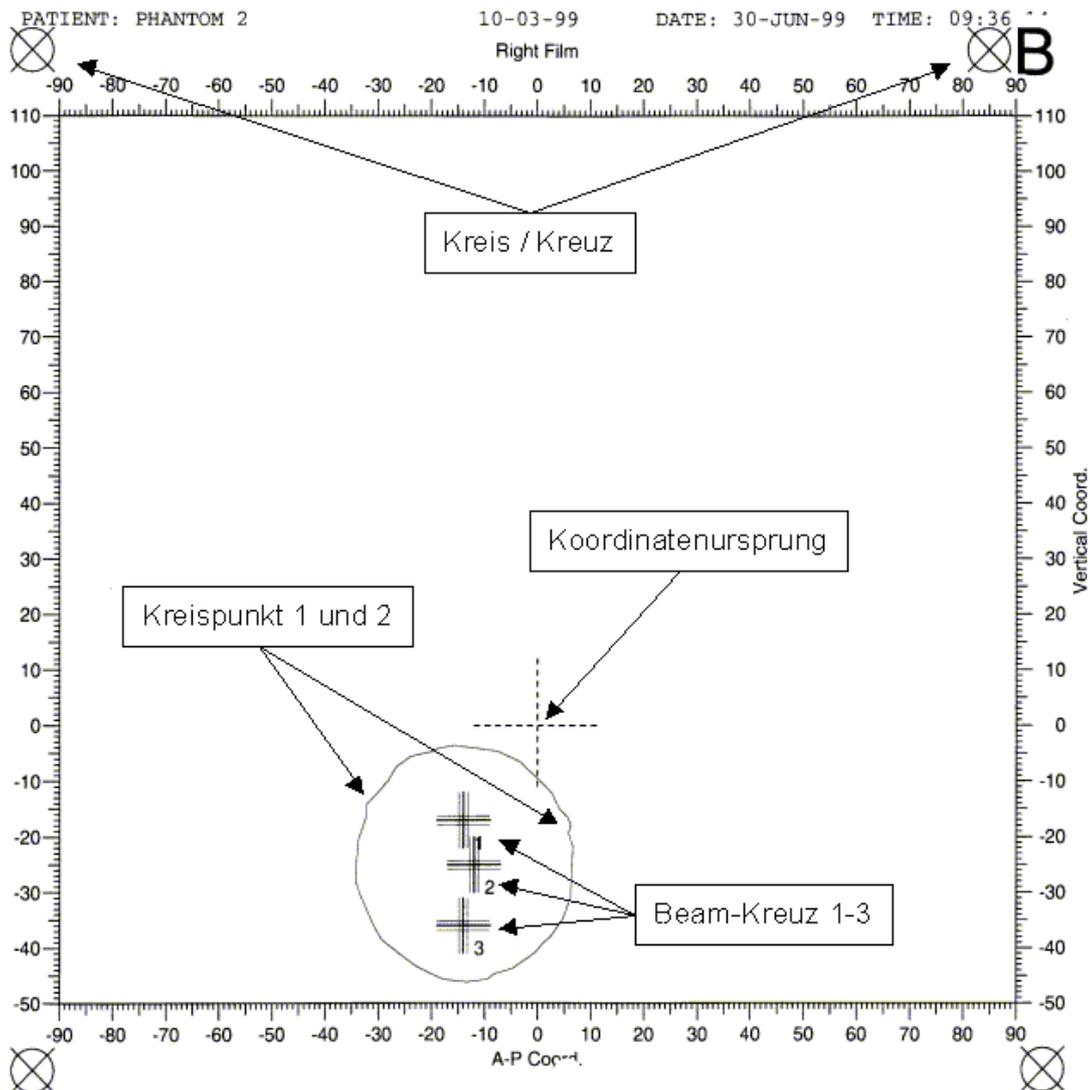


Abb. 21 Skizzierung der verschiedenen markanten Messpunkte

Zur Ausschließung von Verzerrungen als Folge des Einscannens wird genormtes Millimeterpapier mit derselben Methode eingescannt wie bei der später zu erfolgenden Erfassung der graphischen Positionsausdrucke angedacht. Als Messpunkte dienen die Eckpunkte der Millimeterlinien, die Mittelpunkte am Rand und der Mittelpunkt des Blattes. Die x-Richtung bezeichnet die lange Seite des Blattes, die y-Richtung die kurze.

Die Abstände der Punkte – $d = \sqrt{(x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2}$ – beziehen sich dann auf die Mittelpunkte, also in x-Richtung jeweils der Abstand des oberen, mittleren und unteren Punktes auf der linken Seite zum oberen, mittleren und unteren Punkt in der Blattmitte, genauso für die Punkte auf der rechten Seite. Die Auswertung in y-Richtung erfolgt entsprechend.

Die Auswertung der eingescannten Millimetervorlagen ergibt keinerlei Abweichungen bezüglich der Bildgeometrie, mithin ist das Einscannen mit den UMAX UC1260 längen- und winkeltreu.

Pro Ausdrucksdokument sind zunächst die Koordinaten folgender Punkte für die Positionsausdrucke A u. B jeder Bestrahlungsreihe bestimmt worden (s. Abb. 21):

- die vier Kreis/Kreuz-Punkte,
- die vier Koordinateneckpunkte,
- der Koordinatenursprungspunkt,
- die Beam-Kreuze sowie
- zwei markante Punkte des Phantomläsions.

Mit Hilfe dieser Koordinatenangaben lassen sich dann die gewünschten Entfernungen und Drehwinkel bestimmen (s. Kap. IV oder V). In einem weiteren Schritt erfolgt dann mit der Pixelmethode die Bestimmung der Flächeninhalte der Läsionsprojektionsflächen auf den Positionsausdrucken der Serien A und B.

Detailliert wird im einzelnen wie folgt vorgegangen: Die Dokumente der Serien A und B sind mit einem UMAX UC1260 Scanner mit 300 dpi eingescannt und im Photoshop-Format (psd) abgespeichert worden. Zur Erfassung der Koordinaten der einzelnen Punkte wird das Diagramm mit Photoshop (Version 3.0 unter MacOS) betrachtet. Durch eine entsprechende Vergrößerung der Darstellung (Zoom) sind die zu sehenden Linien mehrere Bildschirmpunkte breit. Wird der als Kreuz dargestellte Mauszeiger auf das entsprechende Objekt bewegt, können die Koordinaten (relativ zur linken oberen Bildecke) abgelesen werden. Die Koordinaten werden in Pixeln (Bildpunkte) angegeben. Da die dargestellten Objekte mehrere

Bildpunkte breit sind, lassen sich die Koordinatenwerte mit einem Fehler von ± 1 Pixel genau bestimmen.

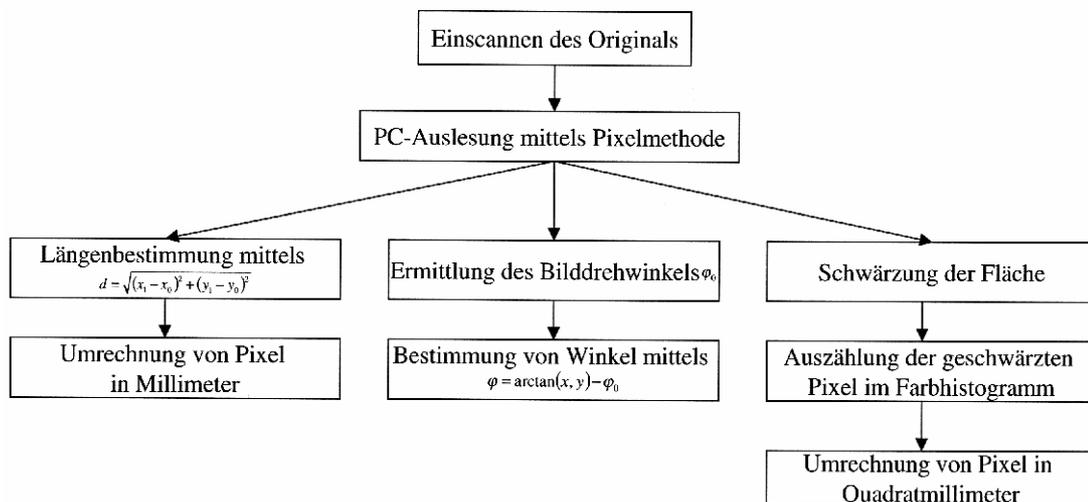


Abb. 22 Untersuchung der Positionsausdrucke A und B auf Konstanz

Zur Auswertung der Flächeninhalte der Läsionprojektionen wird Gimp (Version 1.1.13 unter Linux) verwendet. Hierzu wird der relevante Flächeninhalt aus der Zeichnung ausgeschnitten und mit der Farbe der Flächenumrandung (schwarz) gefüllt. Objekte (z.B. angrenzende Linien), die nicht zum Flächeninhalt gehören, müssen gelöscht werden (weiß). Die Fläche entspricht dann der Anzahl der Bildpunkte gleicher Farbe. Weiße und grau gefüllte Flächeninhalte werden mit unterschiedlichen Filtern bearbeitet:

- Bei weißen Flächen wird das Bild zuerst in den "indizierten" Modus mit zwei Farben (schwarz/weiß) umgewandelt und danach in den RGB-Modus. So dann lässt sich die Fläche mit der Randfarbe (schwarz) füllen und im (Farb-) Histogramm die Anzahl der schwarzen Bildpunkte ablesen.
- Bei grauen Flächen werden die Bildpunkte erst "verschmiert" (Gaussian Blur mit dem Faktor 5.0), anschließend wieder "geschärft" (Sharpen mit dem Faktor 92 bis 93) und danach die verbleibenden Grautöne (außer weiße Punkte) in Schwarz umgewandelt (Threshold 255 bis 255). Etwaige verbleibende "weiße Flecken" innerhalb der zu messenden Fläche werden nachträglich noch mit schwarzer Farbe gefüllt. Nun lässt sich im (Farb-) Histogramm die Anzahl der schwarzen Bildpunkte ablesen.

Zur Datenauswertung wird Excel 97 (unter Windows 95) verwendet. Die Koordinaten liegen in Bildpunkten (Pixeln) relativ zur linken oberen Bildecke vor und werden in Millimeter relativ zum eingezeichneten Koordinatenursprung umgerechnet. Die Zeichnungen werden so betrachtet, dass der kennzeichnende Buchstabe (A

oder B) in der rechten oberen Ecke zu sehen ist. Die x-Achse entspricht dann der Horizontalen und die y-Achse der Vertikalen.

Die Berechnungen werden in den folgenden Schritten durchgeführt:

- Umrechnung der Koordinaten in Pixel relativ zum im Diagramm eingezeichneten Koordinatenursprung
- Berechnung der horizontalen und vertikalen Abstände der eingezeichneten Koordinatenachsen und der "Kreis-Kreuz"-Symbole und Mittelung über den horizontalen (oben und unten) bzw. den vertikalen (links und rechts) Abständen. Die Mittelwerte sind in den Diagrammen "Abstände/Längen" zu sehen (x-Achse: horizontal, y-Achse: vertikal), die Angaben liegen Bildschirmkoordinaten (Pixeln) vor.
- Berechnung der Umrechnungsfaktoren von Pixeln in Einheiten des dargestellten Koordinatensystems für die x- und y-Achse. Die Mittelwerte hierüber sind in der Zusammenfassung angegeben, die Faktoren selber werden im folgenden jedoch nicht weiter benötigt.
- Berechnung der Position der ausgemessenen Punkte relativ zum Koordinatenursprung in Millimeter (Polarkoordinaten): Zur Umrechnung der Abstände werden für die x- und y-Achse jeweils fest vorgegebene Umrechnungsfaktoren verwendet, deren Ermittlung weiter unten beschrieben wird. Die Winkel werden mit der Funktion $\arctan2(x, y) - \varphi_0$ berechnet, wobei φ_0 (s. unten) der jeweilige Drehwinkel der Zeichnung relativ zu den Bildschirmkoordinaten ist. Die Umrechnung des Flächeninhaltes erfolgt durch Multiplikation des Wertes in Pixeln mit beiden Umrechnungsfaktoren (x- und y-Richtung).
- Ermittlung des Drehwinkels φ_0 des Positionsausdruckes, unter dem das Blatt auf dem Scanner lag: Hierzu wird der Winkel der unteren x-Achse (Längsrichtung des Positionsausdruckes) mit der x-Achse des Bildschirms anhand der Funktion $\arctan(y/x)$ (entspricht Excel-Funktion $\arctan2(x,y)$) berechnet.
- Die Umrechnungsfaktoren von Pixeln in Millimeter werden durch Einscannen eines Blattes Millimeterpapier ermittelt. Das Blatt wird 10mal eingescannt und wie oben beschrieben ausgemessen. Da sich keine relevanten Abweichungen der Abstände ergeben, wird zur Berechnung des Umrechnungsfaktors das Mittel über alle Abstände verwendet, jeweils in x- und y-Richtung.

V. Ergebnisse

1. Stereotaktische Radiochirurgie-Messergebnisse

1.1 Stereotaktische Bestrahlungsdaten

Zur einfacheren Bearbeitung sind die Bestrahlungsdaten durch eine dreistellige Zahl codiert. Dabei steht die erste Ziffer für die Erstellungsserie, so

- 0 für Planungsdaten zur stereotaktischen Bestrahlung in Münster,
- 1 für konformale und
- 2 für optimale Bestrahlungen in Münster mit dem Zusatzmodul SMART sowie
- 3 für stereotaktische und
- 4 für konformale Planungsdaten zur Bestrahlung in Wien.

Die beiden weiteren Ziffern geben die Nummer der Messung an.

Stereotaktische Testreihe in Münster

Tab 3 u. 4 zeigen die vom Rechner in Münster wiederholt berechneten Behandlungsparameter und Bestrahlungsdaten. Es fällt auf, dass für das Isocenter 3 die vertikale Komponente 19mal mit $-36,5$ mm und 51mal mit $-36,0$ mm berechnet worden ist. Der Grund hierfür dürfte im Rundungsalgorithmus der Software liegen. Die Dosis pro Sektion ist hinreichend konstant, die geringfügigen Abweichungen bei der zweiten Dezimalstelle hinter dem Komma resultieren höchstwahrscheinlich aus Rundungen.

Radio MS											
Isoc		repeat	PVT-	A-P	Lateral	Vertical	Dose/	Prescr.	Calc.		
No.			Name	(mm)	(mm)	(mm)	(deg)	Dose	Dose		
1		68	Lesion	-14	2	-17,0	3,28	20,00	20,00		
		1	Lesion	-14	2	-17,0	3,26	19,83	19,83		
		1	Lesion	-14	2	-17,0	3,27	24,00	24,00		
2		69	Lesion	-12	2	-25,0	3,31	20,00	20,00		
		1	Lesion	-12	2	-25,0	3,30	19,96	19,96		
3		19	Lesion	-14	2	-36,5	3,32	20,00	20,00		
		51	Lesion	-14	2	-36,0	3,32	20,00	20,00		
Isoc	A.Num	repeat	Coll	T.Angle	G.Start	G.Stop	I.Dose	Depth	Aver.	MU/	M.Units
No.								Equi	TMR	(deg)	
			mm					mm			
1	1	69	30	10°	10°	170°	4,00	79,7	0,778	3,33	532,8
		1	30	10°	10°	170°	3,83	79,7	0,778	3,19	510,1
	2	70	30	30°	10°	170°	4,00	87,4	0,749	3,46	553,1
	3	70	30	90°	10°	170°	4,00	96,9	0,716	3,62	578,6
	4	70	30	330°	190°	350°	4,00	80,7	0,775	3,34	535,2
	5	69	30	350°	190°	350°	4,00	74,2	0,798	3,25	519,4
		1	30	345°	190°	350°	4,00	75,3	0,794	3,26	522,1
2	1	69	20	10°	10°	170°	4,00	76,4	0,773	3,48	557,3
		1	20	10°	10°	170°	3,99	76,4	0,773	3,47	555,9
	2	70	20	30°	10°	170°	4,00	84,7	0,742	3,63	580,2
	3	69	20	90°	10°	170°	4,00	96,5	0,702	3,83	613,6
		1	20	90°	10°	170°	3,99	96,5	0,702	3,83	612,0
	4	69	20	330°	190°	350°	4,00	78,2	0,765	3,52	562,7
		1	20	330°	190°	350°	3,99	78,2	0,765	3,51	561,3
	5	69	30	350°	190°	350°	4,00	71,8	0,806	3,21	514,0
		1	30	350°	190°	350°	3,99	71,8	0,806	3,20	512,7
3	1	49	20	10°	10°	170°	4,00	78,4	0,765	3,52	562,6
		18	20	10°	10°	170°	4,00	78,7	0,764	3,52	563,2
		2	20	10°	10°	170°	4,00	78,7	0,765	3,52	562,6
		1	20	10°	10°	170°	4,00	87,5	0,732	3,68	588,0
	2	50	20	30°	10°	170°	4,00	84,1	0,744	3,62	578,4
		15	20	30°	10°	170°	4,00	84,2	0,744	3,61	578,4
		2	20	30°	10°	170°	4,00	84,2	0,744	3,62	578,4
		1	20	30°	10°	170°	4,00	84,1	0,744	3,61	578,4
		1	20	30°	10°	170°	4,00	84,2	0,744	3,61	578,8
		1	20	30°	10°	170°	4,00	77,1	0,769	3,5	559,9
	3	17	20	90°	10°	170°	4,00	97,5	0,699	3,85	616,4
		50	20	90°	10°	170°	4,00	97,5	0,698	3,86	617,2
		1	20	90°	10°	170°	4,00	97,5	0,699	3,86	617,2
		1	20	90°	10°	170°	4,00	97,5	0,699	3,86	616,4
		1	20	90°	10°	170°	4,00	65,3	0,813	3,13	529,3
	4	18	20	330°	190°	350°	4,00	77,9	0,766	3,51	561,7
		1	20	330°	190°	350°	4,00	72,6	0,786	3,42	547,6
		51	20	330°	190°	350°	4,00	77,5	0,768	3,50	560,5
	5	18	30	350°	190°	350°	4,00	75,0	0,795	3,26	521,2
		1	30	350°	190°	350°	4,00	80,9	0,774	3,35	535,8
		51	30	350°	190°	350°	4,00	74,6	0,796	3,25	520,5

Tab. 3 Wiederholt berechnete stereotaktische Behandlungsparameter für den Phantomkopf und ihre Konstanz innerhalb der Testreihe in Münster

No	Dosimetry		Beam Dose									Vol.	Target			
	Specifications		30%			50%			80%					100%		
	Av. Tiss.	Target	T. Vol	N. Tiss.	T. Vol	N. Tiss.	T. Vol	N. Tiss.	T. Vol	N. Tiss.	T. Vol			N. Tiss.		
depth	volume	Lesion	Dose	Lesion	Dose	Lesion	Dose	Lesion	Dose	Lesion	Dose		Vol.	Target		
(mm)	(ccm)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)		(%)	(ccm)		
001	82,6	34,31	100,00	394,38	100,00	123,98	96,83	14,06	76,42	0,07			100	33,86		
002																
003	82,6	34,32	100,00	400,50	100,00	126,04	96,88	14,35	78,09	0,17			100	33,89		
004	82,6	34,30	100,00	401,68	100,00	126,57	96,97	14,53	78,28	0,17			100	33,81		
005	82,6	34,30	100,00	401,56	100,00	126,52	96,95	14,53	78,26	0,17			100	33,82		
006	82,6	34,30	100,00	400,73	100,00	126,15	96,95	14,34	78,13	0,17			100	33,87		
007	82,6	34,31	100,00	401,21	100,00	126,36	97,00	14,40	78,20	0,17			100	33,84		
008	82,6	34,31	100,00	400,97	100,00	126,25	96,93	14,41	78,17	0,17			100	33,86		
009	82,6	34,31	100,00	404,30	100,00	127,17	96,65	15,64	79,06	0,36			100	33,66		
010	82,6	34,32	100,00	400,97	100,00	126,25	96,98	14,37	78,17	0,17			100	33,86		
011	82,6	34,32	100,00	400,61	100,00	126,09	96,98	14,29	78,11	0,17			100	33,88		
012	82,6	34,32	100,00	400,26	100,00	125,93	96,86	14,32	78,06	0,17			100	33,90		
013	82,6	34,31	100,00	400,38	100,00	125,99	96,86	14,35	78,07	0,17			100	33,90		
014	82,6	34,31	100,00	401,21	100,00	126,36	96,95	14,44	78,20	0,17			100	33,84		
015	82,6	34,31	100,00	400,97	100,00	126,25	96,88	14,46	78,17	0,17			100	33,86		
016	82,6	34,32	100,00	404,42	100,00	127,22	96,70	15,62	79,08	0,36			100	33,65		
017	82,6	34,31	100,00	401,21	100,00	126,36	96,93	14,47	78,20	0,17			100	33,84		
018	82,6	34,32	100,00	400,73	100,00	126,15	96,98	14,31	78,13	0,17			100	33,82		
019	82,6	34,31	100,00	400,44	100,00	126,47	97,00	14,45	78,24	0,17			100	33,82		
020	82,6	34,30	100,00	401,32	100,00	126,41	96,90	14,52	78,22	0,17			100	33,83		
021	82,6	34,32	100,00	400,61	100,00	126,09	96,91	14,36	78,11	0,17			100	33,88		
022																
023	82,6	34,31	100,00	404,06	100,00	127,06	96,60	15,63	79,02	0,36			100	33,67		
024	82,6	34,32	100,00	403,82	100,00	126,95	96,68	15,51	78,98	0,36			100	33,69		
025	82,6	34,31	100,00	404,54	100,00	127,28	96,67	15,67	79,10	0,36			100	33,64		
026	82,6	34,31	100,00	403,46	100,00	126,79	96,65	15,45	78,97	0,31			100	33,71		
027	82,6	34,31	100,00	404,30	100,00	127,17	96,60	15,69	79,06	0,36			100	33,66		
028	82,6	34,31	100,00	355,09	100,00	126,74	96,61	15,47	78,96	0,31			100	33,72		
029	82,6	34,31	100,00	403,94	100,00	127,01	96,65	15,56	79,05	0,31			100	33,68		
030	82,6	34,31	100,00	404,06	100,00	127,06	96,63	15,61	79,02	0,36			100	33,67		
031	82,6	34,32	100,00	403,58	100,00	126,85	96,49	15,64	78,95	0,36			100	33,70		
032	82,6	34,32	100,00	403,35	100,00	126,74	96,58	15,49	78,96	0,31			100	33,72		
033	82,6	34,31	100,00	403,82	100,00	126,95	96,56	15,63	78,98	0,36			100	33,69		
034	82,6	34,32	100,00	403,82	100,00	126,95	96,63	15,55	78,98	0,36			100	33,69		
035	82,6	34,32	100,00	404,18	100,00	127,12	96,65	15,61	79,04	0,36			100	33,66		
036	82,6	34,31	100,00	404,30	100,00	127,17	96,65	15,64	79,06	0,36			100	33,66		
037	82,6	34,32	100,00	403,94	100,00	127,01	96,60	15,61	79,00	0,36			100	33,68		
038	82,6	34,30	100,00	403,18	100,00	127,12	96,60	15,66	79,04	0,36			100	33,66		
039	82,6	34,32	100,00	403,70	100,00	126,90	96,63	15,53	78,96	0,36			100	33,70		
040	82,6	34,32	100,00	404,30	100,00	127,17	96,65	15,64	79,06	0,36			100	33,66		
041	82,6	34,32	100,00	404,18	100,00	127,12	96,67	15,59	79,04	0,36			100	33,66		
042	82,6	34,32	100,00	404,30	100,00	127,17	96,65	15,64	79,06	0,36			100	33,66		
043	82,6	34,31	100,00	404,02	100,00	127,11	96,62	15,60	79,05	0,36			100	33,64		
044	82,6	34,31	100,00	404,18	100,00	127,12	96,67	15,59	79,04	0,36			100	33,66		
045	82,6	34,32	100,00	402,87	100,00	126,52	96,54	15,43	78,88	0,31			100	33,75		
046	82,6	34,32	100,00	431,70	100,00	126,90	96,65	15,50	78,96	0,36			100	33,70		
047	82,6	34,31	100,00	404,30	100,00	127,17	96,70	15,59	79,06	0,36			100	33,66		
048	82,6	34,32	100,00	403,58	100,00	126,85	96,65	15,48	78,99	0,31			100	33,70		
049	82,6	34,30	100,00	404,54	100,00	127,28	96,62	15,72	79,10	0,36			100	33,64		
050	82,6	34,31	100,00	403,82	100,00	126,95	96,63	15,55	78,98	0,36			100	33,96		

Fortsetzung nächste Seite

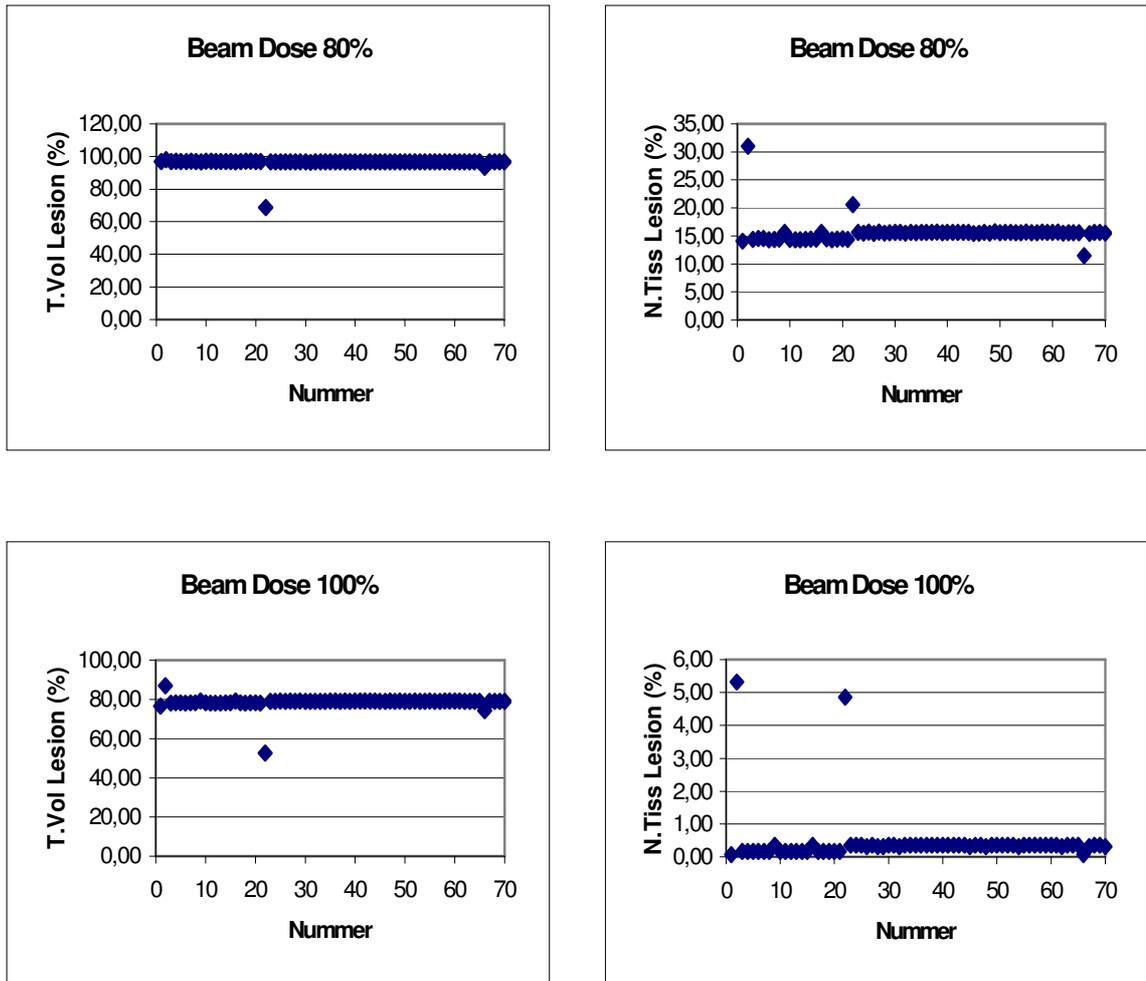


Abb. 23 Graphische Darstellung der wiederholt berechneten Isodosen für den Phantomkopf im Rahmen der stereotaktischen Testreihe in Münster

In Abb. 23 sind die berechneten Isodosen 50%, 80%, und 100% aus der Tab. 4 für Tumor- und Normalgewebe graphisch dargestellt. Die vorläufige graphische Darstellung signalisierte auffällige Abweichungen für die Planungsdaten 002, 022 und 066, die nach Überprüfung als Eingabefehler identifiziert wurden und daher keine Berücksichtigung bei der graphischen Auswertung fanden.

Stereotaktische Testreihe in Wien

Gemäß der in Kap. V.1.1 getroffenen Kodierungsfestlegung sind die mit der Ziffer 3 beginnenden Identifikationszahlen für Messwerte und Positionsausdrücke der stereotaktischen Radiochirurgie in Wien zugeordnet.

Radio AKH Wien											
Isoc No.	repeat	PVT-Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)	Dose/ (deg)	Prescr. Dose	Calc. Dose			
1	12	Lesion	-14	2	36	3,22	20	20			
2	12	Lesion	-12	2	28	3,24	20	20			
3	12	Lesion	-14	2	17	3,25	20	20			
Isoc No.	A.Num	repeat	Coll mm	T.Angle	G.Start	G.Stop	I.Dose	Depth Equi mm	Aver. TMR	MU/ (deg)	M.Units
1	1	12	28	10°	10°	170°	4,00	80,9	0,786	3,28	524,4
	2	12	28	30°	10°	170°	4,00	88,2	0,761	3,29	541,9
	3	12	28	90°	10°	170°	4,00	94,0	0,742	3,47	555,4
	4	12	28	330°	190°	350°	4,00	81,4	0,784	3,29	525,7
	5	12	28	350°	190°	350°	4,00	75,0	0,807	3,19	510,9
2	1	12	20	10°	10°	170°	4,00	77,7	0,784	3,34	533,7
	2	12	20	30°	10°	170°	4,00	85,6	0,755	3,46	553,7
	3	11	20	90°	10°	170°	4,00	93,7	0,727	3,59	574,9
		1	20	90°	10°	170°	4,00	93,6	0,728	3,59	574,8
	4	12	20	330°	190°	350°	4,00	79,3	0,778	3,36	537,9
	5	12	28	350°	10°	350°	4,00	72,6	0,816	3,16	505,2
3	1	12	20	10°	10°	170°	4,00	77,5	0,785	3,33	532,6
	2	12	20	30°	10°	170°	4,00	85,0	0,757	3,45	552,3
	3	10	20	90°	10°	170°	4,00	94,7	0,724	3,61	577,4
		1	20	90°	10°	170°	4,00	94,9	0,724	3,40	577,4
		1	20	90°	10°	170°	4,00	94,6	0,724	3,61	578,0
	4	12	20	330°	190°	350°	4,00	79,2	0,778	3,36	537,7
	5	12	28	350°	190°	350°	4,00	74,6	0,809	3,18	509,4

Tab. 5 Wiederholt berechnete stereotaktische Behandlungsparameter für den Phantomkopf und ihre Konstanz innerhalb der Testreihe in Wien

Irradiation Plan														
Dosimetry			Beam Dose											
Specifications			30%		50%		80%		100%					
No	Av.Tiss. depth (mm)	Target volume (ccm)	T.Vol (%)	N.Tiss. Dose (%)	T.Vol (%)	N.Tiss. Dose (%)	T.Vol (%)	N.Tiss. Dose (%)	T.Vol (%)	N.Tiss. Dose (%)	T.Vol (%)	N.Tiss. Dose (%)	Vol. (%)	Target Vol. (ccm)
301	82,6	37,18	100,00	513,72	100,00	171,67	97,85	31,66	87,04	6,24	100	36,79	100	36,79
302	82,6	37,18	100,00	515,29	100,00	172,16	97,87	32,04	87,08	6,35	100	36,78	100	36,78
303	82,6	37,18	100,00	513,59	100,00	171,61	97,85	31,63	87,02	6,24	100	36,80	100	36,80
304	82,6	37,18	100,00	513,32	100,00	171,49	97,81	31,62	86,95	6,24	100	36,82	100	36,82
305	82,6	37,18	100,00	513,45	100,00	171,55	97,83	31,62	87,02	6,22	100	36,81	100	36,81
306	82,6	37,18	100,00	513,59	100,00	171,61	97,83	31,65	87,04	6,22	100	36,80	100	36,80
307	82,6	37,18	100,00	513,59	100,00	171,61	97,83	31,65	87,02	6,24	100	36,80	100	36,80
308	82,6	37,18	100,00	513,32	100,00	171,49	97,85	31,57	87,01	6,21	100	36,82	100	36,82
309	82,6	37,18	100,00	513,63	100,00	171,61	97,85	31,63	87,04	6,22	100	36,80	100	36,80
310	82,6	36,91	100,00	516,54	100,00	172,91	97,84	32,26	87,16	6,55	100	36,62	100	36,62
311	82,6	37,18	100,00	513,59	100,00	171,61	97,85	31,63	87,09	6,17	100	36,80	100	36,80
312	82,6	37,18	100,00	513,72	100,00	171,67	97,83	31,68	87,06	6,22	100	36,79	100	36,79
			T.Vol = Target Volume											
			N.Tiss.= Normal tissue											

Tab. 6 Zusammenstellung der wiederholt berechneten stereotaktischen Bestrahlungsdaten für den Phantomkopf in Wien

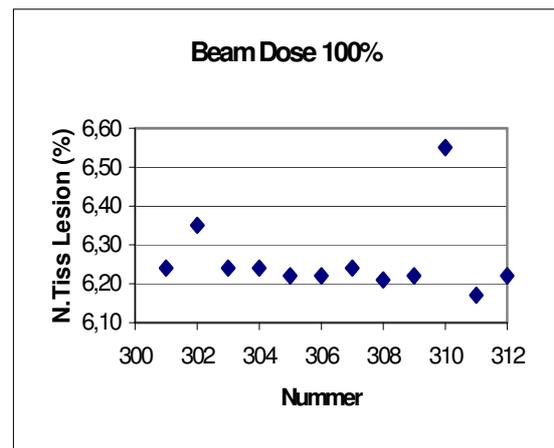
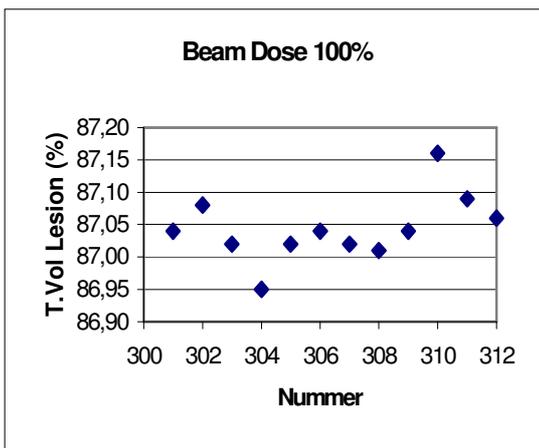
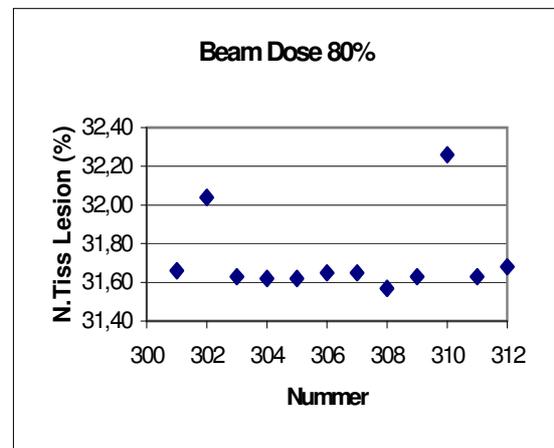
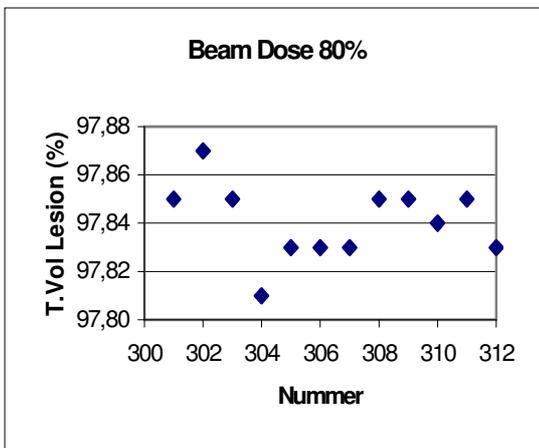
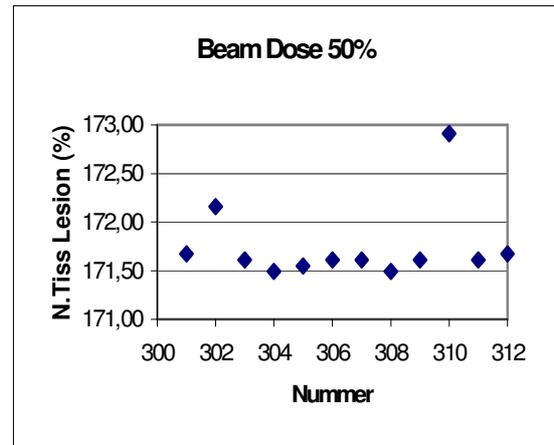
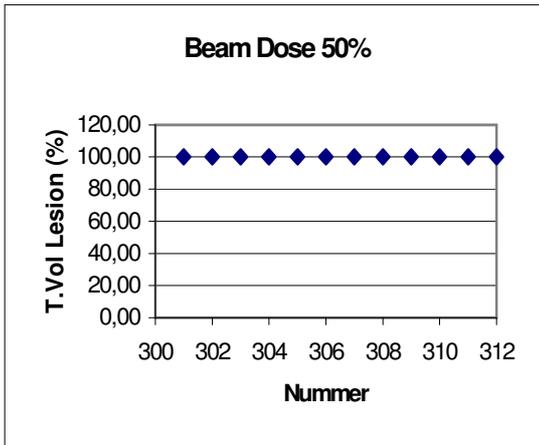


Abb. 24 Graphische Darstellung der wiederholt berechneten Isodosen für den Phantomkopf im Rahmen der stereotaktischen Testreihe in Wien

1.2 Positionsausdrucke A der stereotaktischen Testreihe

Ein Buchstabe bzw. eine Buchstabenkombination gibt Aufschluss über den Markerausdruck zur Positionierung sowie über die Druckerhardware.

Münster:

- A: Drucker Lexmark OptraColor 1200 für Positionsausdruck A
- AHP: Drucker Hewlett Packard DeskJet 560c für Positionsausdruck A
- B: Drucker Lexmark OptraColor 1200 für Positionsausdruck B

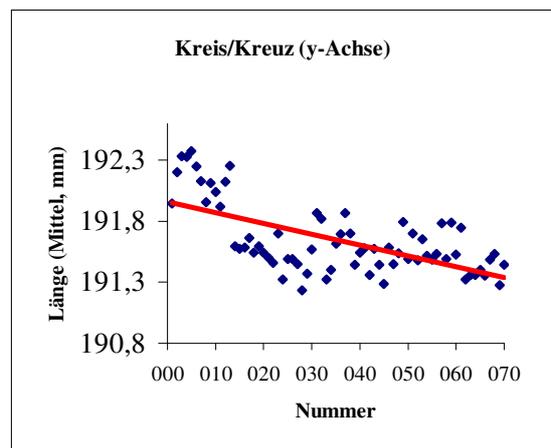
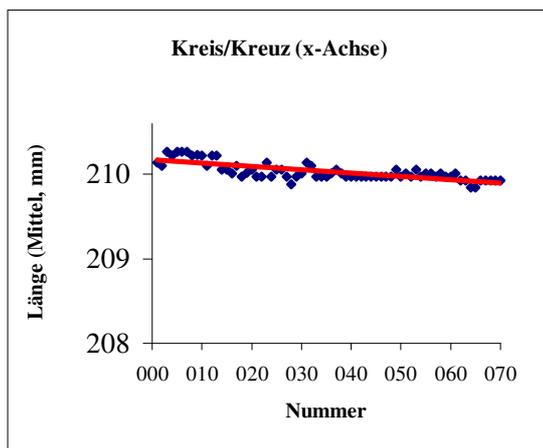
Wien:

- A: Drucker Hewlett Packard DeskJet 850c für Positionsausdruck A
- B: Drucker Hewlett Packard DeskJet 850c für Positionsausdruck B

Stereotaktische Testreihe in Münster

Bei den Positionsausdrucken A befindet sich der Koordinatenursprung nahezu, aber nicht exakt in der Mitte der seitenhalbierenden Senkrechten von den x- und y-Koordinatenachsen.

Alle Abstands-Werte in Abb. 25 zeigen ein gleichgerichtetes Steigungsverhalten mit $b \leq -0,009 \text{ mm / Messung}$. Ihre Streubreiten sind $\Delta x \leq 1,1 \text{ mm}$ (s.a. Tab. 15).



Fortsetzung nächste Seite

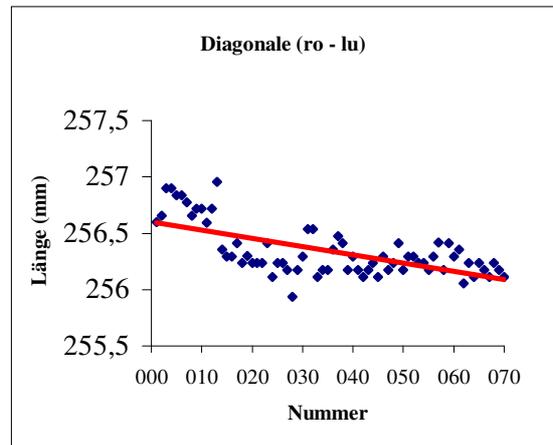
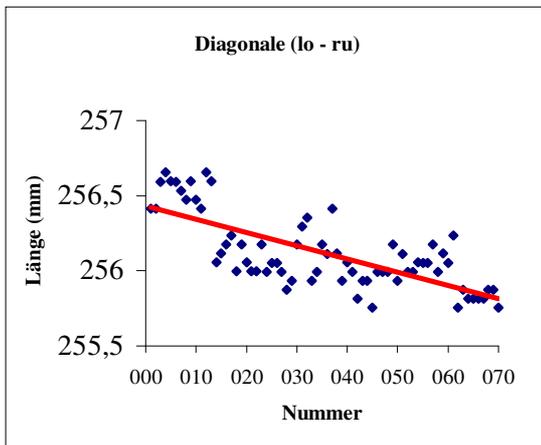
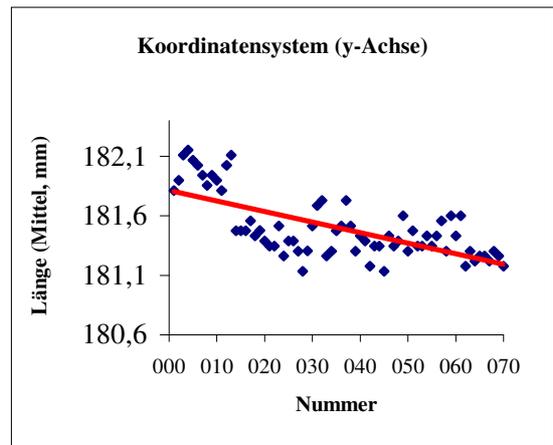
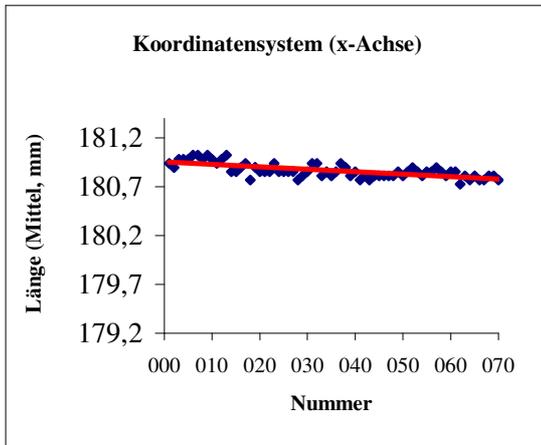
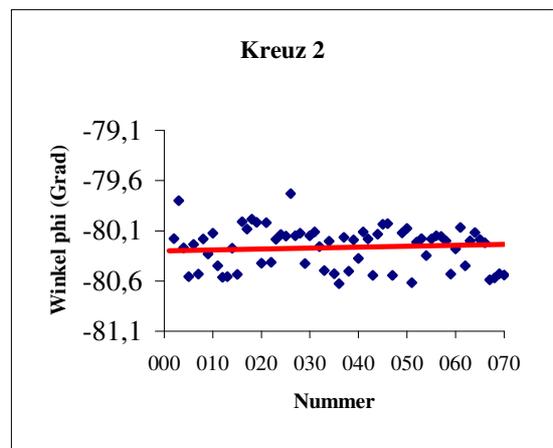
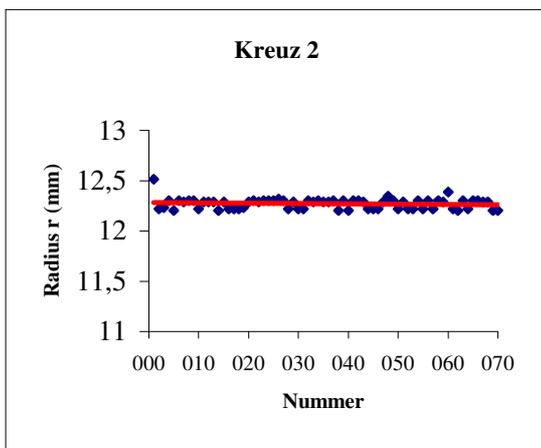


Abb. 25 Vergleichsdiagramme in Hinblick auf geometrische Stabilität der Koordinatenausdrücke in Münster (Positionsausdrücke A)



Fortsetzung nächste Seite

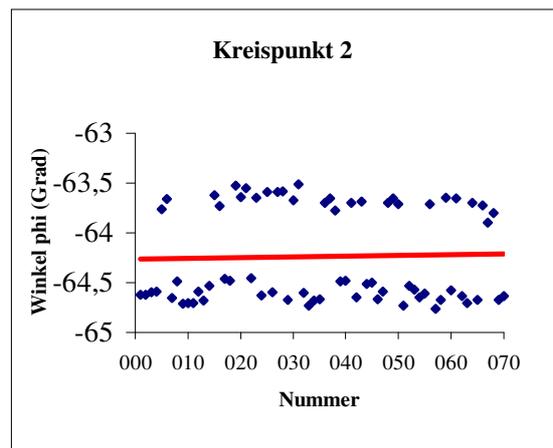
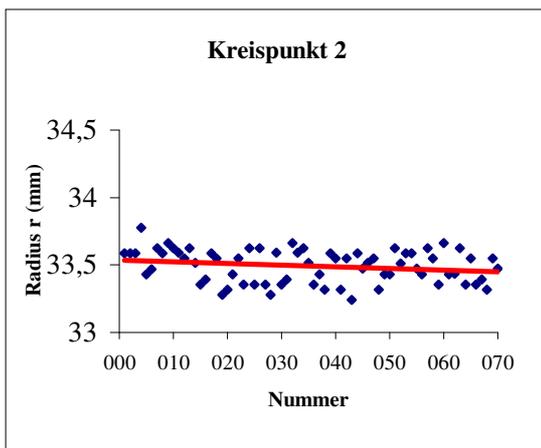
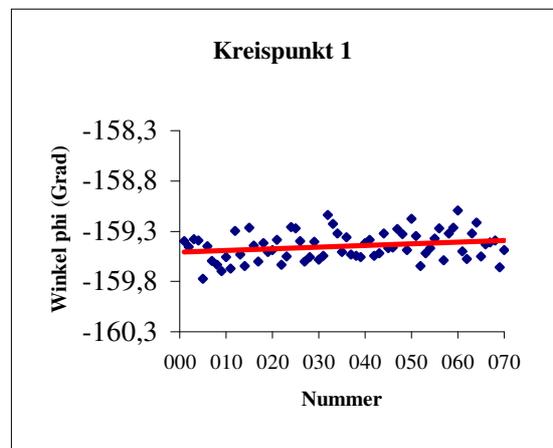
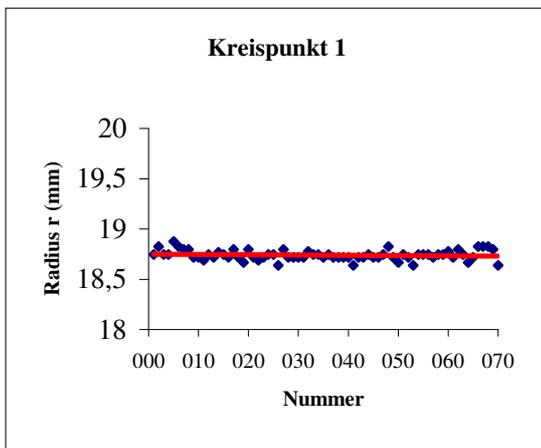
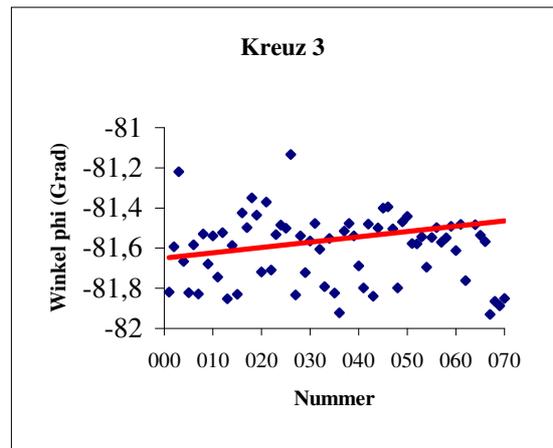
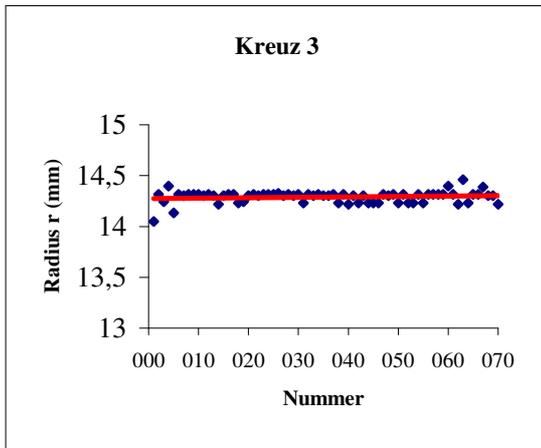


Abb. 26 Vergleichsdiagramme zur Positionskonstanz der Beamkreuze und des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrucken in Münster (Positionsausdrucke A)

Die Radien-Werte der Kreuze und Kreispunkte zeigen ein stabiles Verhalten. Die Streubreite ($\Delta x = 0,5 \text{ mm}$ und die Steigung $b \leq 0,0004 \text{ mm / Messung}$) sind ver-

nachlässigbar klein. Bei den Winkelkoordinaten ist das Steigungsverhalten sehr gering ($b \leq 0,002$ / Messung), dagegen ist die Streubreite mit $\Delta\varphi = 3,7^\circ$ bei Kreuz 3, $\Delta\varphi = 2,7^\circ$ bei Kreuz 2 und bei den Kreispunkten $\Delta\varphi = 1,2^\circ$ bemerkenswert hoch (s.a. Tab. 15).

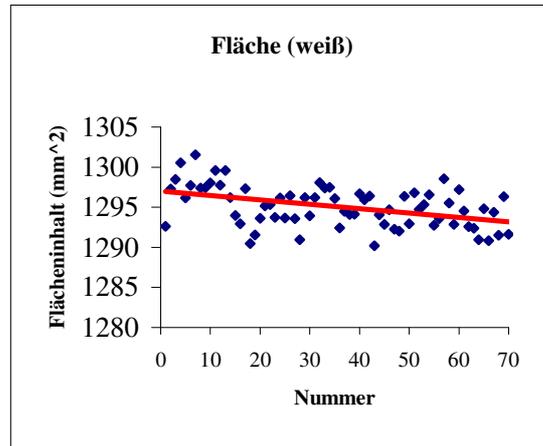
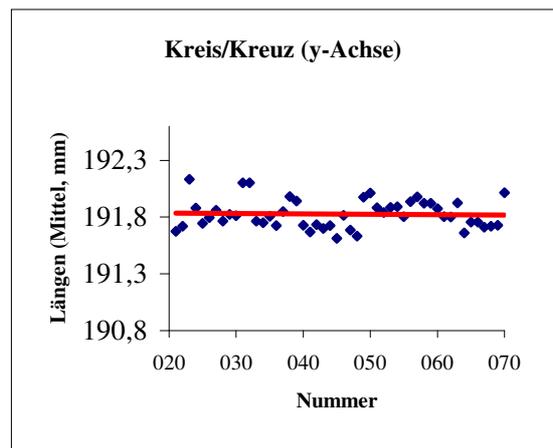
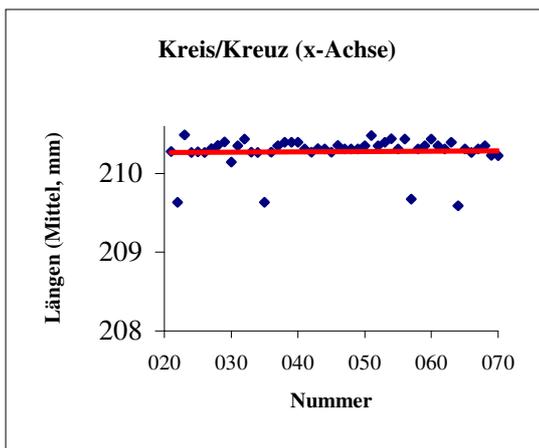


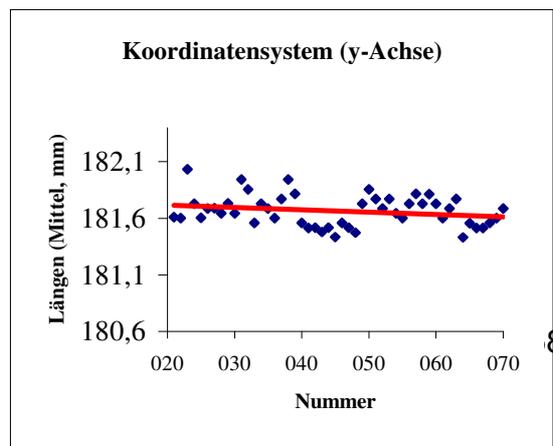
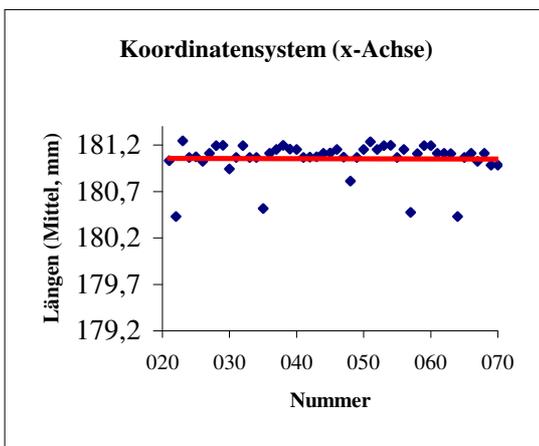
Abb. 27. Vergleichsdiagramme zur Flächenkonstanz des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Münster (Positionsausdrucke A)

Der Flächeninhalt nimmt mit $b = -0,05 \text{ mm}^2$ / Messung ab. Er streut in einem Kanal von $\Delta x^2 = 11 \text{ mm}^2$. Die Standardabweichung errechnet sich zu $\sigma = 2,54 \text{ mm}^2$ (entsprechend 0,20%) bei einer Fläche von 1295 mm^2 (s.a. Tab. 15).

Positionsausdrucke AHP



Fortsetzung nächste Seite



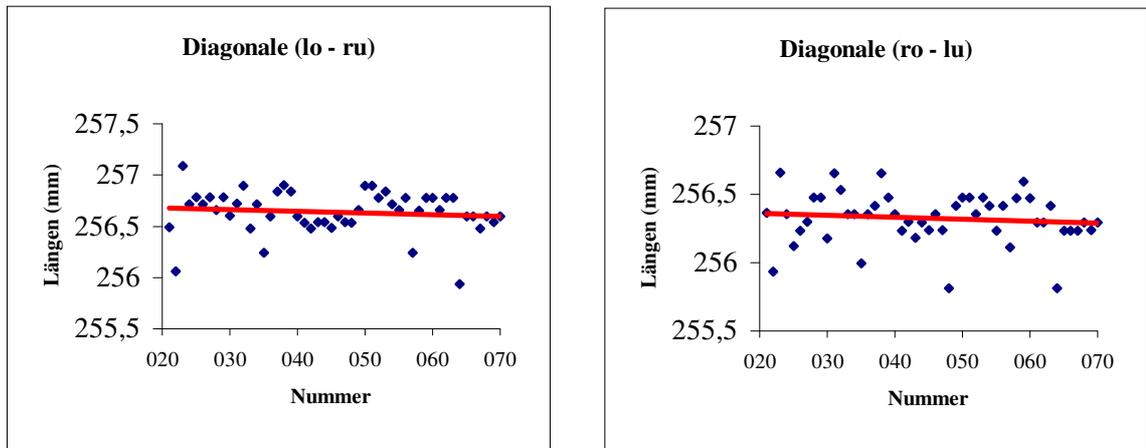
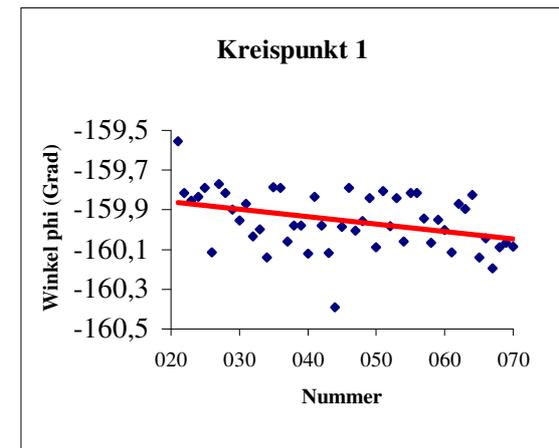
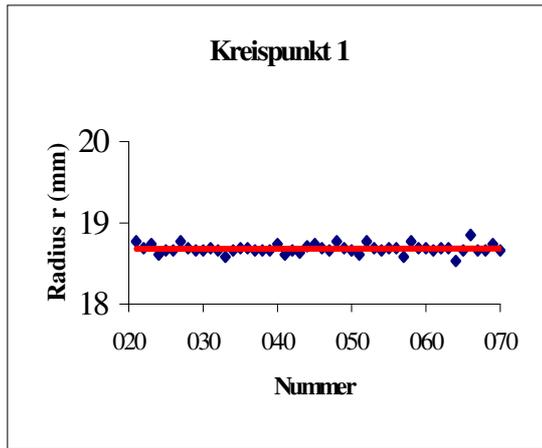
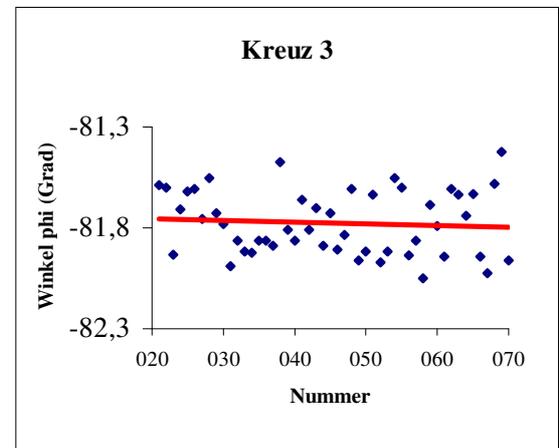
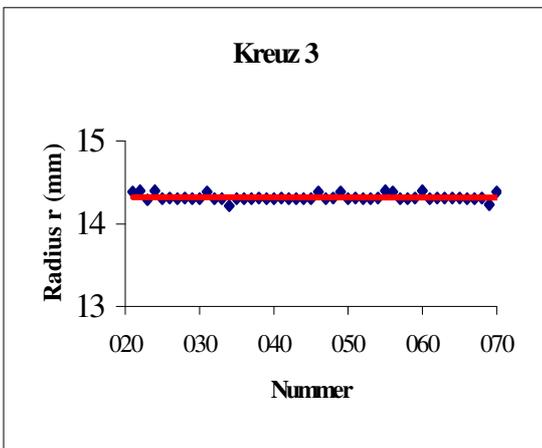
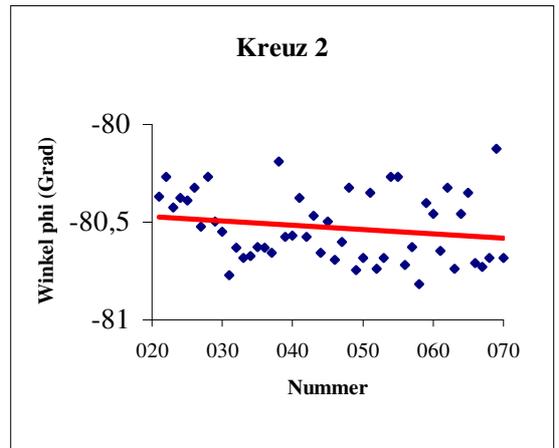
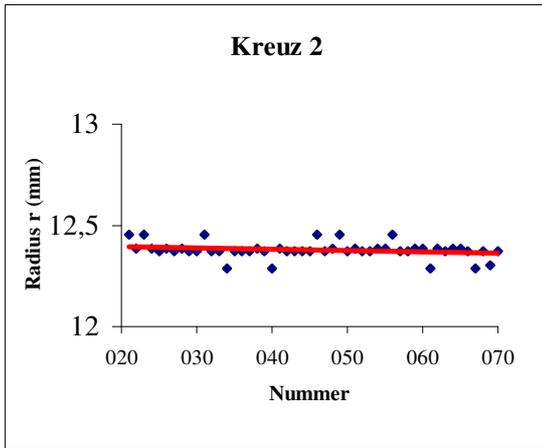


Abb. 28 Vergleichsdiagramme in Hinblick auf geometrische Stabilität der Koordinatenausdrücke in Münster (Positionsausdrücke AHP)

Das Steigungsverhalten aller Parameter in Abb. 28 liegt absolut gesehen unter $b_{\max} = -0,02$ mm / Kontrollmessung. Die maximale Streubreite Δx beträgt knapp 1 mm (s.a. Tab. 16).



Fortsetzung nächste Seite

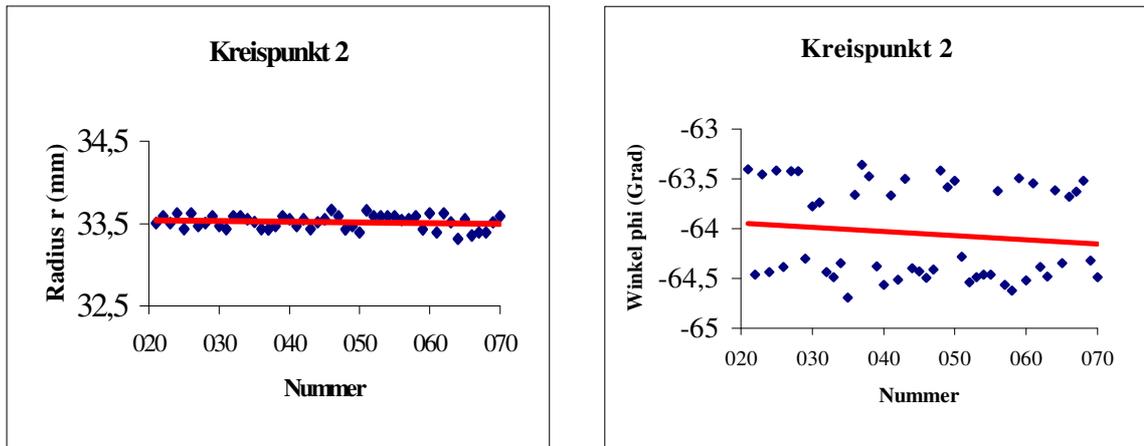


Abb. 29 Vergleichsdiagramme zur Positionskonstanz der Beamkreuze und des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrucken in Münster (Positionsausdrucke AHP)

Die Radien-Werte in Abb. 29 zeigen konstantes Verhalten. Ihr Steigungsgradient beträgt bei den 50 Kontrollmessungen in einem halben Jahr nur maximal $b = -0,00085 \text{ mm / Messung}$ bei einer Streubreite von maximal $0,3 \text{ mm}$. Die Winkel-Werte zeigen mit einer absolut maximalen Steigung von $b = -0,004^\circ / \text{Messung}$ auch eine moderate Abnahme. Der Streuungskanal liegt bei maximal $\Delta\phi = 1,3^\circ$ (s.a. Tab. 16).

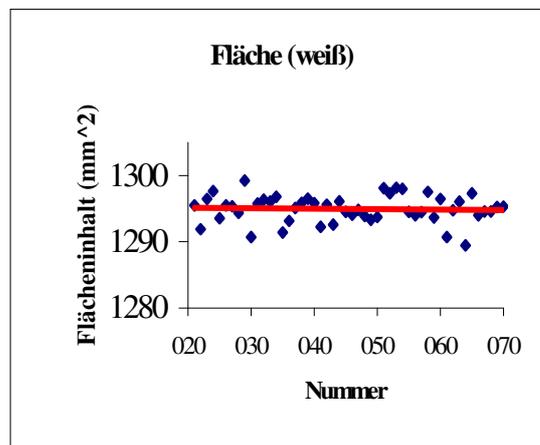


Abb. 30 Vergleichsdiagramme zur Flächenkonstanz des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrucken in Münster (Positionsausdrucke AHP)

Der in Abb. 30 dargestellte Flächeninhalt nimmt mit $b = -0,01 \text{ mm}^2 / \text{Messung}$ ab. Er streut in einem Kanal von gut 10 mm^2 . Die Standardabweichung σ liegt bei $2,07 \text{ mm}^2$ (entsprechend $0,16 \%$) bei einer Fläche von 1295 mm^2 (s.a. Tab. 16).

Stereotaktische Testreihe in Wien

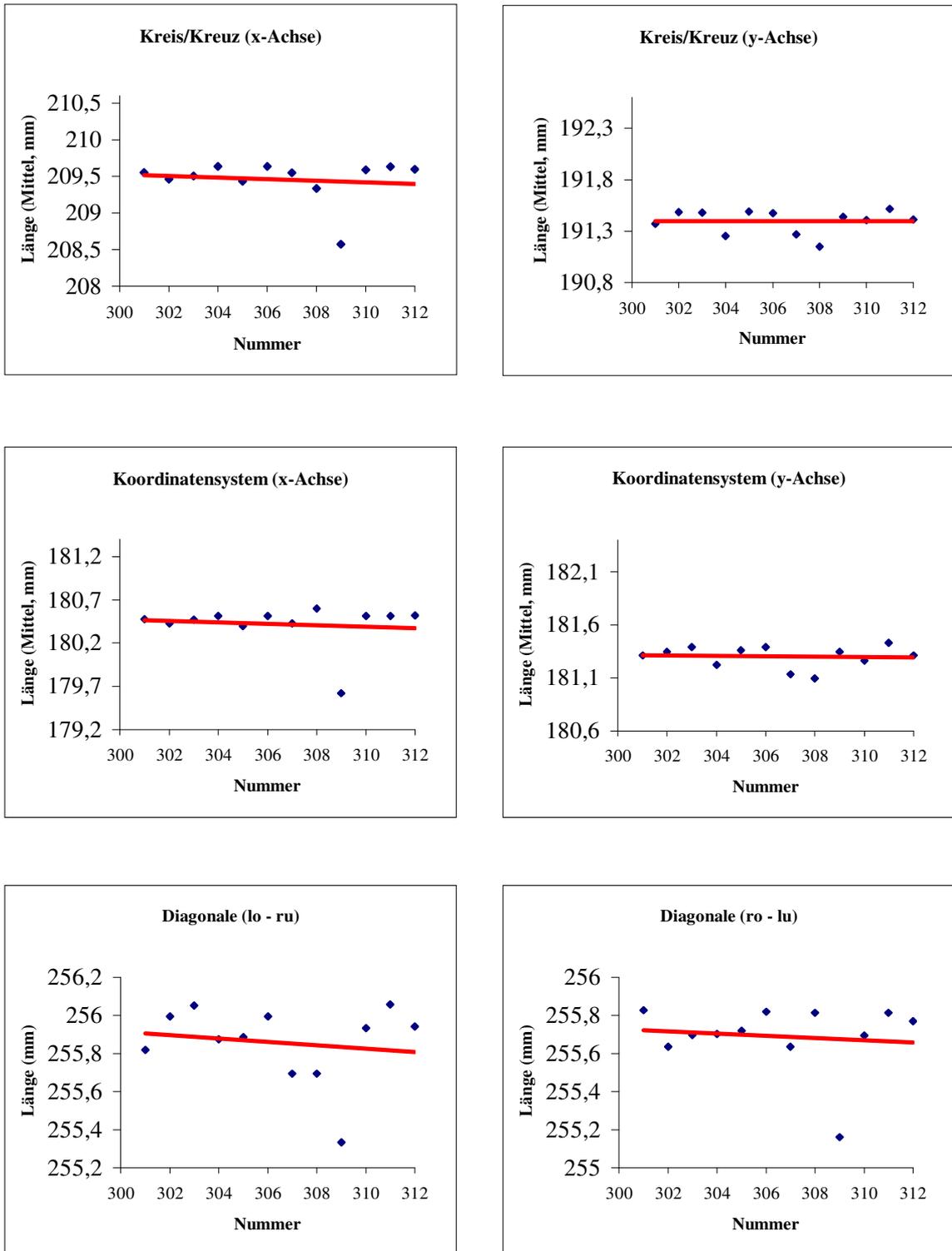
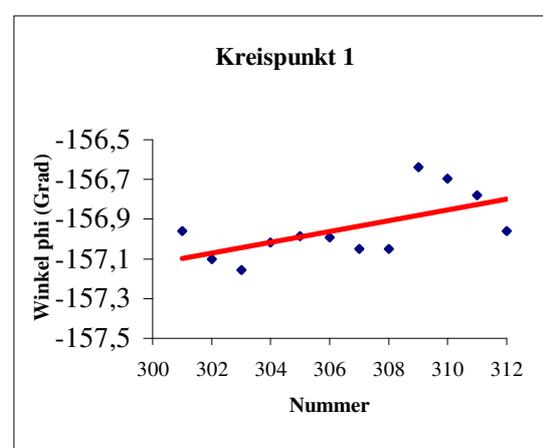
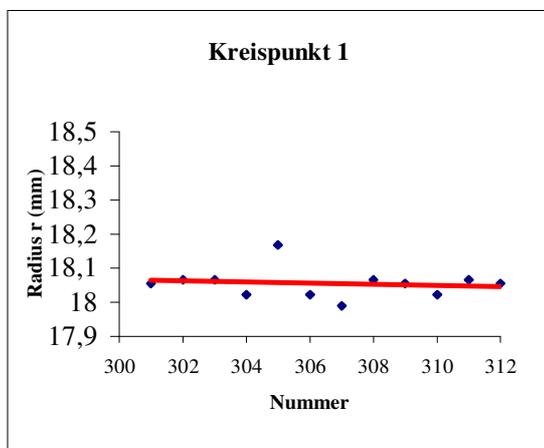
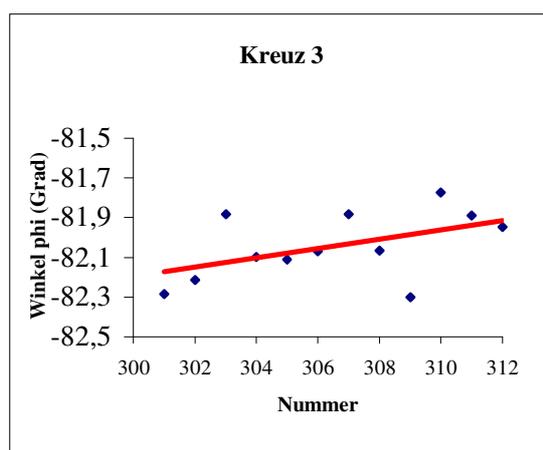
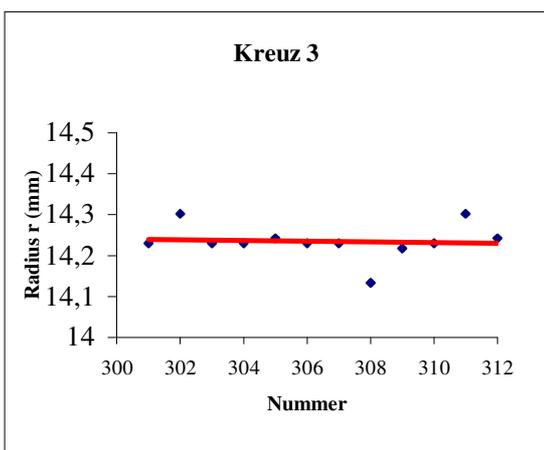
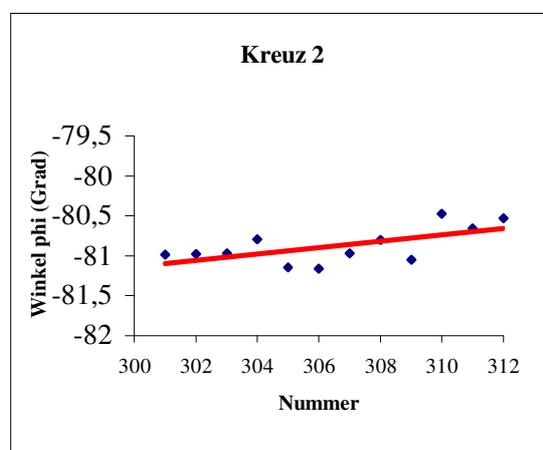
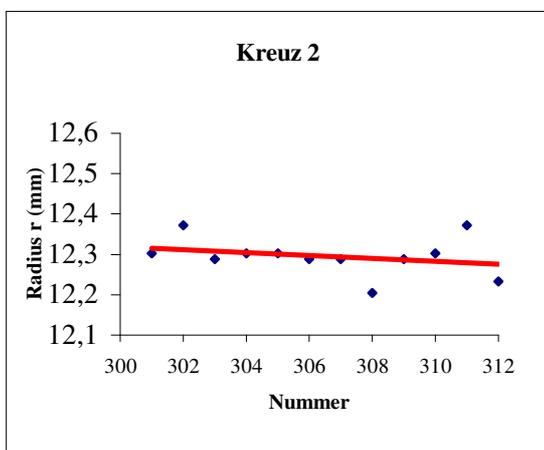


Abb. 31 Vergleichsdiagramme in Hinblick auf geometrische Stabilität der Koordinatenausdrücke in Wien (Positionsausdrücke A)

Von den in Abb. 31 aufgelisteten Parametern zeigen die Abstände der Kreis/Kreuze in x-Richtung mit $b = -0,01 \text{ mm / Messung}$ den stärksten Steigungsgradienten. Die Streubreite aller Werte liegt unterhalb $\Delta x = 1,1 \text{ mm}$ (s. a. Tab. 18).



Fortsetzung nächste Seite

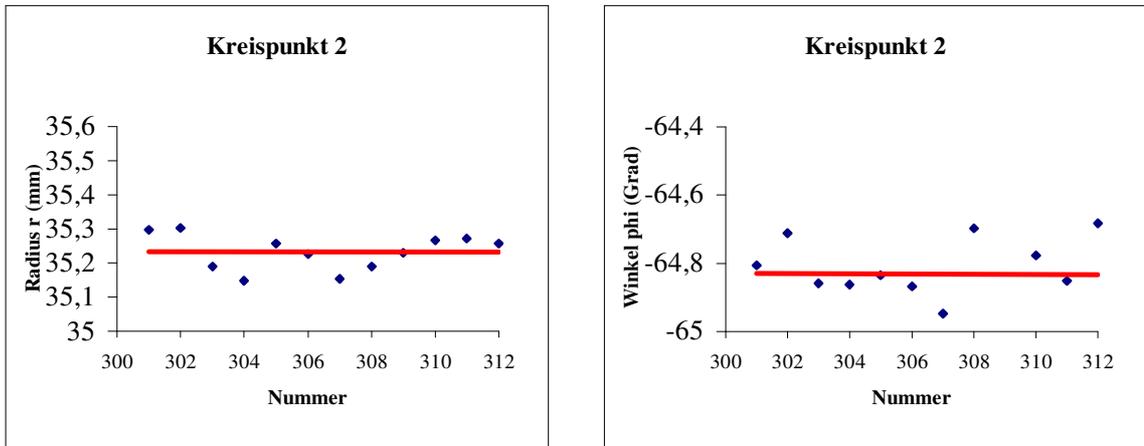


Abb. 32 Vergleichsdiagramme zur Positionskonstanz der Beamkreuze und des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Wien (Positionsausdrucke A)

Die Radien-Werte in Abb. 32 zeigen allesamt ein negatives Steigungsverhalten. Es liegt absolut bei maximal $b = -0,004 \text{ mm / Messung}$, was als nahezu konstant angesehen werden kann. Die Streukanalbreite Δx liegt bei maximal $0,02 \text{ mm}$. Das Steigungsverhalten bei den Winkelkoordinaten ist allesamt positiv. Es liegt bei maximal $0,04 \text{ }^\circ / \text{Messung}$. Die Streubreite der Winkel-Werte $\Delta\phi$ liegt unter $0,5^\circ$ (s.a. Tab. 18).

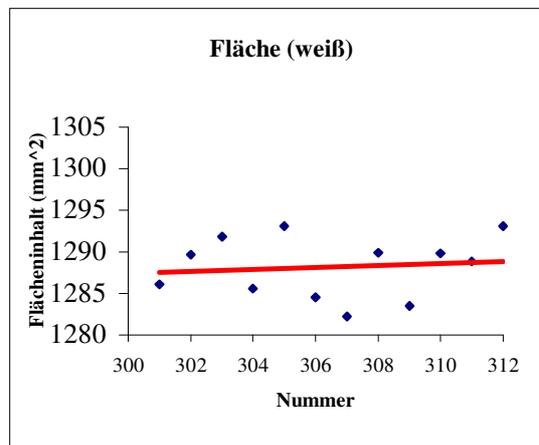


Abb. 33. Vergleichsdiagramme zur Flächenkonstanz des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Wien (Positionsausdrucke A)

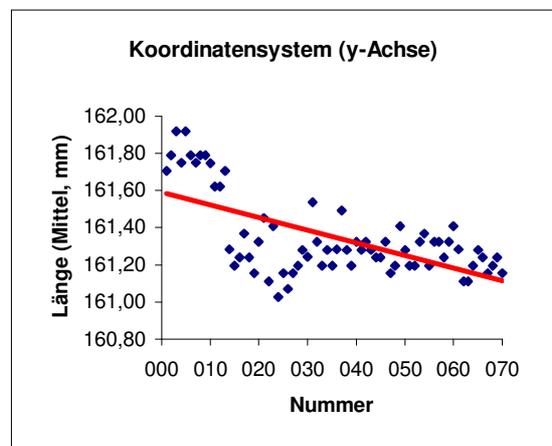
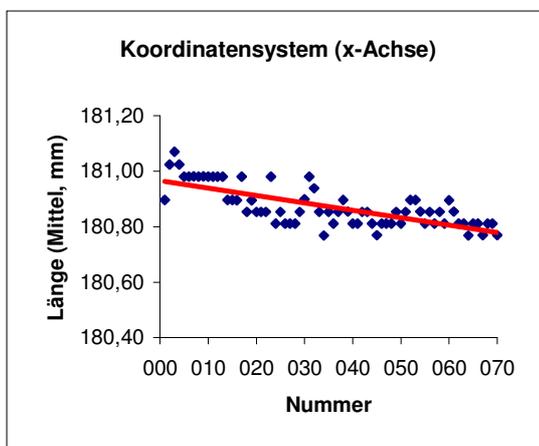
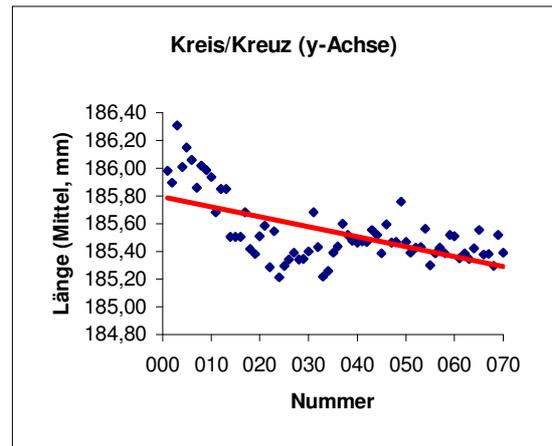
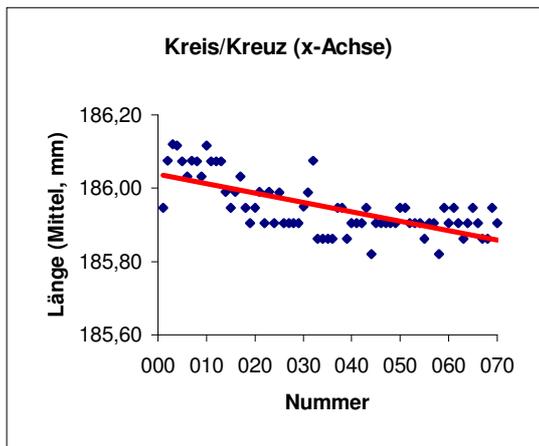
Der in Abb. 33 dargestellte Flächeninhalt nimmt mit $b = 0,12 \text{ mm}^2 / \text{Messung}$ zu. Seine Streukanalbreite beträgt $\Delta x = 11 \text{ mm}^2$. Die Standardabweichung σ des Mittelwertes beträgt $3,72 \text{ mm}^2$ (entsprechend $0,29 \%$) bei einer Fläche von 1288 mm^2 (s.a. Tab. 18).

1.3 Positionsausdrucke B der stereotaktischen Testreihe

Die Längen der x- und y-Koordinatenachsen sind bei den Positionsausdrücken B unterschiedlich. Bei der um 20 Einheiten kürzeren y-Achse beginnt die Nullpunkt-zählung im unteren Drittel, d. h. die y-Achse weist 110 Einheiten oberhalb und 50 Einheiten unterhalb des Nullpunktes auf.

Stereotaktische Testreihe in Münster

Für die Abstandsmessungen in Abb. 34 ergibt sich allesamt ein negativer Steigungsgradient. Mit $b = -0,007 \text{ mm} / \text{Messung}$ erreicht er seinen absolut größten Wert. Die Streukanalbreite Δx liegt unter $1,1 \text{ mm}$ (s. Tab. 19).



Fortsetzung nächste Seite

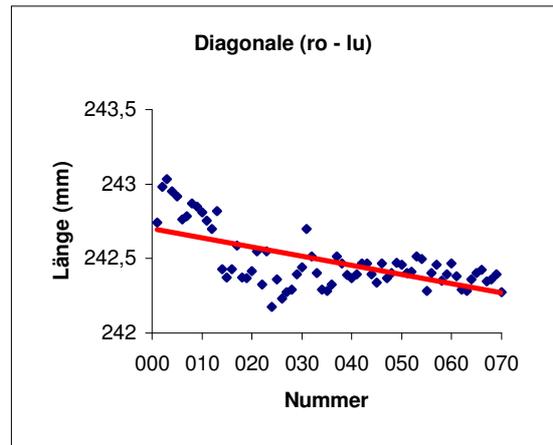
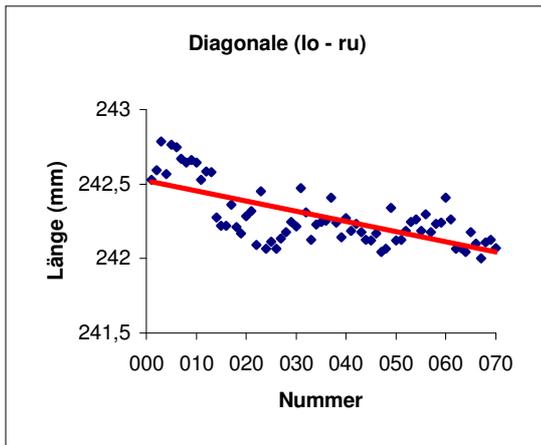
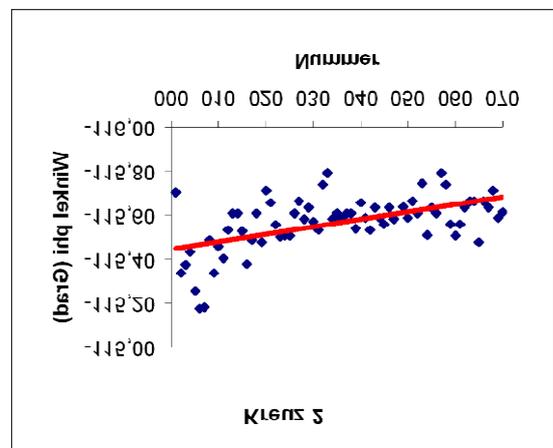
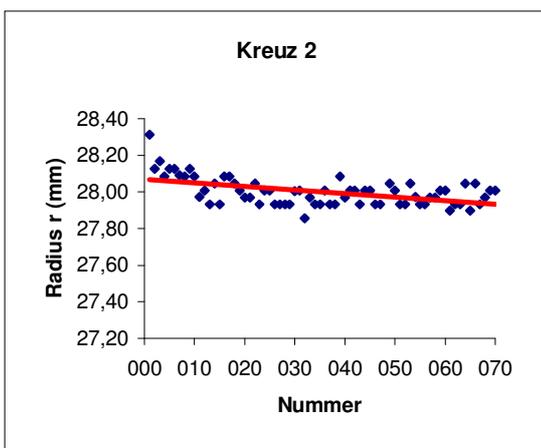
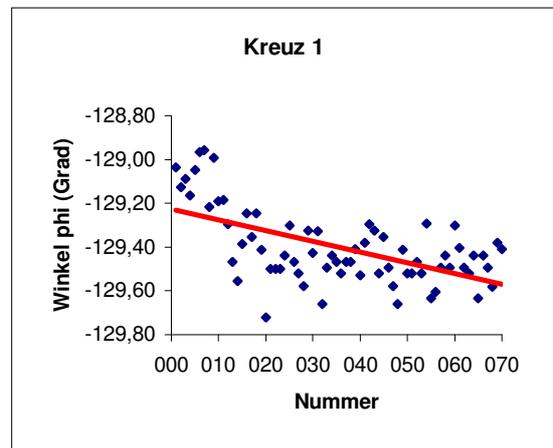
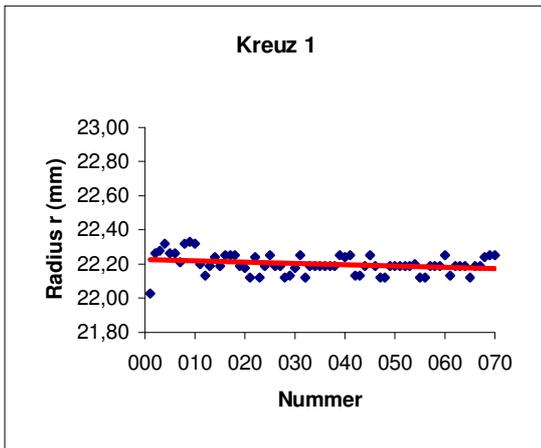


Abb. 34 Vergleichsdiagramme in Hinblick auf geometrische Stabilität der Koordinatenausdrücke in Münster (Positionsausdrücke B)



Fortsetzung nächste Seite

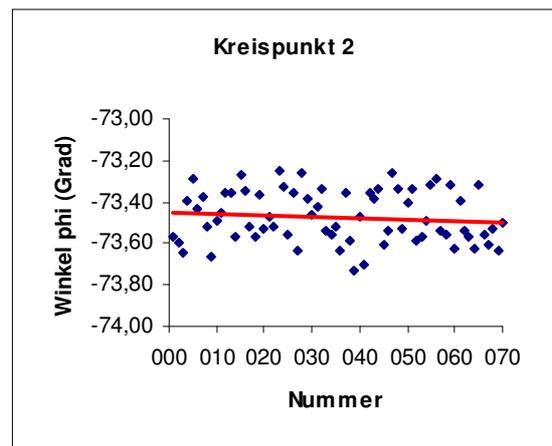
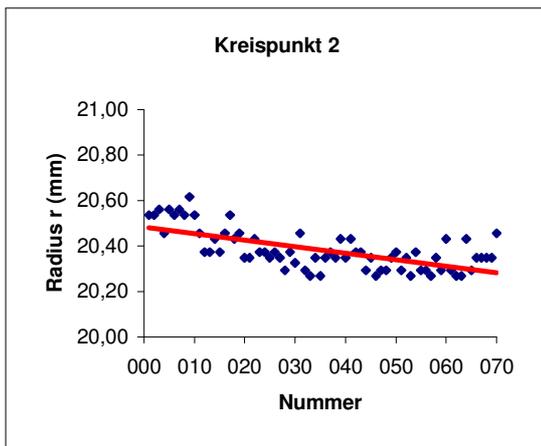
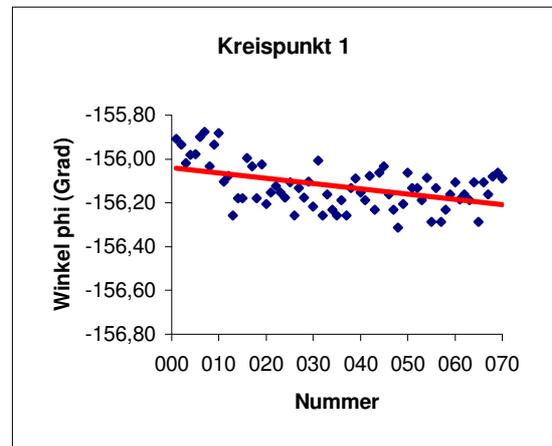
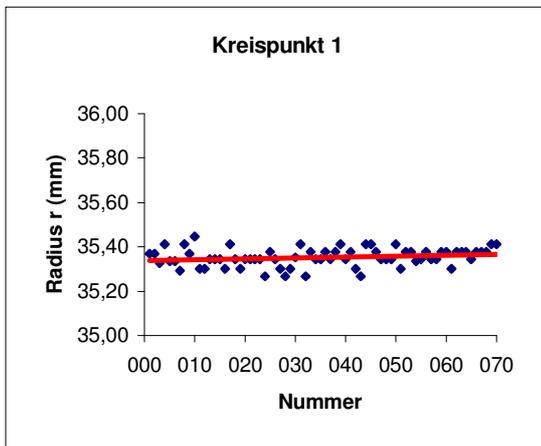
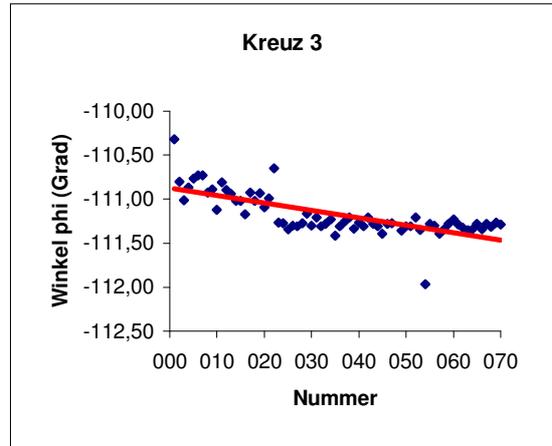
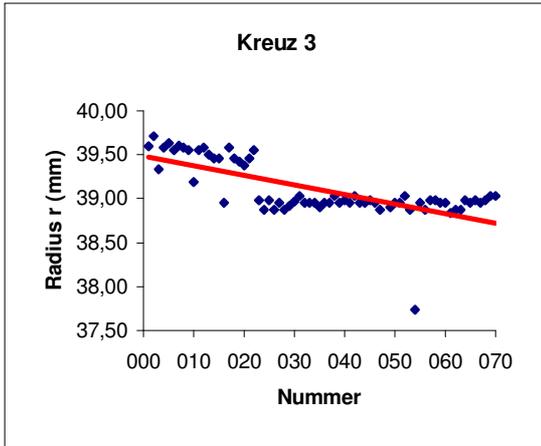


Abb. 35 Vergleichsdiagramme zur Positionskonstanz der Beamkreuze und des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Münster (Positionsausdrucke B)

Die Radien-Werte in Abb. 35 zeigen bis auf Kreispunkt 1 ($b = 0,0004 \text{ mm / Messung}$) einen negativen Steigungsgradienten. Der absolut größte Wert ist $b = -0,01 \text{ mm / Messung}$. Die Streukanalbreite liegt bei $\Delta x = 0,04 \text{ mm}$. Eine Ausnahme bildet Kreuz 3 mit $\Delta x = 1,5 \text{ mm}$.

Die Drehwinkel zeigen allesamt negatives Steigungsverhalten. Der absolute Maximalwert liegt bei $b = -0,008^\circ / \text{Messung}$. Die Streubreite der Winkelwerte liegt unter $\Delta\varphi = 1,2^\circ$ (s.a. Tab. 19).

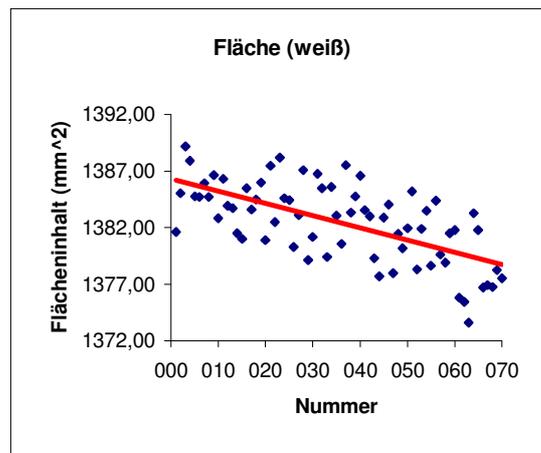
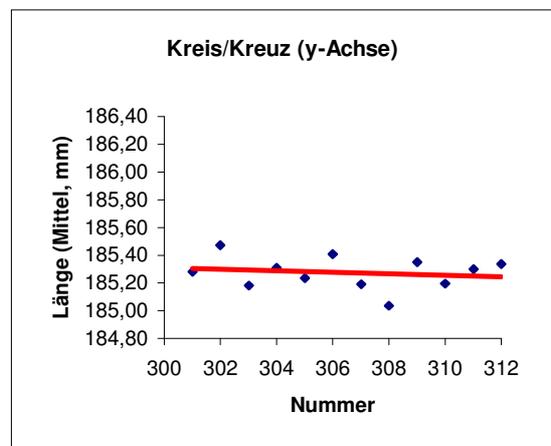
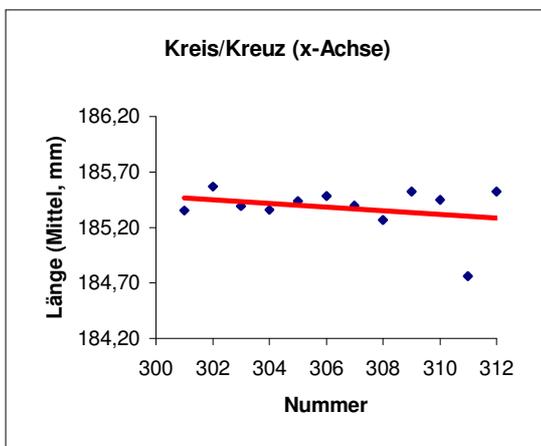


Abb. 36 Vergleichsdiagramme zur Flächenkonstanz des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Münster (Positionsausdrucke B)

Der in Abb. 36 dargestellte Flächeninhalt nimmt mit $b = -0,12 \text{ mm}^2 / \text{Messung}$ ab. Seine Streukanalbreite beträgt $\Delta x = 11 \text{ mm}^2$. Die Standardabweichung σ beträgt $3,45 \text{ mm}^2$ (entsprechend $0,25 \%$) bei einer Fläche von $1382,5 \text{ mm}^2$ (s.a. Tab. 19).

Stereotaktische Testreihe in Wien



Fortsetzung nächste Seite

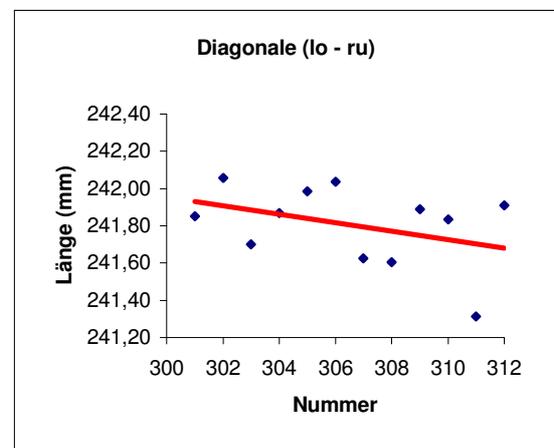
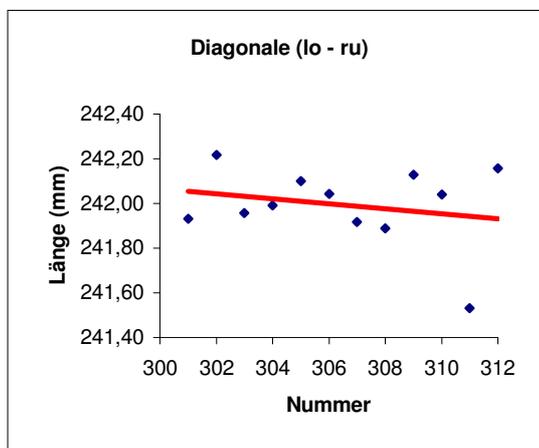
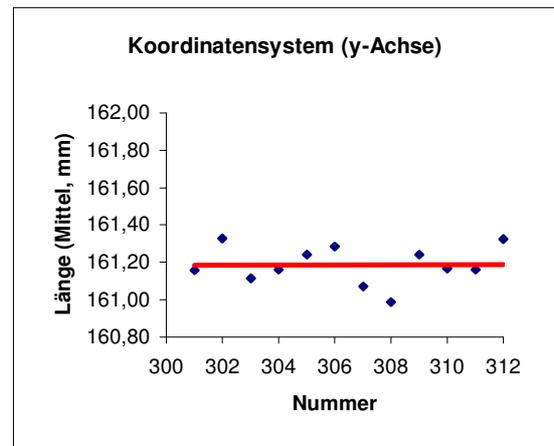
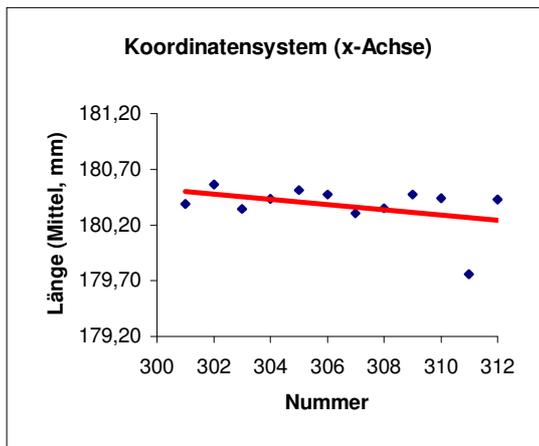
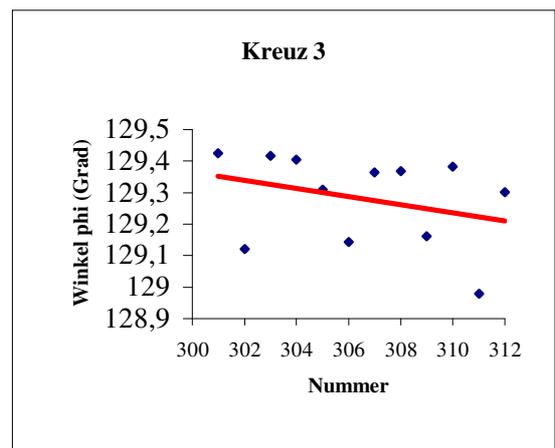
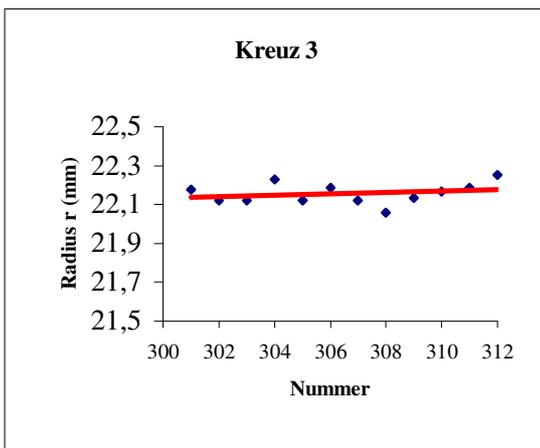
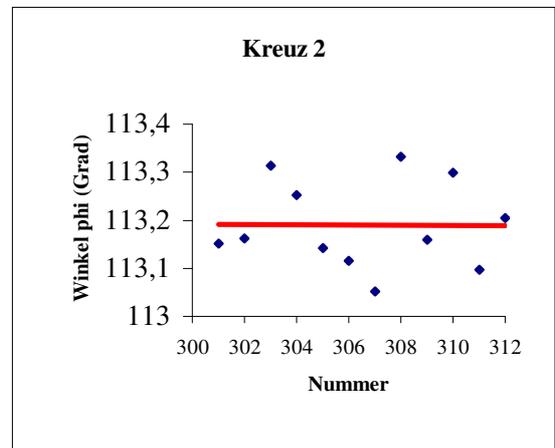
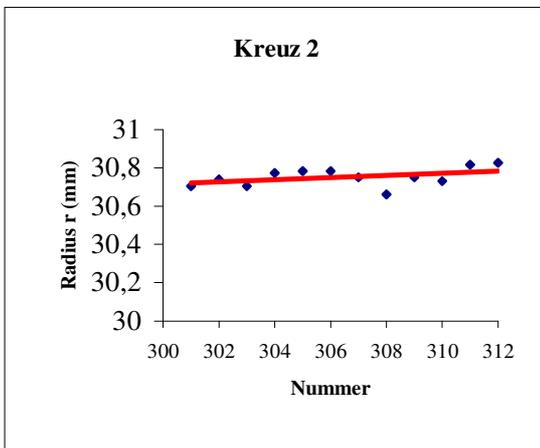
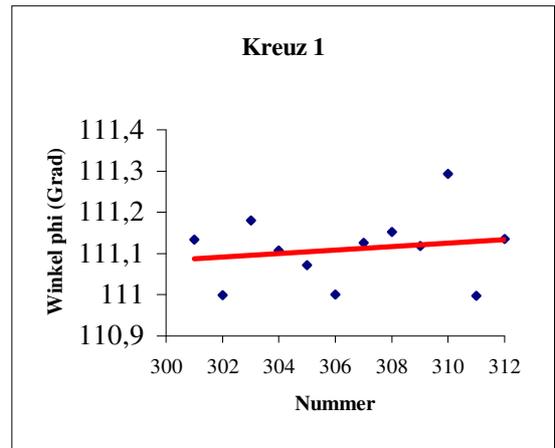
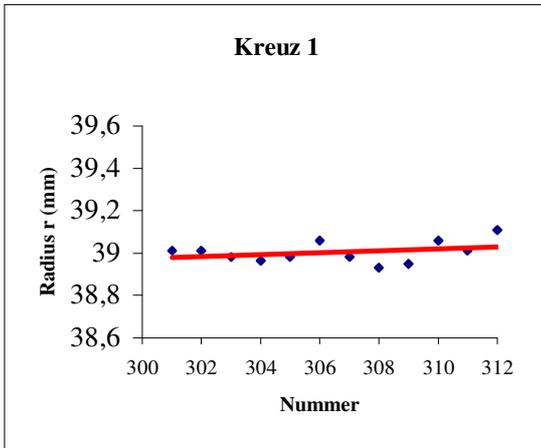


Abb. 37 Vergleichsdiagramme in Hinblick auf geometrische Stabilität der Koordinatenausdrücke in Wien (Positionsdrucke B)

Bis auf die Längenwerte der y- Achsen ($b = 0,0004 \text{ mm / Messung}$) zeigen alle anderen Abstandsmessungen in Abb. 37 ein negatives Steigungsverhalten. $b = - 0,02 \text{ mm / Messung}$ ist dabei der absolut größte Wert. Die maximale Streubreite beträgt $\Delta x = 0,8 \text{ mm}$ (s. Tab. 20).



Fortsetzung nächste Seite

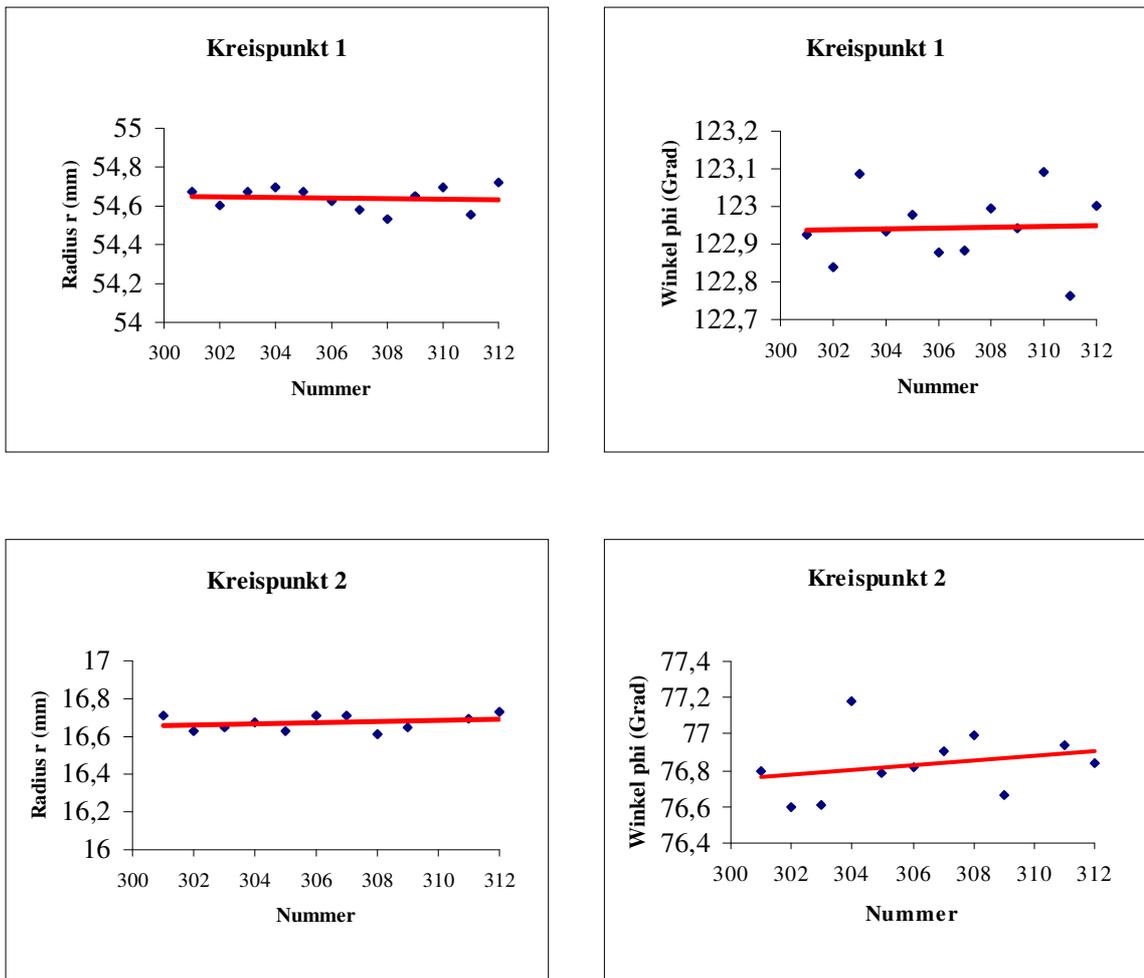


Abb. 38 Vergleichsdiagramme zur Positionskonstanz der Beamkreuze und des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Wien (Positionsausdrucke B)

Die Radien-Werte in Abb. 38 zeigen bis auf Kreispunkt 1 ($b = -0,01 \text{ mm / Messung}$) positives Steigungsverhalten, das mit $b = 0,006 \text{ mm / Messung}$ seinen größten Wert erreicht, was als nahezu konstant angesehen werden kann. Die Streukanalbreite Δx liegt bei maximal $0,2 \text{ mm}$.

Die Drehwinkel zeigen sowohl positives wie negatives Steigungsverhalten, wobei der absolut größte Wert bei $|b| = 0,01^\circ / \text{Messung}$ liegt. Die Streukanalbreite liegt unter $\Delta\varphi = 0,6^\circ$ (s.a. Tab. 20)

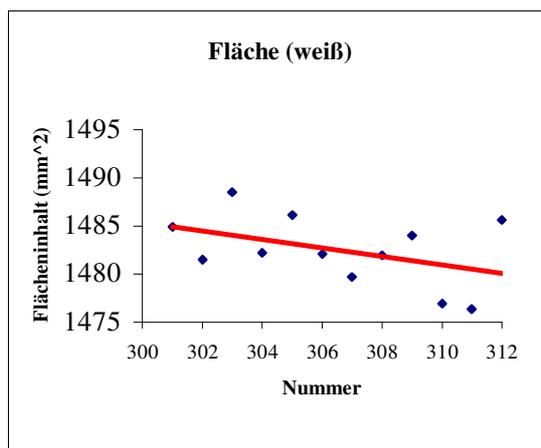


Abb. 39 Vergleichsdiagramme zur Flächenkonstanz des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Wien (Positionsausdrucke B)

Der in Abb. 40 dargestellte Flächeninhalt nimmt mit $b = -0,4 \text{ mm}^2 / \text{Messung}$ ab, was im Vergleich mit der Streukanalbreite von $\Delta x = 11 \text{ mm}^2$ als konstant angesehen werden kann. Die Standardabweichung σ beträgt $3,64 \text{ mm}^2$ (entsprechend 0,25 %) bei einer Fläche von 1482 mm^2 (s.a. Tab. 20).

2. Konformale stereotaktische Radiochirurgie-Messergebnisse

2.1 Konformale Bestrahlungsdaten

Konformale Testreihe in Münster

Conformel MS								
Isoc No.		repeat	PVT- Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)	Prescr. Dose	
1		70	Lesion	-12	2	-25	20	
T.Pa								
Isoc No.	B.Num	repeat	Coll	T.Angle	G.Angle	I.Dose	Depth Equi	M.Units
1	1	69	0	40°	90°	4,00	88,4	555,9
		1	0	40°	90°	4,31	88,4	598,9
	2	68	0	320°	270°	4,00	76,2	525,0
		1	0	320°	270°	4,00	76,2	525,9
		1	0	320°	270°	3,62	76,2	475,1
	3	69	0	270°	220°	4,00	92,8	566,9
		1	0	270°	220°	4,31	92,8	610,8
	4	69	0	90°	40°	4,00	91,0	564,1
		1	0	90°	40°	3,44	91,0	485,1
	5	69	0	90°	90°	4,00	100,4	588,8
		1	0	90°	90°	4,31	100,4	634,4

Tab. 7 Wiederholt berechnete konformale Behandlungsparameter für den Phantomkopf und ihre Konstanz innerhalb der Testreihe in Münster

Gemäß der in Kap. V.1.1 getroffenen Kodierungsfestlegung sind die mit der Ziffer 1 beginnenden Identifikationszahlen für Messwerte und Positionsausdrücke der konformalen Radiochirurgie in Münster zugeordnet.

Irradiation Plan														
Dosiometry			Beam Dose											
Specifications			30%		50%		80%		100%					
No	Av.Tiss.	Target	T.Vol	N.Tiss.	T.Vol	N.Tiss.	T.Vol	N.Tiss.	T.Vol	N.Tiss.	T.Vol	N.Tiss.	Vol.	Target
	depth	volume	Lesion	Dose	Lesion	Dose	Lesion	Dose	Lesion	Dose	Lesion	Dose	(%)	Vol.
	(mm)	(ccm)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(ccm)
101	90,2	34,31	100	414,34	100	132,26	91,65	7,85	0,12	0	100	33,92		
102		34,31	100	355,17	100	130,01	91,64	7,21	0,14	0	100	34,00		
103		34,31	100	355,33	100	130,28	91,65	7,38	0,14	0	100	33,92		
104	89,8	34,32	100	354,75	100	130,19	91,88	7,22	0,16	0	100	34,00		
105	89,8	34,31	100	355,88	100	130,47	91,87	7,28	0,14	0	100	33,94		
106	89,8	34,32	100	355,23	100	130,14	91,82	7,30	0,14	0	100	33,95		
107	89,8	34,32	100	356,31	100	130,09	90,98	7,43	0,00	0	100	33,90		
108	89,8	34,31	100	355,58	100	130,32	91,81	7,37	0,12	0	100	33,98		
109	89,8	34,32	100	354,70	100	129,95	91,70	7,31	0,17	0	100	33,93		
110	89,8	34,31	100	355,66	100	130,29	91,80	7,33	0,14	0	100	33,94		
111	89,8	34,31	100	355,13	100	129,91	91,70	7,28	0,14	0	100	33,94		
112	89,8	34,32	100	354,57	100	129,97	91,61	7,19	0,14	0	100	33,95		
113	89,8	34,31	100	356,16	100	130,08	91,62	7,31	0,14	0	100	33,90		
114	89,3	34,30	100	356,42	100	130,43	91,64	7,34	0,14	0	100	33,89		
115	89,8	34,31	100	355,58	100	130,18	91,72	7,26	0,14	0	100	33,93		
116	89,8	34,31	100	357,10	100	130,20	91,07	7,54	0,00	0	100	33,94		
117	89,8	34,32	100	354,59	100	129,90	91,64	7,27	0,16	0	100	33,98		
118	89,8	34,31	100	356,47	100	130,47	91,82	7,31	0,14	0	100	33,94		
119	89,8	34,32	100	355,56	100	130,19	91,66	7,37	0,14	0	100	33,97		
120	89,8	34,31	100	355,26	100	130,06	91,61	7,36	0,14	0	100	33,94		
121	89,8	34,32	100	354,25	100	129,81	91,63	7,21	0,16	0	100	33,94		
122	89,8	34,31	100	355,75	100	130,29	91,63	7,33	0,14	0	100	33,94		
123	89,8	34,31	100	355,93	100	130,01	91,51	7,31	0,14	0	100	33,91		
124	89,8	34,32	100	354,82	100	129,85	91,76	7,28	0,16	0	100	33,96		
125	89,8	34,31	100	355,71	100	130,37	91,71	7,30	0,14	0	100	33,96		
126	89,8	34,32	100	354,17	100	129,69	91,61	7,19	0,16	0	100	33,95		
127	89,8	34,31	100	355,95	100	130,09	91,72	7,31	0,14	0	100	33,93		
128	89,8	34,31	100	355,40	100	126,74	91,72	7,29	0,14	0	100	33,92		
129	89,8	34,31	100	354,86	100	130,15	91,84	7,31	0,14	0	100	33,94		
130	89,8	34,32	100	355,04	100	130,21	91,79	7,29	0,14	0	100	33,00		
131	89,8	34,31	100	355,63	100	130,03	91,59	7,30	0,14	0	100	33,97		
132	89,8	34,30	100	356,26	100	130,41	91,72	7,31	0,14	0	100	33,91		
133	89,8	34,32	100	355,30	100	130,20	91,68	7,36	0,14	0	100	33,94		
134	89,8	34,32	100	354,50	100	129,64	91,59	7,26	0,14	0	100	33,95		
135	89,8	34,31	100	355,54	100	129,93	91,70	7,26	0,17	0	100	33,92		
136	89,8	34,31	100	355,31	100	129,93	91,53	7,33	0,14	0	100	33,92		
137	89,8	34,31	100	355,90	100	130,00	91,75	7,29	0,14	0	100	33,92		
138	89,8	34,31	100	356,33	100	130,62	91,86	7,34	0,14	0	100	33,91		
139	89,8	34,31	100	355,93	100	130,54	91,73	7,33	0,14	0	100	33,94		
140	89,8	34,32	100	355,25	100	129,86	91,54	7,28	0,14	0	100	33,97		

Fortsetzung nächste Seite

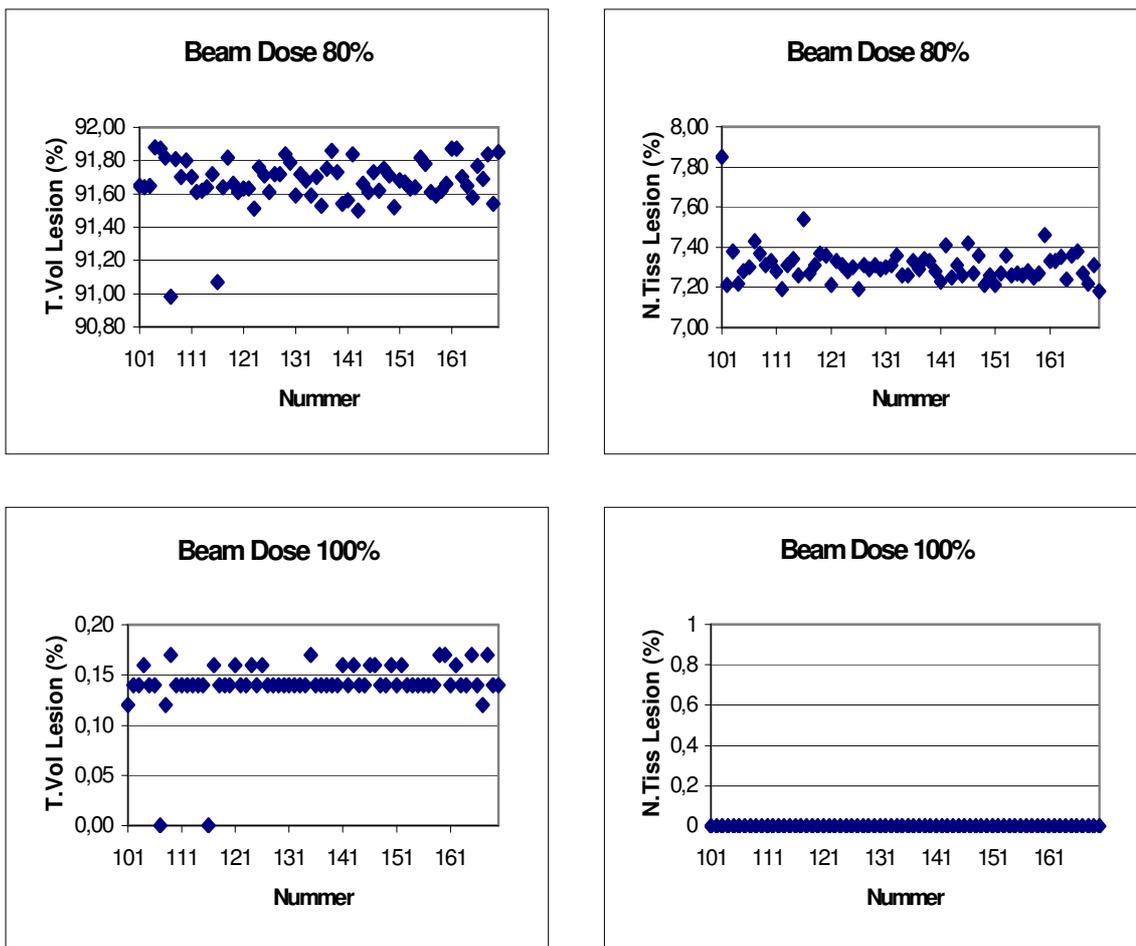


Abb. 40 Graphische Darstellung der wiederholt Isodosen für den Phantomkopf in Münster

Konformale Testreihe in Wien

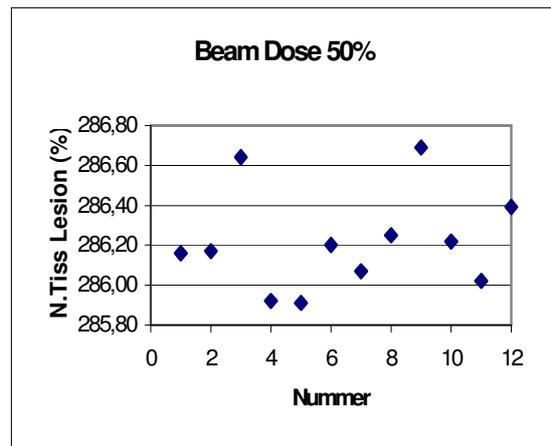
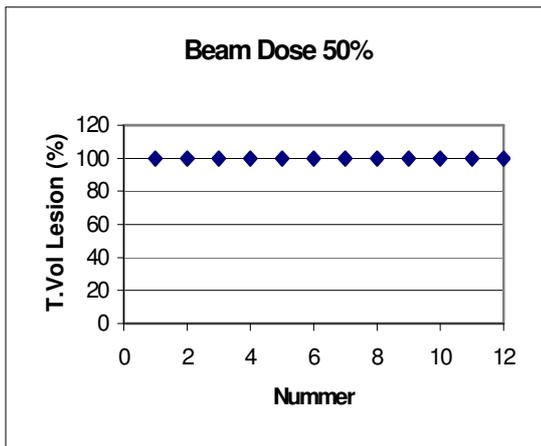
Conformel AKH Wien								
Isoc No.		repeat	PVT-Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)	Prescr. Dose	
1		12	Lesion	-12	2	25	20	
Isoc No.	B.Num	repeat	Coll	T.Angle	G.Angle	I.Dose	Depth Equi	M.Units
1	1	12	0	40°	90°	4,00	86,7	523,7
	2	12	0	320°	270°	4,00	75,5	504,6
	3	12	0	270°	220°	4,00	86,1	523,8
	4	12	0	90°	40°	4,00	90,2	535,2
	5	7	0	90°	90°	4,00	83,8	525,4
		5	0	90°	90°	4,00	83,8	525,5

Tab. 9 Wiederholt berechnete konformale Behandlungsparameter für den Phantomkopf und ihre Konstanz innerhalb der Testreihe in Wien

Gemäß der in Kap. V.1.1 getroffenen Kodierungsfestlegung sind die mit der Ziffer 4 beginnenden Identifikationszahlen für Messwerte und Positionsausdrücke der konformalen Radiochirurgie in Wien zugeordnet.

Irradiation Plan														
Dosiometry			Beam Dose											
Specifications			30%			50%			80%			100%		
No	Av. Tiss.	Target	T.Vol	N.Tiss.	T.Vol	N.Tiss.	T.Vol	N.Tiss.	T.Vol	N.Tiss.	T.Vol	N.Tiss.	Vol.	Target
	depth	volume	Lesion	Dose	Lesion	Dose	Lesion	Dose	Lesion	Dose	Lesion	Dose	(%)	Vol.
	(mm)	(ccm)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(ccm)
1	84,4	37,18	100	884,83	100	286,16	100	113,84	100	59,71	100	36,82	100	36,82
2	84,4	37,18	100	885,30	100	286,17	100	113,96	100	59,74	100	59,74	100	59,74
3	84,4	37,18	100	885,29	100	286,64	100	114,04	100	59,91	100	36,82	100	36,82
4	84,4	37,18	100	884,16	100	285,92	100	113,61	100	59,68	100	36,81	100	36,81
5	84,4	37,18	100	884,69	100	285,91	100	113,83	100	59,77	100	36,79	100	36,79
6	84,4	37,18	100	884,92	100	286,20	100	113,99	100	59,68	100	36,82	100	36,82
7	84,4	37,18	100	884,55	100	286,07	100	113,73	100	59,69	100	36,82	100	36,82
8	84,4	37,18	100	884,60	100	286,25	100	113,92	100	59,62	100	36,83	100	36,83
9	84,4	37,18	100	885,39	100	286,69	100	114,20	100	59,93	100	36,79	100	36,79
10	84,4	37,18	100	884,83	100	286,22	100	114,04	100	59,67	100	36,82	100	36,82
11	84,4	37,18	100	885,19	100	286,02	100	114,02	100	59,77	100	36,79	100	36,79
12	84,4	37,18	100	885,17	100	286,39	100	113,96	100	59,71	100	36,79	100	36,79
			T.Vol = Target Volume											
			N.Tiss.= Normal tissue											

Tab. 10 Zusammenstellung der wiederholt berechneten konformalen Bestrahlungsdaten für den Phantomkopf in Wien



Fortsetzung nächste Seite

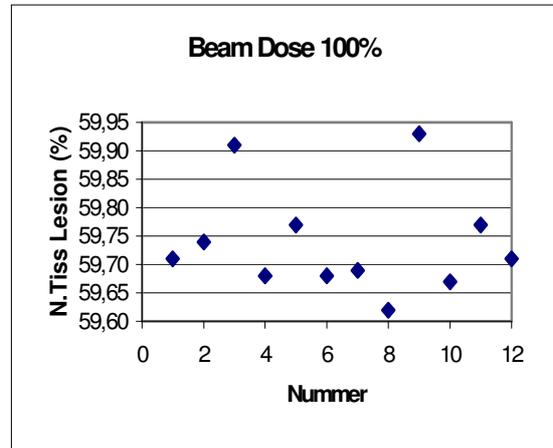
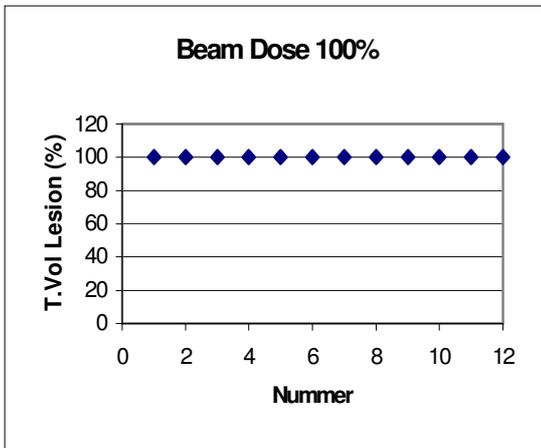
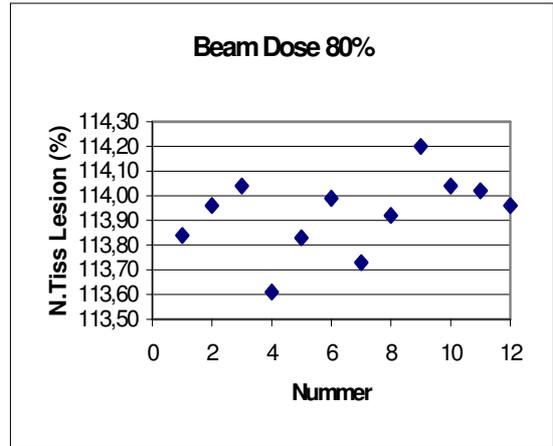
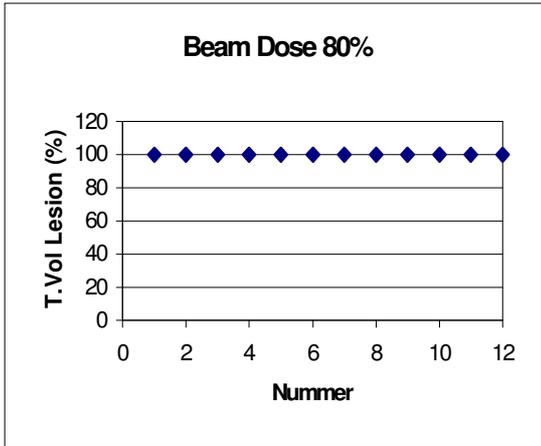
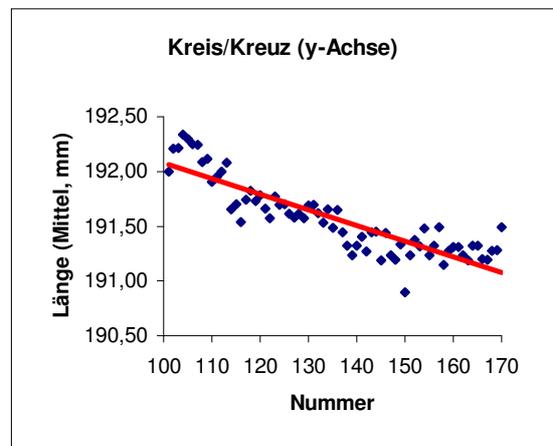
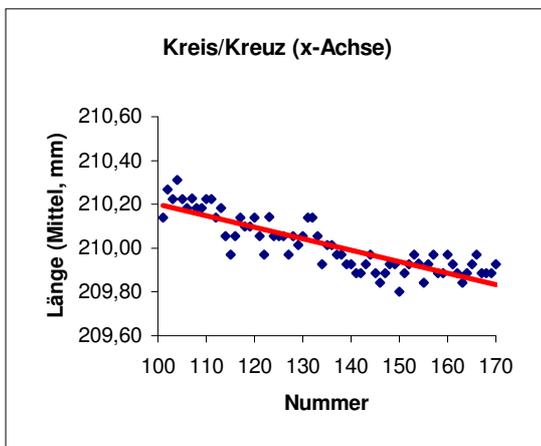


Abb. 41 Graphische Darstellung der wiederholt berechneten Isodosen für den Phantomkopf im Rahmen der konformalen Testreihe in Wien

2.2 Positionsausdrucke A der konformalen Testreihe Konformale Testreihe in Münster



Fortsetzung nächste Seite

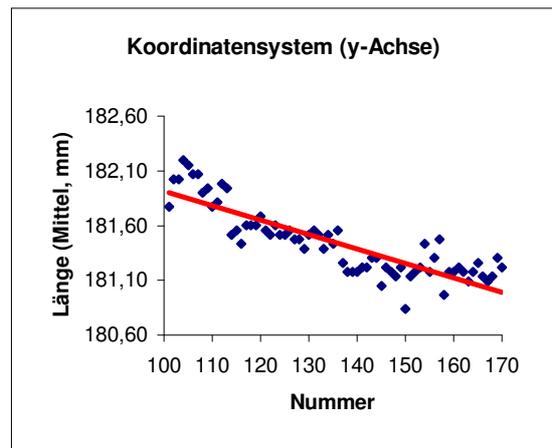
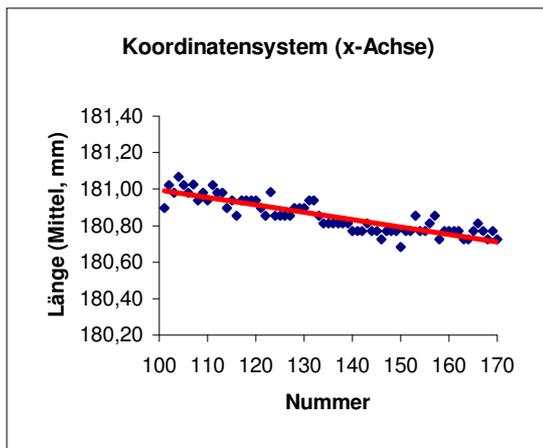
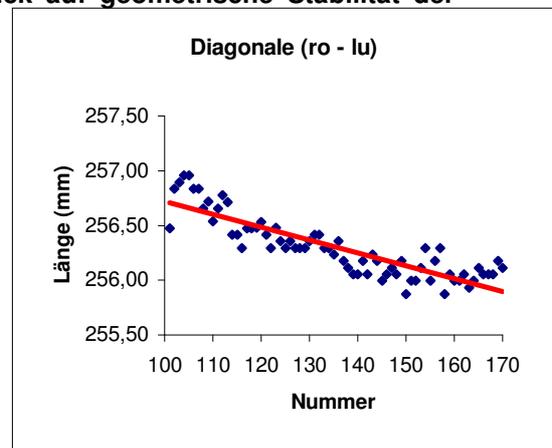
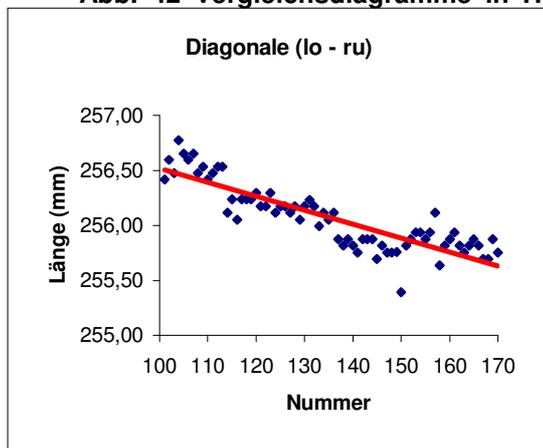
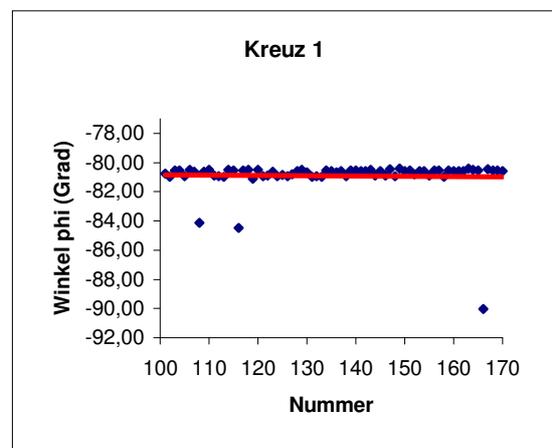
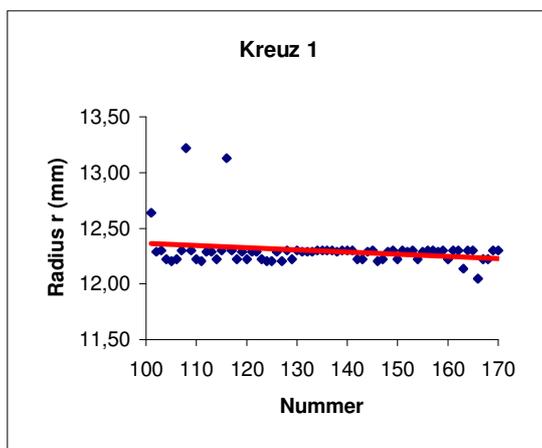


Abb. 42 Vergleichsdiagramme in Hinblick auf geometrische Stabilität der



Koordinatenausdrucke in Münster (Positionsausdrucke A)

Die Abstandsmessungen in Abb. 42 zeigen allesamt einen negativen Steigungsgradienten, der mit $b = -0,01 \text{ mm / Messung}$ seinen absolut größten Wert erreicht. Die Streukanalbreite liegt unter $\Delta x = 1,4 \text{ mm}$ (s. Tab. 23).



Fortsetzung nächste Seite

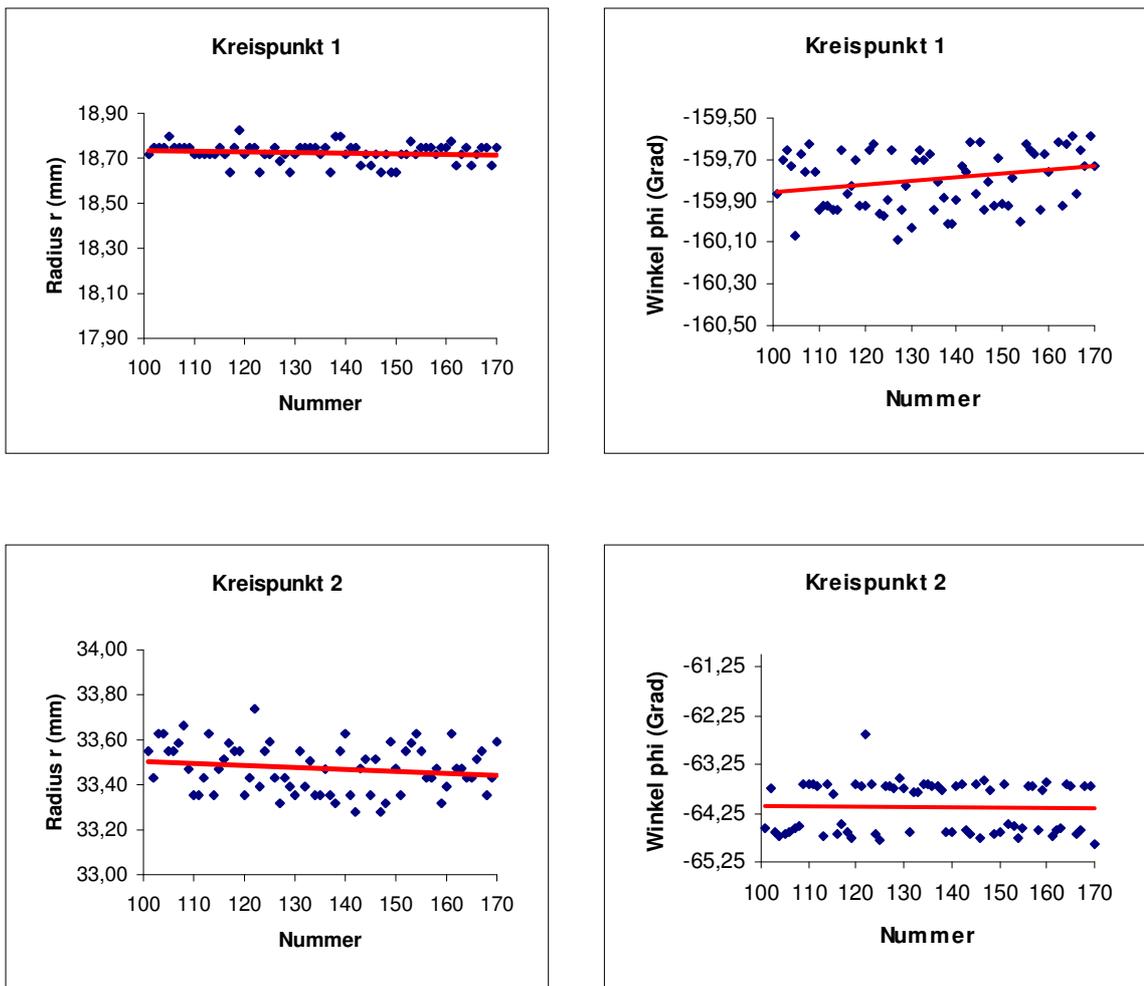


Abb. 43 Vergleichsdiagramme zur Positionskonstanz der Beamkreuze und des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Münster (Positionsausdrucke A)

Die Radien-Werte zeigen allesamt einen negativen Steigungstrend mit dem absoluten größten Wert $b = -0,002 \text{ mm / Messung}$. Die Streukanalbreite liegt bei $\Delta x = 1,1 \text{ mm}$.

Die Drehwinkel zeigen unterschiedliche Steigungstrends, liegen aber mit $|b| = 0,002^\circ / \text{Messung}$ in unterem Bereich. Die Streubreite der Winkelwerte liegt bei Kreuz 1 mit $\Delta\phi = 9,6^\circ$ sehr hoch, ansonsten unter $2,2^\circ$ (s. Tab. 23).

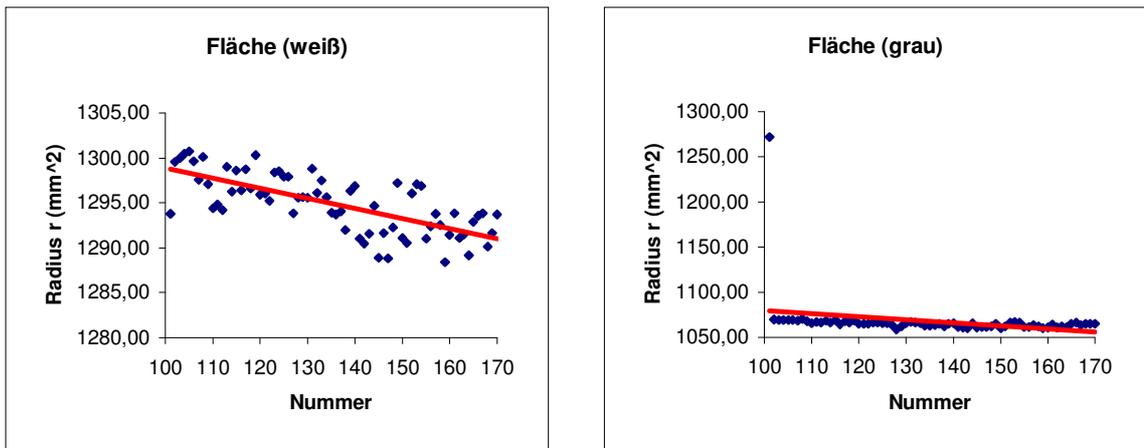
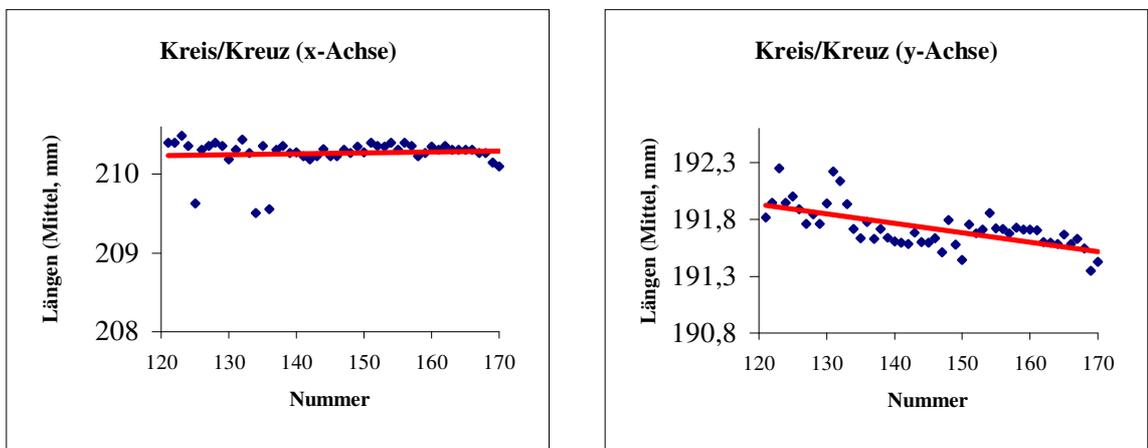


Abb. 44 Vergleichsdiagramme zur Flächenkonstanz des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Münster (Positionsausdrucke A)

Bei der konformalen Bestrahlung in Münster finden wir auf dem Positionsausdrücken neben der simulierten Karzinomprojektion auch die Projektion des Strahlenfeldes, angezeigt durch das Lichtfeld. Beide Flächenwerte haben einen negativen Steigungsgradienten, $b_K = -0,1 \text{ mm}^2 / \text{Messung}$ und $b_L = -0,3 \text{ mm}^2 / \text{Messung}$. Die Streubreite liegt bei der angenommenen Karzinomfläche (weiß) bei $\Delta x = 11 \text{ mm}^2$, bei der Lichtfeldfläche (grau) extrem hoch mit $\Delta x = 204 \text{ mm}^2$. Entsprechend fallen die Standardabweichungen aus. Bei der angenommenen Karzinomprojektionsfläche: $\sigma = 3,22 \text{ mm}^2$ (entsprechend 0,25 %) bei 1295 mm^2 und bei der Lichtfeldprojektionsfläche: $\sigma = 24,91 \text{ mm}^2$ (entsprechend 2,33 %) bei 1068 mm^2 (s. Abb. 44 und Tab. 23). Die größere Streuung bei dem grauen Flächenwerten ist primär auf einen Ausreißerwert zurückzuführen.

Positionsausdrucke AHP



Fortsetzung nächste Seite

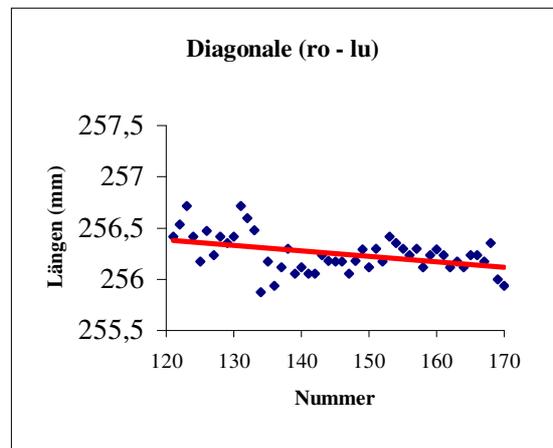
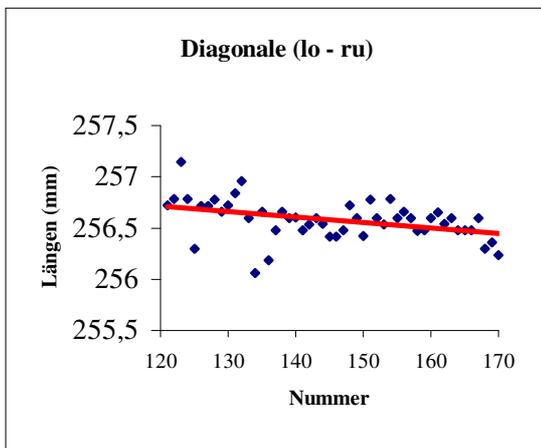
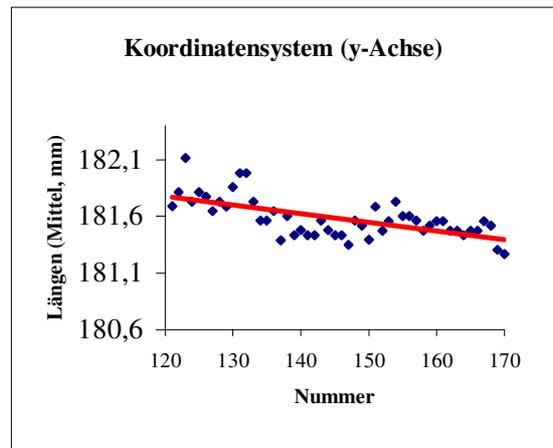
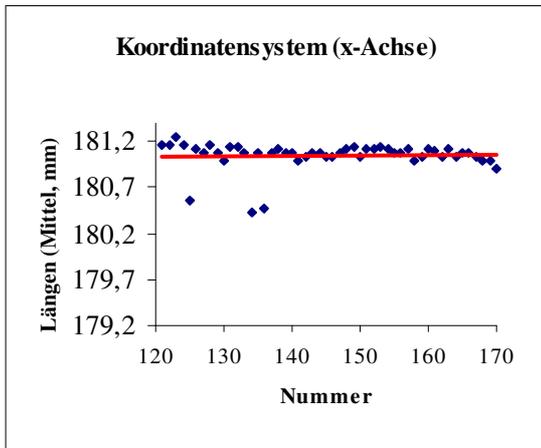


Abb. 45 Vergleichsdiagramme in Hinblick auf geometrische Stabilität der Koordinatenausdrücke in Münster (Positionsausdrücke AHP)

Die Abstandswerte zeigen einen unterschiedlichen Steigungstrend. Während er für die Abstände Kreis/ Kreuz in Richtung x-Achse und für die x-Achsen-Werte positiv ist, ist er für die restlichen Längenwerte negativ. Mit $|b| = 0,008 \text{ mm / Messung}$ ist der Gradient sehr klein. Die Streukanalbreite liegt für alle Längenwerte unter $\Delta x = 1,1 \text{ mm}$ (s. Tab. 24).

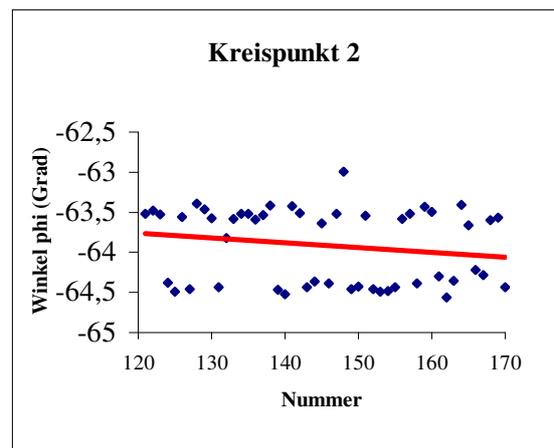
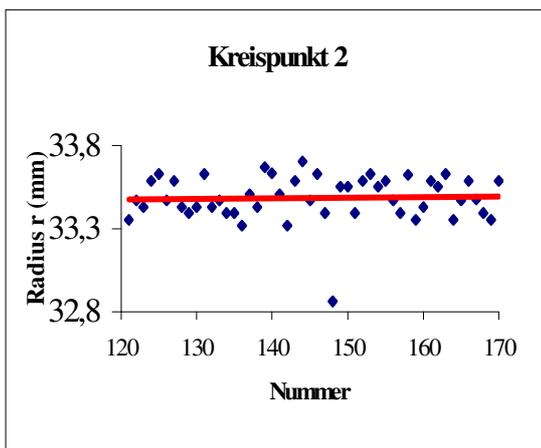
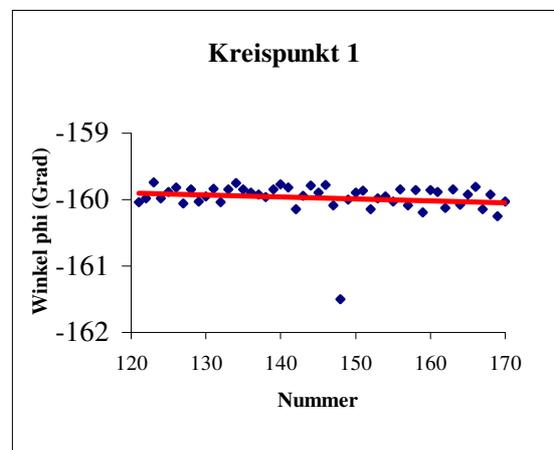
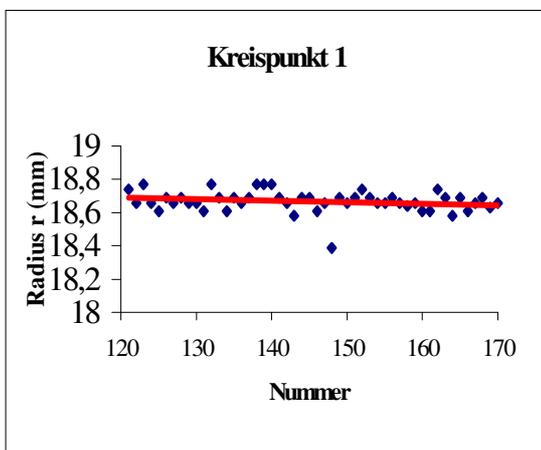
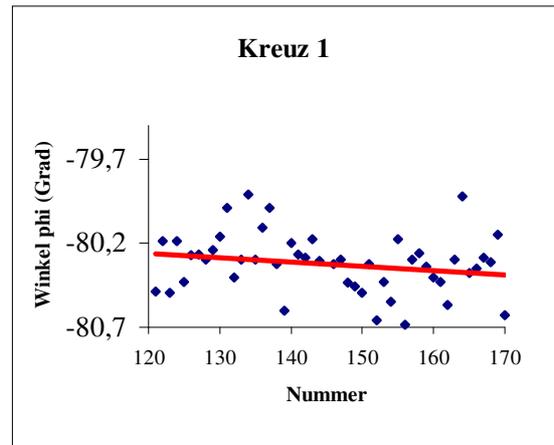
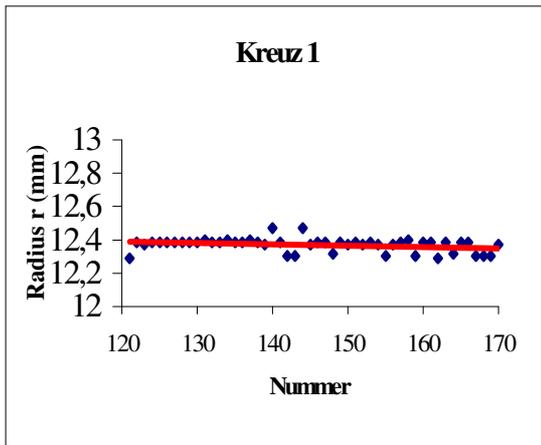


Abb. 46 Vergleichsdiagramme zur Positionskonstanz der Beamkreuze und des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Münster (Positionsausdrücke AHP)

Der Steigungstrend für die Radien-Werte ist mit $|b| \leq 0,009 \text{ mm / Messung}$ sehr klein. Die Streubreite liegt mit $\Delta x = 0,8 \text{ mm}$ im unteren Bereich.

Die Drehwinkel-Werte haben allesamt einen negativen Steigungsgradienten. Mit $b = -0,003^\circ / \text{Messung}$ tritt der absolut größte Wert bei Kreuz 1 und Kreispunkt 1 auf. Die Streubandbreite liegt bei $1,7^\circ / \text{Messung}$ (s. Tab. 24).

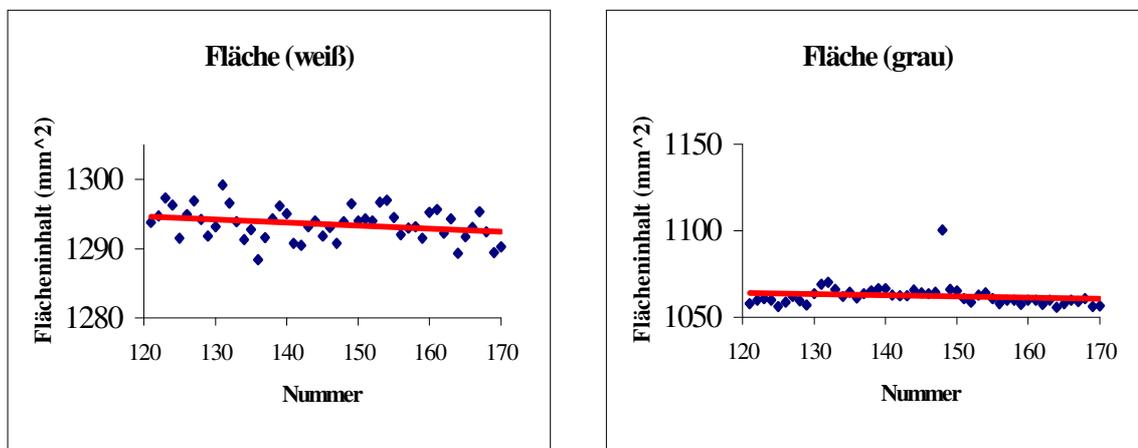
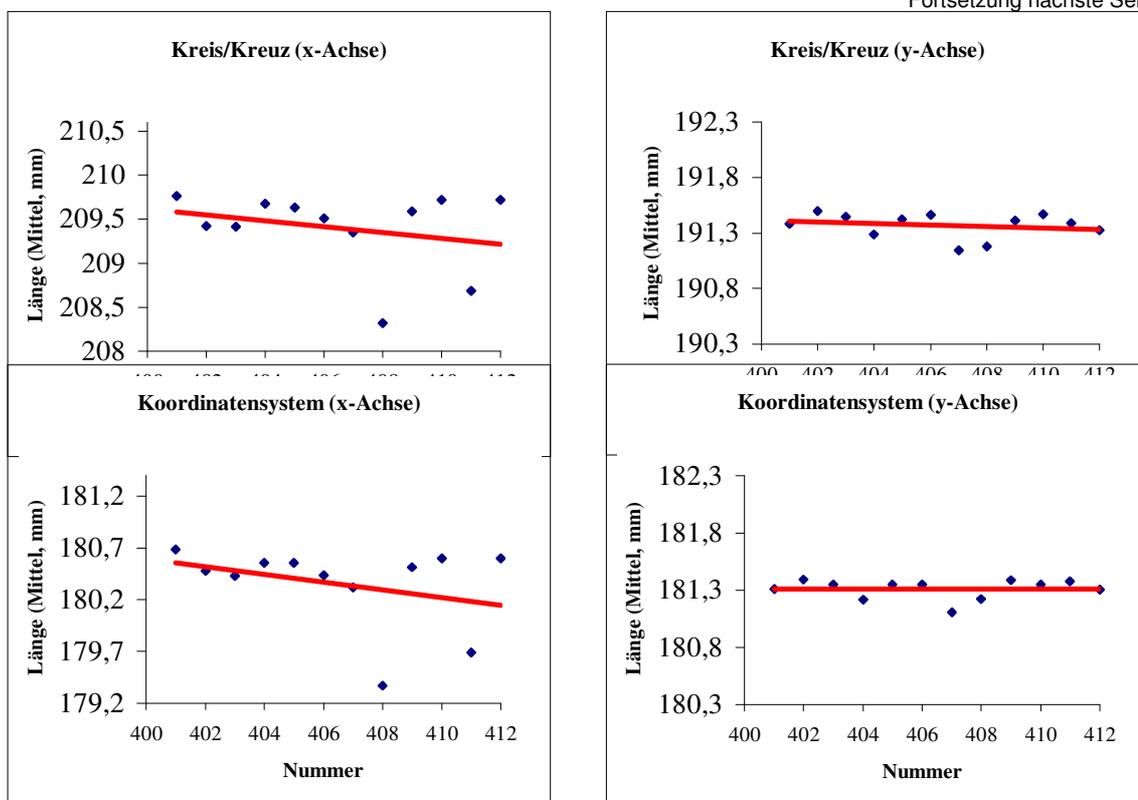


Abb. 47 Vergleichsdiagramme zur Flächenkonstanz des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Münster (Positionsausdrücke AHP)

Die Flächenwerte für das simulierte Karzinom zeigen einen negativen Steigungsgradienten ($b = -0,04 \text{ mm}^2 / \text{Messung}$). Sie streuen in einem Bereich von $\Delta x = 10,6 \text{ mm}^2$. Die Standardabweichung beträgt $\sigma = 2,32$ (entsprechend 0,18%) bei einem Flächeninhalt von 1294 mm^2 . Die Flächenwerte für das Lichtfeld zeigen ebenfalls einen negativen Steigungstrend ($b = -0,07 \text{ mm}^2 / \text{Messung}$), aber einen höheren Streukanal ($\Delta x = 46 \text{ mm}^2$). Die Standardabweichung ist $\sigma = 6,5 \text{ mm}^2$ (entsprechend 0,01%) bei einer Fläche 1062 mm^2 (s. Tab. 24).

Konformale Testreihe in Wien

Fortsetzung nächste Seite



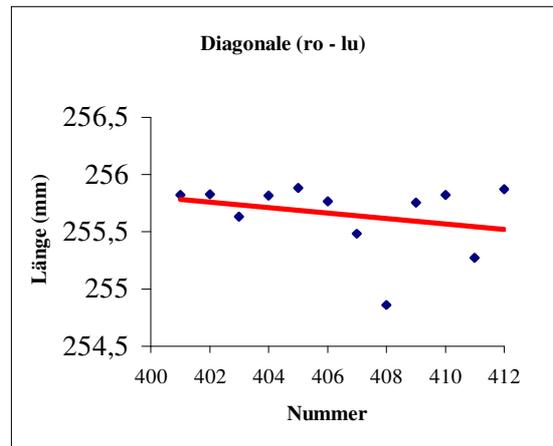
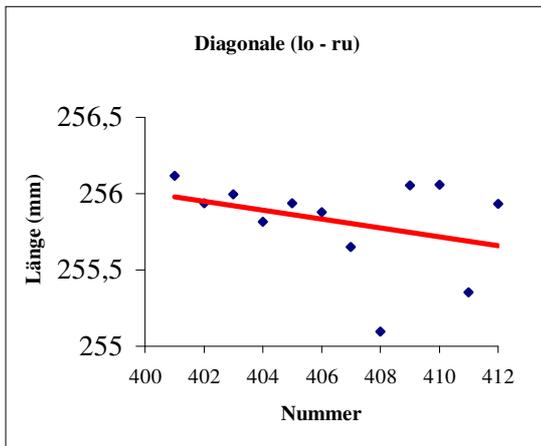
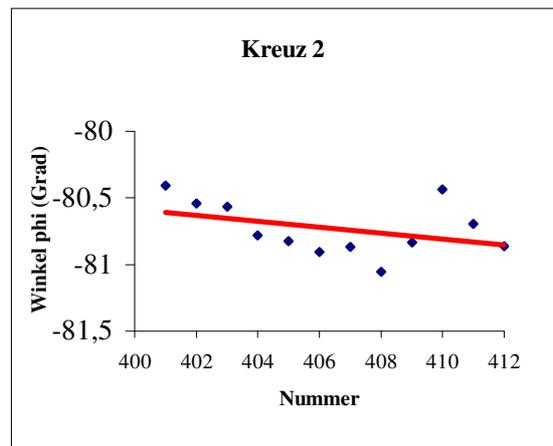
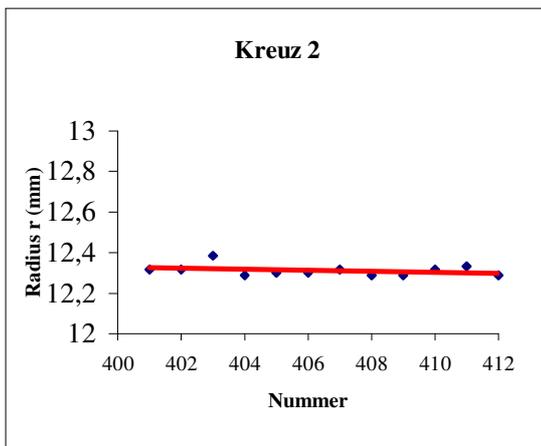
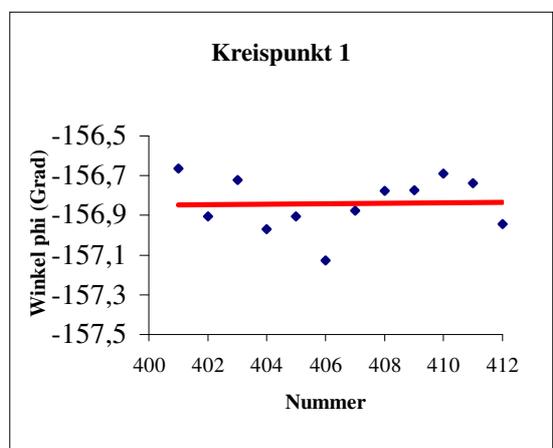


Abb. 48 Vergleichsdiagramme in Hinblick auf geometrische Stabilität der Koordinatenausdrücke in Wien (Positionsausdrücke A)

Die Abstandsmessungen in Abb. 48 zeigen hinsichtlich ihrer Steigung ähnliches Verhalten. Den absolut größten Wert finden wir bei den y- Koordinatenachsen mit $b = -0,04 \text{ mm / Messung}$. Die Streukanalbreite liegt bei $\Delta x \leq 1,4 \text{ mm}$ (s. Tab. 26).



Fortsetzung nächste Seite



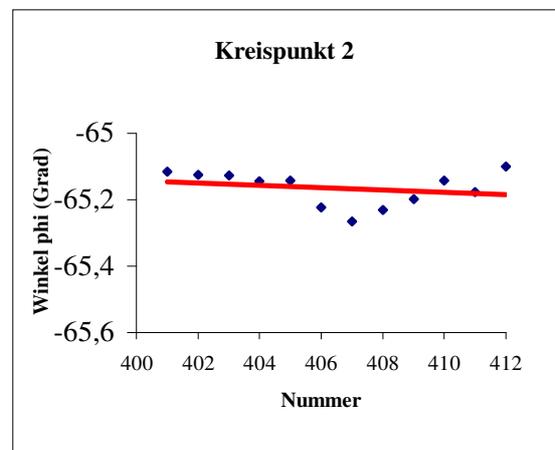
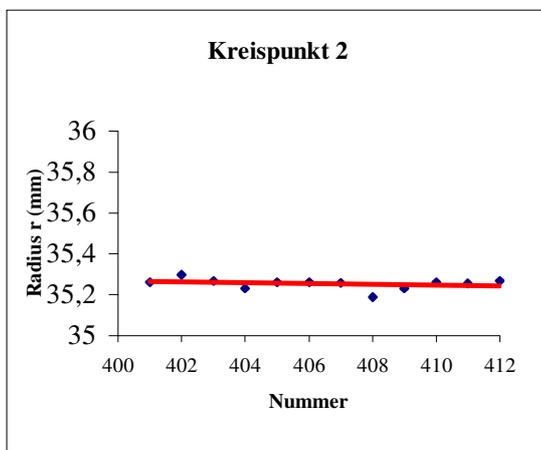
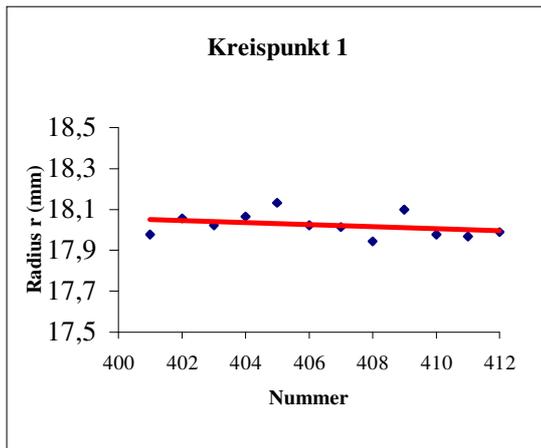


Abb. 49 Vergleichsdiagramme zur Positionskonstanz der Beamkreuze und des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Wien (Positionsausdrücke A)

Die Radien-Werte in Abb. 49 zeigen allesamt ein negatives Steigungsverhalten, das mit $b = -0,005 \text{ mm / Messung}$ den absolut größten Wert erreicht. Die Streubandbreite ist $\Delta x \leq 0,17 \text{ mm}$.

Die Drehwinkel-Werte zeigen keine einheitliche Steigungstrends, sind aber insgesamt alle sehr klein. Maximaler Steigungsgradient ist $\varphi = -0,02^\circ / \text{Messung}$. Die Streubreite beträgt $\Delta\varphi=0,7^\circ$ (s. Tab. 26).

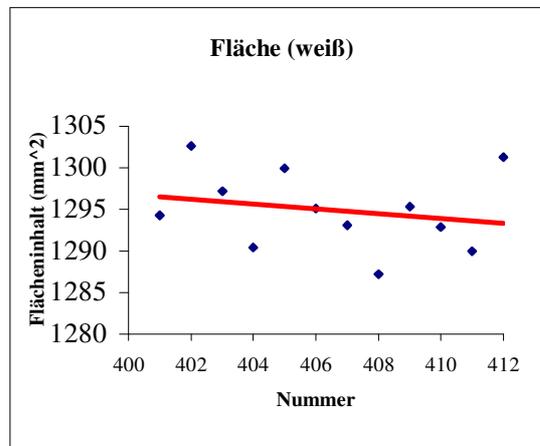


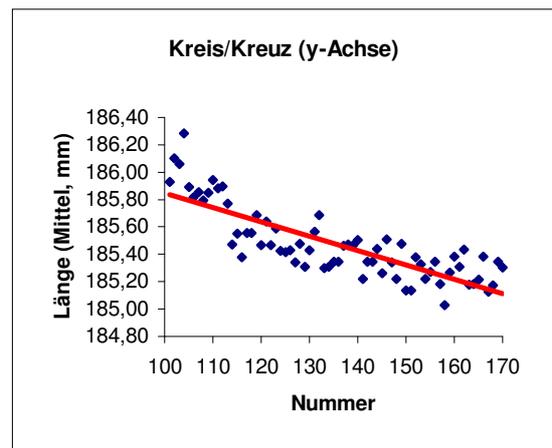
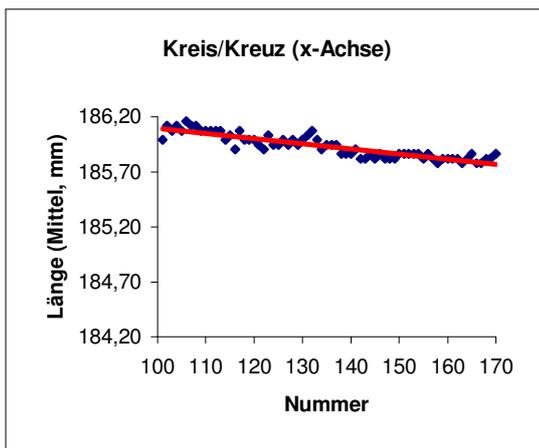
Abb. 50 Vergleichsdiagramme zur Flächenkonstanz des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Wien (Positionsausdrucke A)

Der in Abb. 50 dargestellte Flächeninhalt nimmt mit $b = -0,3 \text{ mm}^2 / \text{Messung}$ ab. Seine Streukanalbreite beträgt $\Delta x = 15 \text{ mm}^2$. Die Standardabweichung σ beträgt $4,71 \text{ mm}^2$ (entsprechend $0,36 \%$) bei einer Fläche von 1295 mm^2 (s.a. Tab. 26).

2.3 Positionsausdrucke B der konformalen Testreihe

Konformale Testreihe in Münster

Die Abstands-Werte in Abb. 51 unterliegen allesamt einem negativen Steigungstrend. Mit $b = -0,01 \text{ mm} / \text{Messung}$ erreicht der Steigungsgradient seinen absolut größten Wert. Die Streukanalbreite liegt bei $\Delta x \leq 1,3 \text{ mm}$ (s. Tab. 27).



Fortsetzung nächste Seite

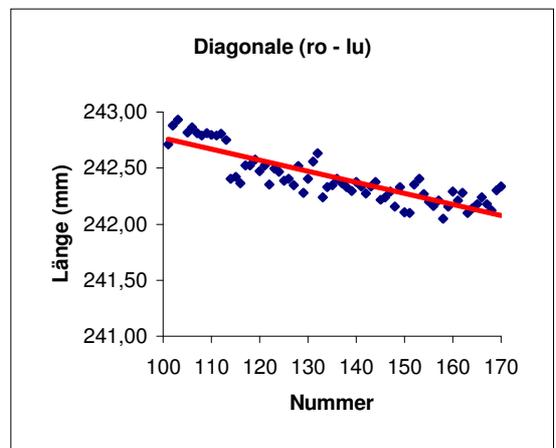
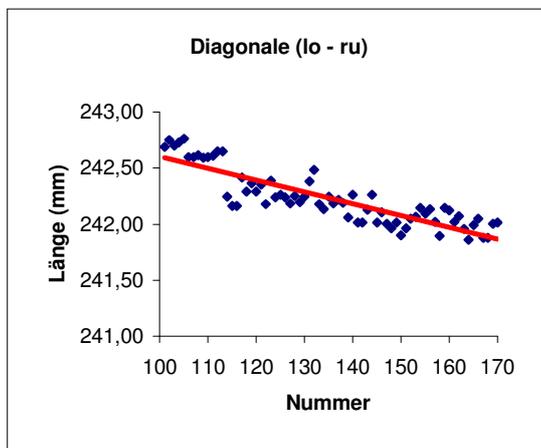
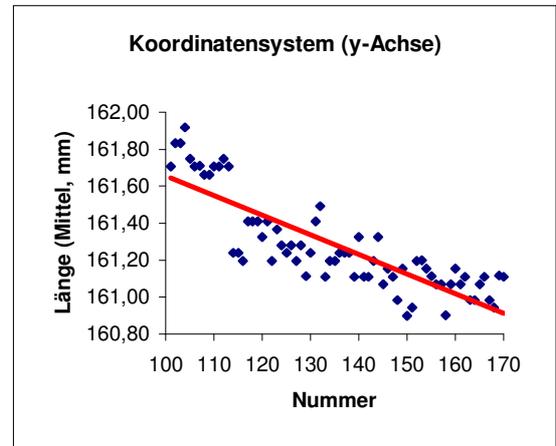
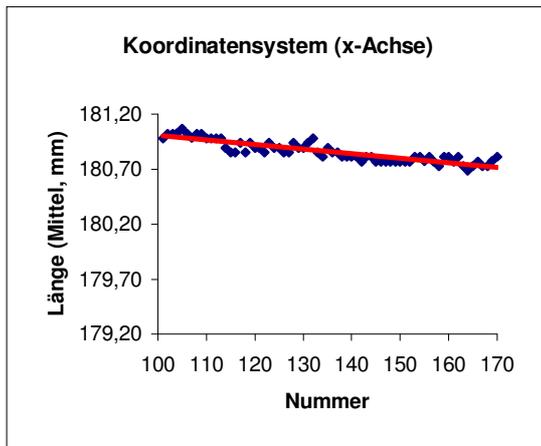
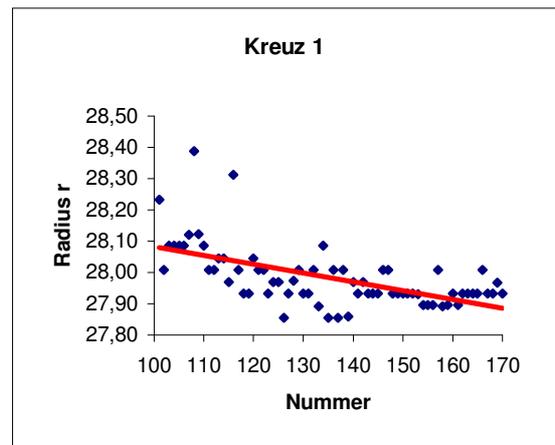
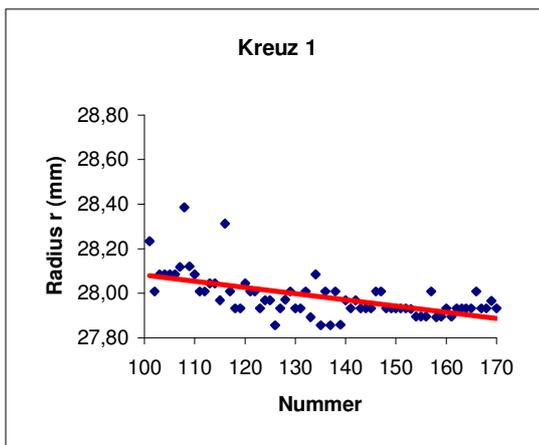


Abb. 51 Vergleichsdiagramme in Hinblick auf geometrische Stabilität der Koordinatenausdrücke in Münster (Positionsausdrücke B)



Fortsetzung nächste Seite

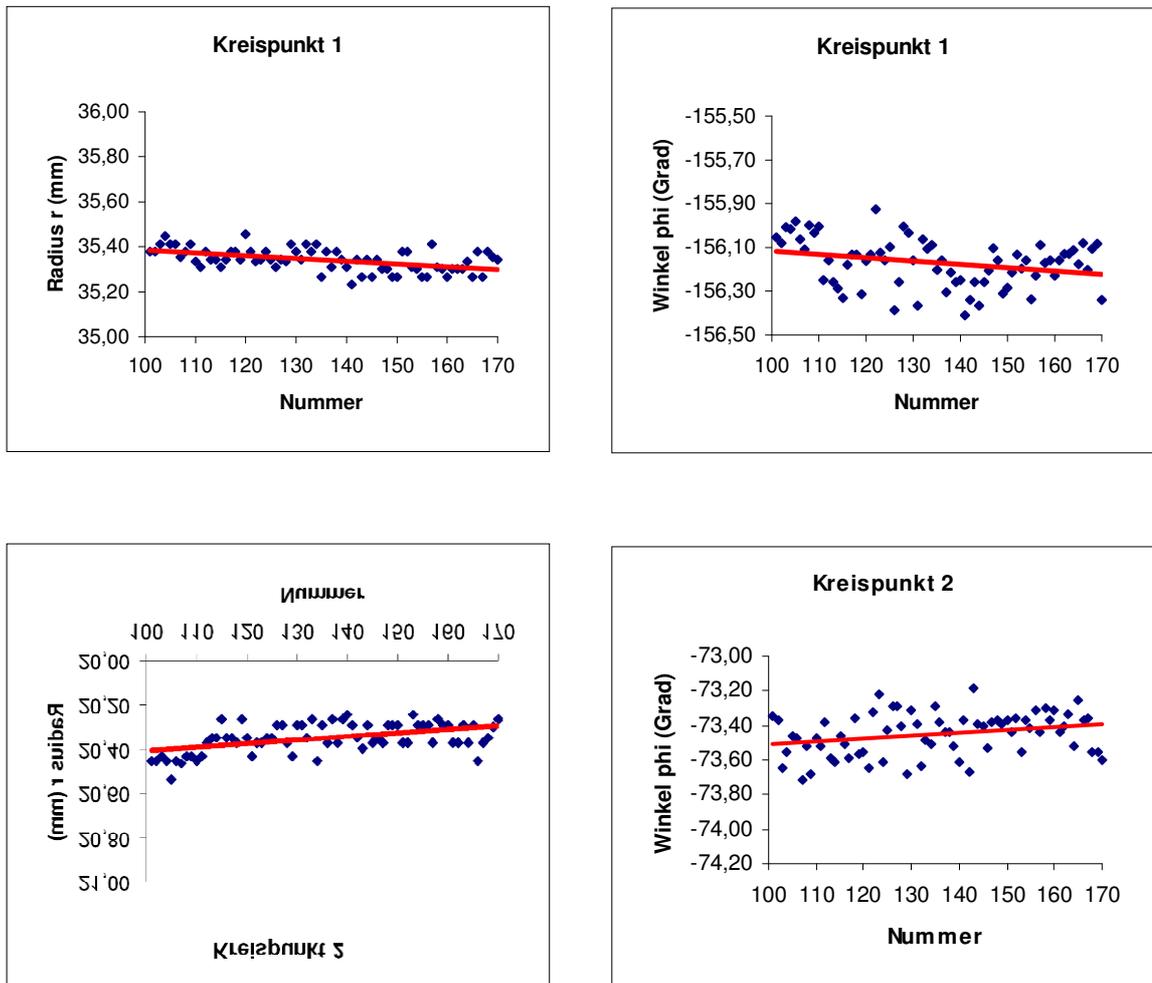


Abb. 52 Vergleichsdiagramme zur Positionskonstanz der Beamkreuze und des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Münster (Positionsausdrucke B)

Die Radien-Werte zeigen allesamt einen sehr geringen Steigungstrend ($b = -0,003 \text{ mm/ Messung}$). Die Streubreite liegt bei $\Delta x \leq 0,5 \text{ mm}$.

Die Drehwinkel-Werte zeigen ebenfalls ein sehr geringes Steigungsverhalten ($|b| = -0,006^\circ / \text{Messung}$). Die Streubreite liegt hier bei $\Delta\phi = 2,1^\circ$ (Kreuz 1), sonst $\Delta\phi \leq 0,5^\circ$ (s. Tab. 27).

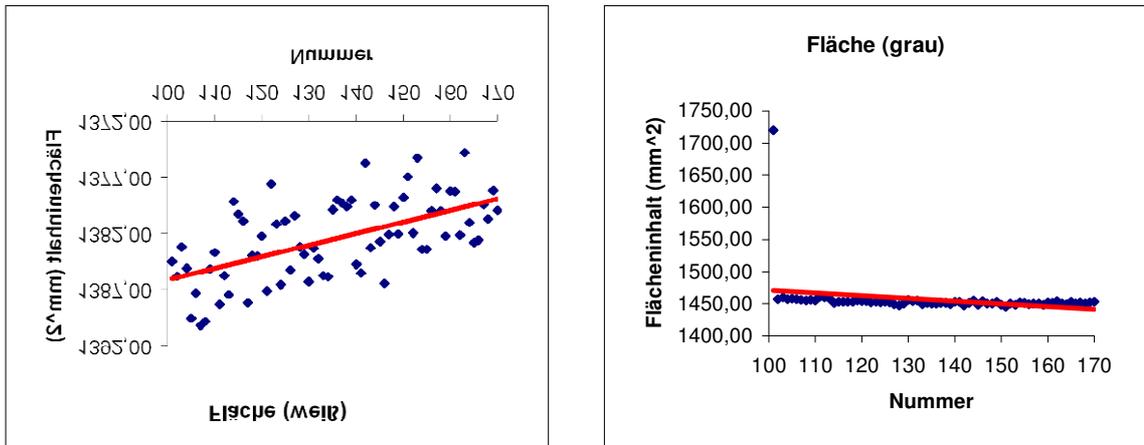
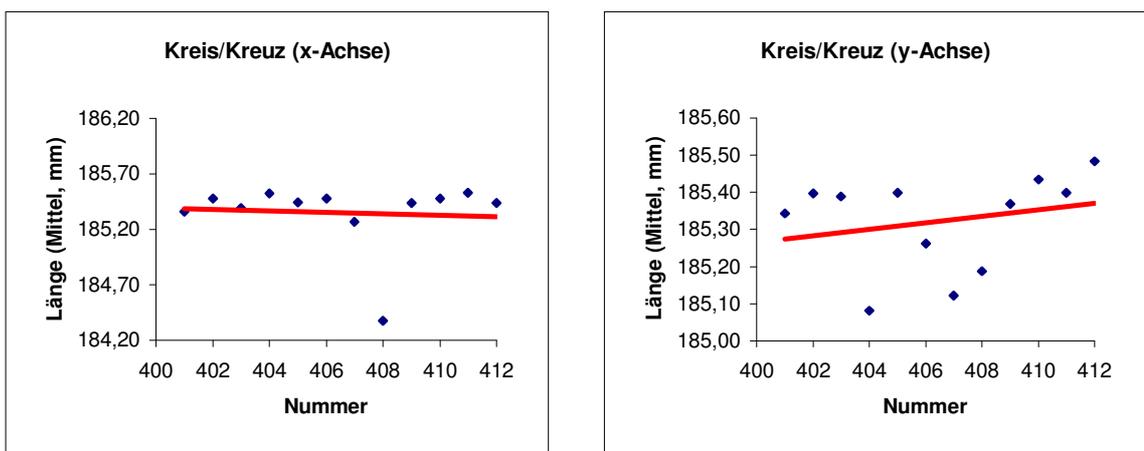


Abb. 53 Vergleichsdiagramme zur Flächenkonstanz des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Münster (Positionsausdrucke B)

Die angenommene. Karzinomprojektionsfläche zeigt einen abfallenden Steigungstrend mit $b = -0,1 \text{ mm}^2 / \text{Messung}$. Die Streubreite liegt bei 11 mm^2 . Die Standardabweichung ist $\sigma = 3,55 \text{ mm}^2$ (entsprechend 0,26%) bei 1382 mm^2 . Bei der Lichtfeldfläche treten wiederum größere Schwankungen auf. Der Steigungsgradient ist $b = -4,89 \text{ mm}^2 / \text{Messung}$. Die Standardabweichung ist $\sigma = 1455 \text{ mm}^2$ (entsprechend 99,88%) bei einer Fläche 1457 mm^2 . Die Streubreite liegt bei nur $\Delta x = 14 \text{ mm}^2$. Die starke Divergenz der grauen Fläche ist durch einen Ausreißerwert bedingt (s. Tab. 27).

Konformale Testreihe in Wien



Fortsetzung nächste Seite

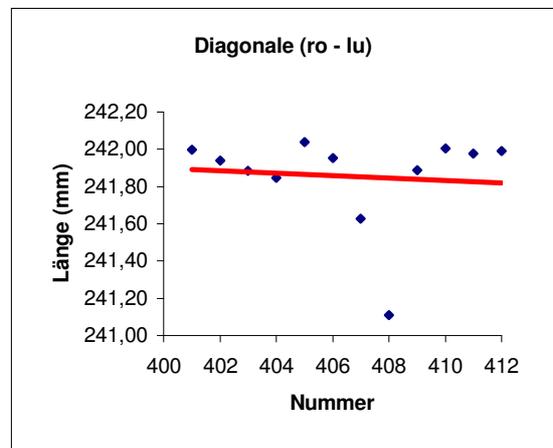
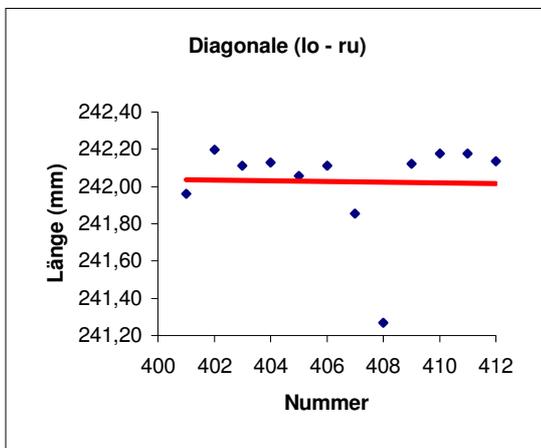
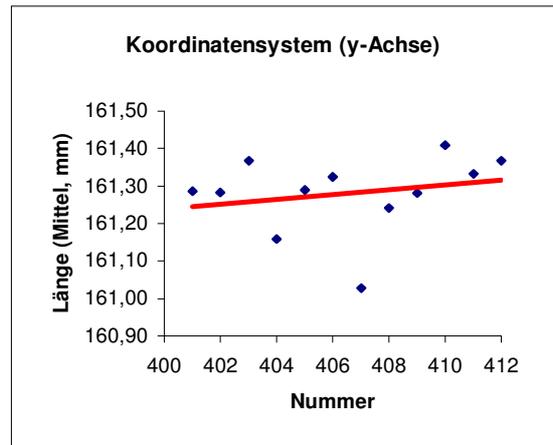
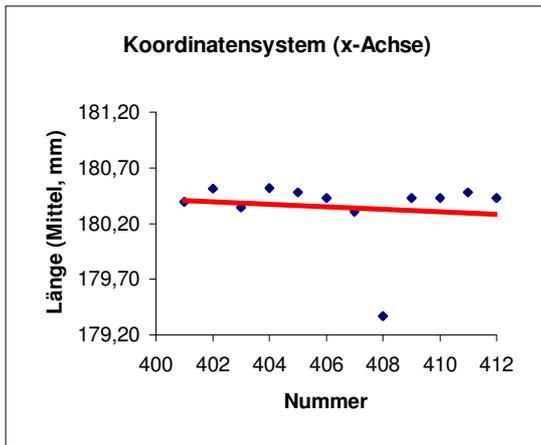


Abb. 54 Vergleichsdiagramme in Hinblick auf geometrische Stabilität der Koordinatenausdrucke in Wien (Positionsdrucke B)

Die Abstandsmessungen in Abb. 54 zeigen ein gegenläufiges Steigungsverhalten. In x-Richtung sehen wir einen negativen Steigungstrend ($b \leq -0,1 \text{ mm / Messung}$), in y-Richtung einen positiven ($b \leq 0,008 \text{ mm / Messung}$). Die Streubreite ist bei den x-Werten ($\Delta x \leq 1,1 \text{ mm}$) wesentlich stärker als bei den y-Werten ($\Delta y \leq 0,4 \text{ mm}$) (s. Tab. 28).

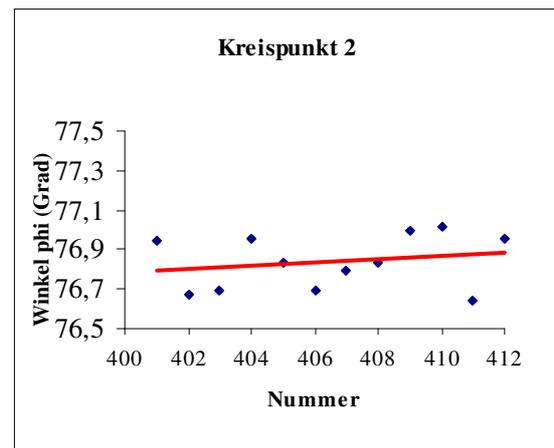
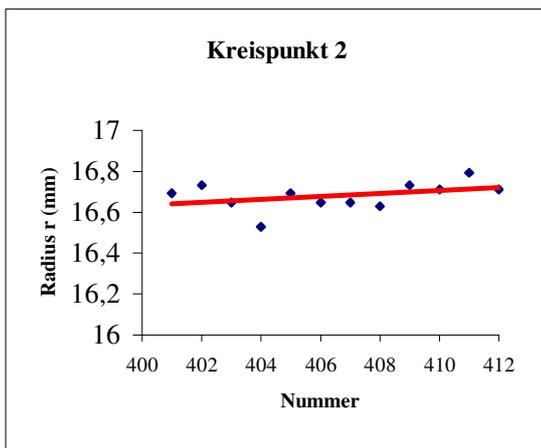
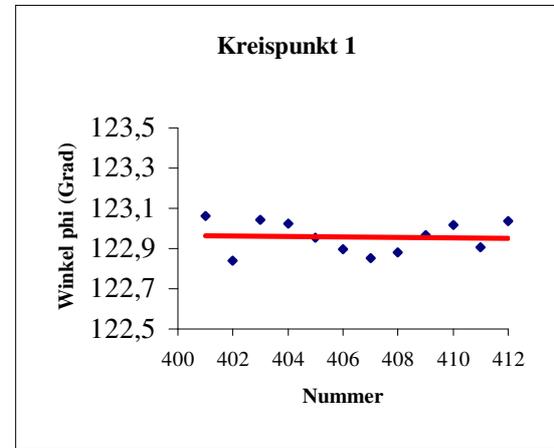
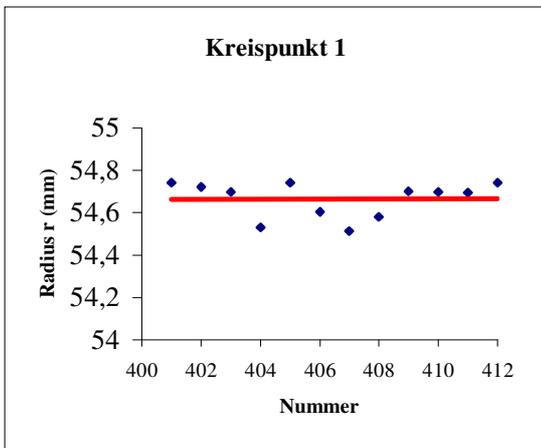
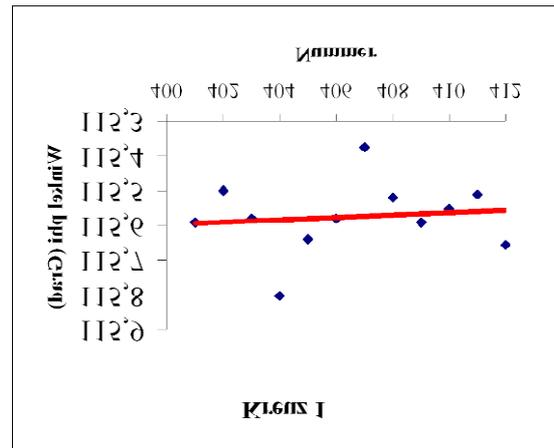
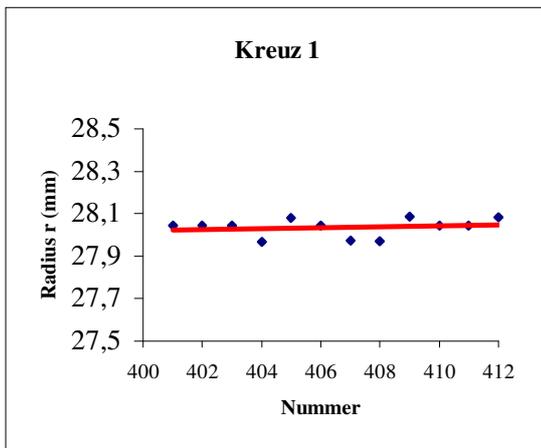
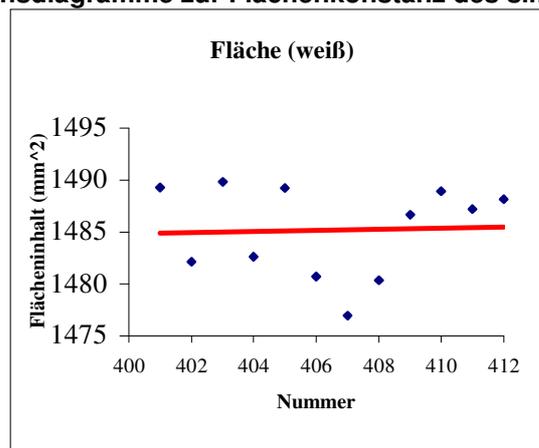


Abb. 55 Vergleichsdiagramme zur Positionskonstanz der Beamkreuze und des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Wien (Positionsausdrücke B)

Die Radien-Werte in Abb. 55 zeigen allesamt positives Steigungsverhalten. $b = 0,007 \text{ mm / Messung}$ ist der größte Steigungsgradient. Die Streubreite liegt bei $\Delta x = 0,2 \text{ mm}$.

Die Drehwinkel-Werte zeigen gegenläufiges Steigungsverhalten. Der absolut größte Steigungsgradient beträgt $b = 0,009^\circ / \text{Messung}$. Die Streukanalbreite liegt bei $\Delta\varphi = 0,4^\circ$ (s. Tab. 28).

Abb. 56 Vergleichsdiagramme zur Flächenkonstanz des simulierten Karzinoms auf



den Positionsausdrucken in Wien (Positionsausdrucke B)

Der in Abb. 56 dargestellte Flächeninhalt nimmt mit dem Steigungsgradienten $b = 0,05 \text{ mm}^2 / \text{Messung}$ zu. Seine Streukanalbreite beträgt $\Delta x = 13 \text{ mm}^2$. Die Standardabweichung σ beträgt $4,37 \text{ mm}^2$ (entsprechend 0,29%) bei einer Fläche von 1485 mm^2 (s. Tab. 28).

3. Optimierte stereotaktische Radiochirurgie-Messergebnisse

3.1 Optimierte stereotaktische Bestrahlungsdaten

Unter optimierter stereotaktischer Bestrahlung wird in dieser Arbeit die stereotaktische Bestrahlung mit dem zusätzlichen BrainSCAN-Modul SMART verstanden, welches zur Optimierung der rechnergestützten Bestrahlungsplanung dient.

Optimierte stereotaktische Testreihe im Münster

Gemäß der in Kap. V.1.1 getroffenen Kodierungsfestlegung sind die mit der Ziffer 2 beginnenden Identifikationszahlen für Messwerte und Positionsausdrucke der konformalen Radiochirurgie in Münster zugeordnet.

Radio Optim MS									
Position des Isozentrums									
Isoc No.	repeat	PVT-Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)	Dose/Deg	Prescr. Dose	Calc. Dose	
1	2	Lesion	-14	2	-17	4,87	19,99	20,00	
	1	Lesion	-14	2	-17	4,95	19,96	20,00	
	2	Lesion	-14	2	-17	4,95	19,96	19,95	
	2	Lesion	-14	2	-17	4,86	19,99	19,99	
	1	Lesion	-14	2	-17	4,90	19,97	19,97	
	1	Lesion	-14	2	-17	4,81	19,98	19,98	
	1	Lesion	-14	2	-17	4,91	19,97	20,00	
2	10	Lesion	-12	2	-25	3,86	20,00	20,00	
3	2	Lesion	-14	2	-36	6,63	19,96	19,97	
	1	Lesion	-14	2	-36	6,68	19,97	19,96	
	1	Lesion	-14	2	-36	6,69	20,00	20,00	
	2	Lesion	-14	2	-36	6,53	19,98	19,98	
	1	Lesion	-14	2	-36	7,06	19,97	19,99	
	1	Lesion	-14	2	-36	6,89	20,00	20,02	
	1	Lesion	-14	2	-36	6,60	19,96	19,94	
	1	Lesion	-14	2	-36	6,78	19,98	19,99	

Tab. 11 Wiederholt berechnete optimierte stereotaktische Behandlungsparameter für den Phantomkopf und ihre Konstanz innerhalb der Testreihe in Münster

Isoc No.	A.Num	repeat	Coll	T.Angle	G.Start	G.Stop	I.Dose	Depth Equi	Aver. TMR	MU/ (deg)	M.Units
1	1	1	30	10°	65°	155°	3,27	74,0	0,799	4,71	424,3
		1	30	10°	65°	150°	3,14	74,0	0,799	4,79	407,4
		2	30	10°	65°	155°	3,14	73,6	0,800	4,78	406,7
		1	30	10°	65°	135°	3,09	73,5	0,801	4,71	400,0
		1	30	10°	65°	140°	3,11	73,4	0,801	4,73	402,6
		1	30	10°	65°	135°	3,09	73,5	0,801	4,71	400,0
		1	30	10°	65°	140°	3,06	73,4	0,801	4,66	395,9
		1	30	10°	65°	150°	3,11	74,0	0,799	4,75	403,5
		1	30	10°	65°	150°	3,09	74,0	0,799	4,72	400,9
		2	30	50°	45°	160°	4,18	97,0	0,716	5,26	406,9
		3	30	50°	45°	160°	4,25	97,0	0,716	5,35	615,0
	2	2	30	50°	35°	150°	4,18	97,6	0,714	5,28	606,7
		2	30	50°	45°	160°	4,22	97,0	0,716	5,31	610,7
		1	30	50°	40°	160°	4,32	97,0	0,716	5,21	625,1
	3	1	30	90°	20°	160°	5,09	98,0	0,713	5,29	740,0
		3	30	90°	20°	160°	5,18	98,0	0,713	5,38	753,2
		2	30	90°	20°	160°	5,09	98,0	0,713	5,29	740,1
		2	30	90°	20°	160°	5,13	98,0	0,713	5,33	745,9
		1	30	90°	20°	160°	5,09	98,0	0,713	5,29	740,1
		1	30	90°	20°	160°	5,04	98,0	0,713	5,23	732,8
	4	1	30	310°	225°	340°	4,18	91,0	0,737	5,11	587,6
		3	30	310°	225°	340°	4,25	91,0	0,737	5,20	597,5
		2	30	310°	210°	335°	4,54	91,2	0,736	5,11	638,9
		2	30	310°	220°	340°	4,40	91,0	0,737	5,15	618,6
		1	30	310°	220°	340°	4,32	91,0	0,737	5,06	607,3
		1	30	310°	220°	340°	4,36	91,0	0,737	5,11	612,9
	5	2	30	350°	245°	335°	3,27	69,3	0,816	4,62	415,5
		1	30	350°	245°	330°	3,14	69,3	0,816	4,69	399,0
		2	30	350°	250°	335°	3,14	69,8	0,814	4,71	399,9
		2	30	350°	230°	315°	3,09	65,9	0,828	4,55	386,6
		1	30	350°	235°	320°	3,11	67,3	0,823	4,61	391,6
		1	30	350°	235°	325°	3,24	67,3	0,823	4,53	408,0
		1	30	350°	245°	330°	3,11	69,3	0,816	4,65	395,1
2	1	10	20	10°	20°	160°	4,00	74,9	0,778	3,95	553,5
	2	10	20	50°	20°	160°	4,00	94,8	0,706	4,35	609,6
	3	10	20	90°	20°	160°	4,00	97,8	0,697	4,41	617,6
	4	4	20	310°	200°	340°	4,00	87,9	0,731	4,21	589,3
		6	10	310°	200°	340°	4,00	87,9	0,731	4,21	589,3
	5	10	20	350°	200°	340°	4,00	69,7	0,796	3,86	540,7
3	1	2	20	10°	80°	125°	2,16	66,5	0,809	6,39	287,5
		1	20	10°	80°	125°	2,19	66,5	0,809	6,48	291,5
		1	20	10°	80°	125°	2,19	66,4	0,809	6,48	291,5
		2	20	10°	75°	120°	2,14	68,2	0,803	6,38	287,0
		1	20	10°	80°	120°	2,05	66,5	0,809	6,82	272,8
		1	20	10°	85°	130°	2,25	66,4	0,809	6,66	299,5
		1	20	10°	70°	115°	2,22	68,8	0,801	6,63	298,5
		1	20	10°	55°	100°	2,16	72,7	0,786	6,57	295,8

Fortsetzung nächste Seite

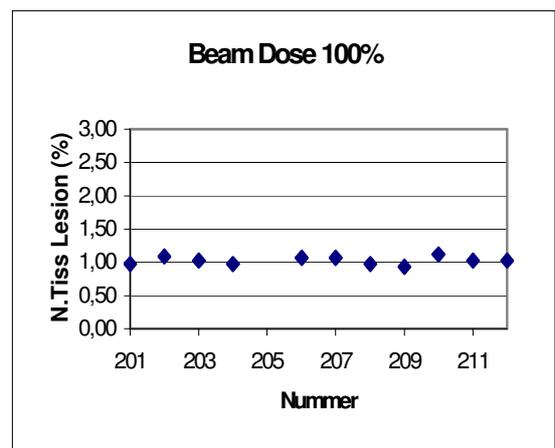
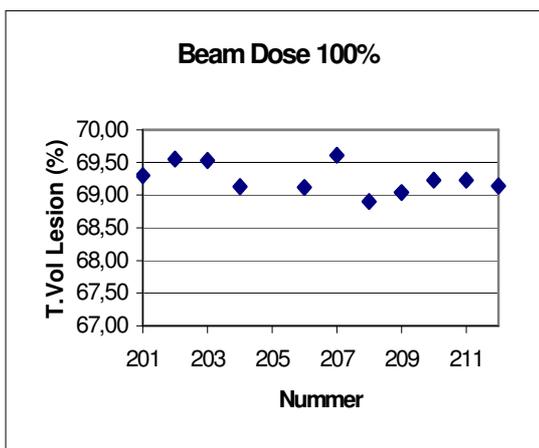
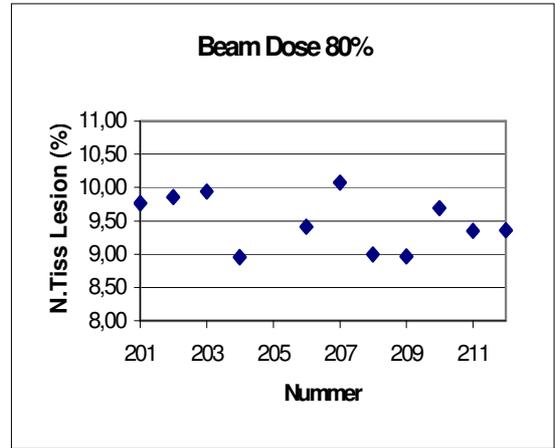
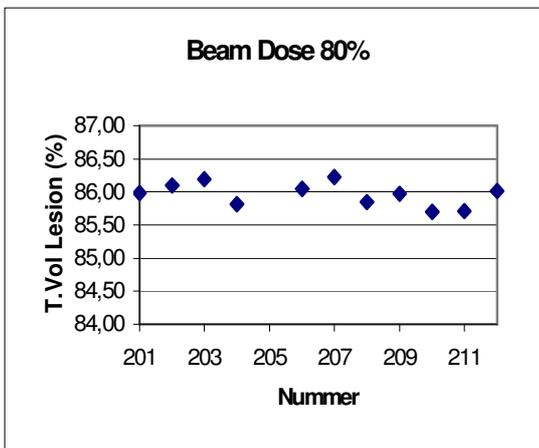
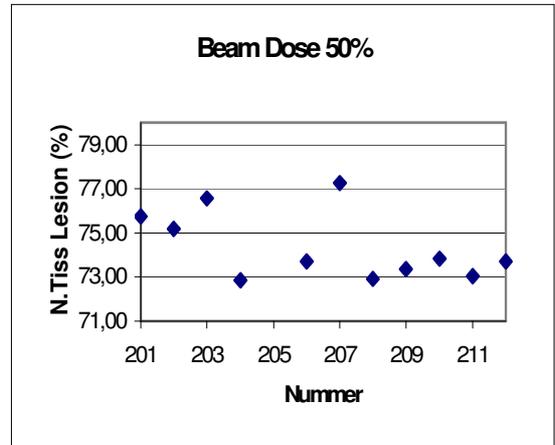
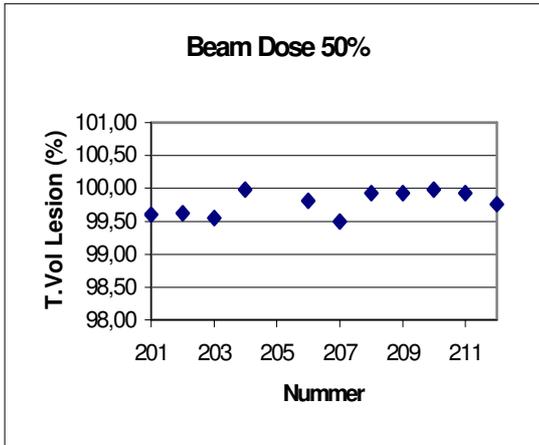


Abb. 57 Graphische Darstellung der wiederholt berechneten Isodosen für den Phantomkopf im Rahmen der optimierten stereotaktischen Testreihe in Münster

3.2 Positionsausdrucke A der optimierten stereotaktischen Testreihe

Optimierte stereotaktische Testreihe in Münster

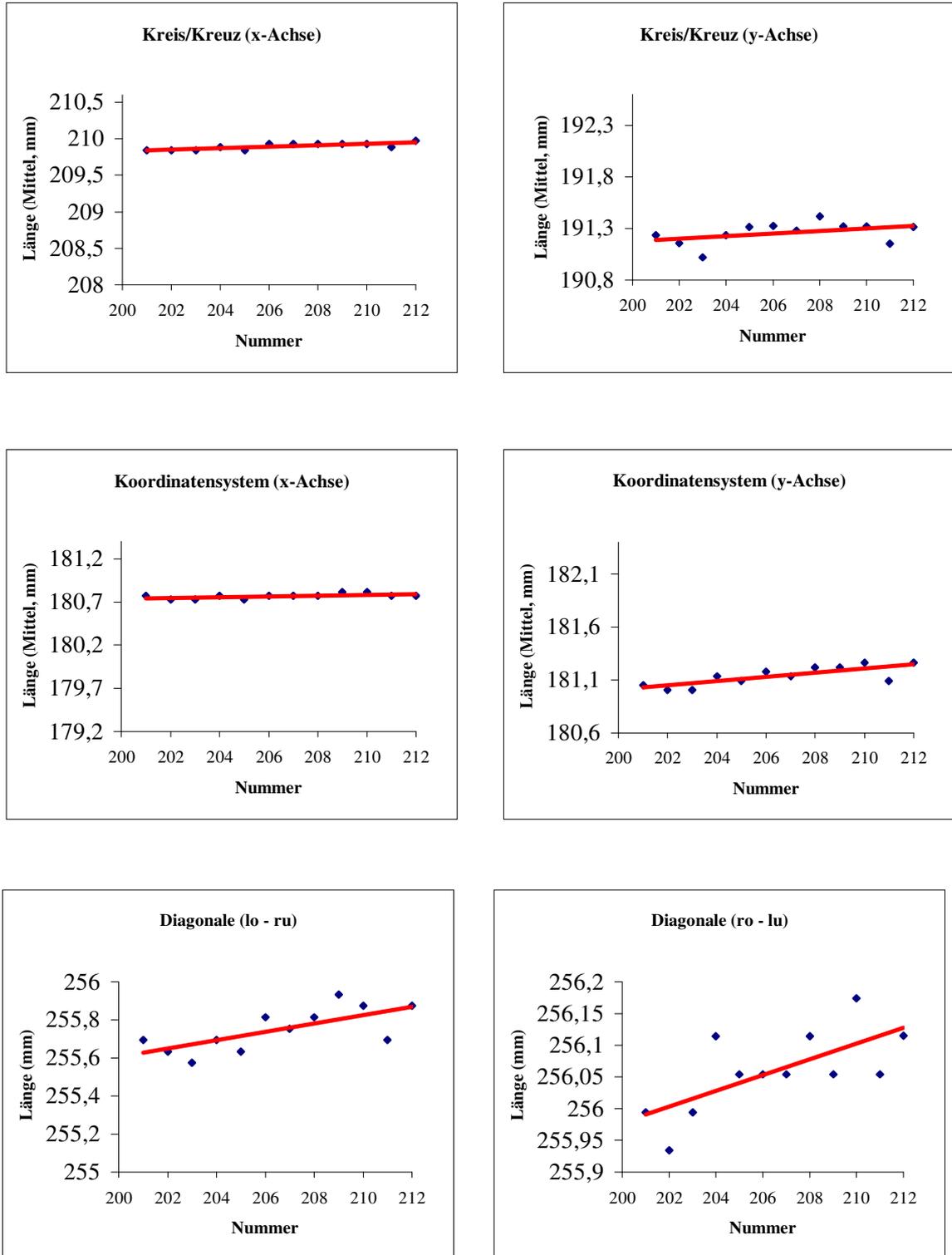
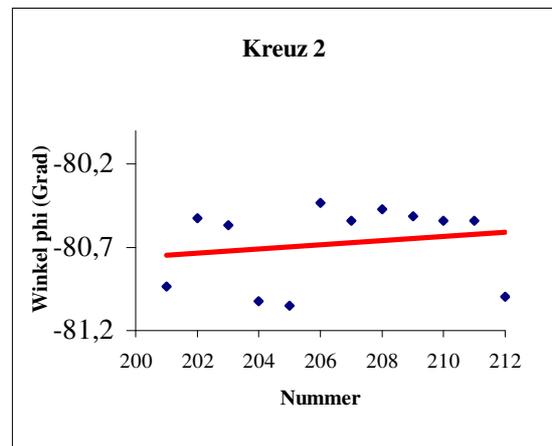
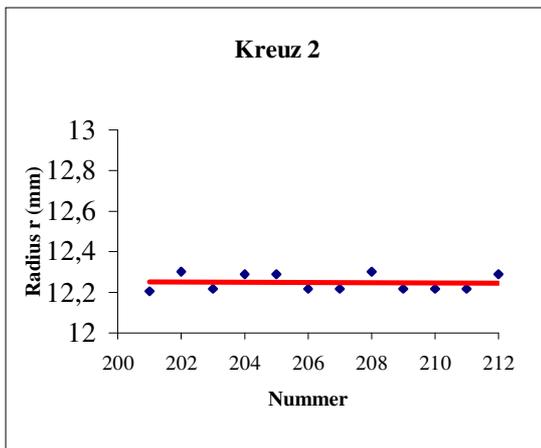


Abb. 58 Vergleichsdiagramme in Hinblick auf geometrische Stabilität der Koordinatenausdrucke in Münster (Positionsausdrucke A)

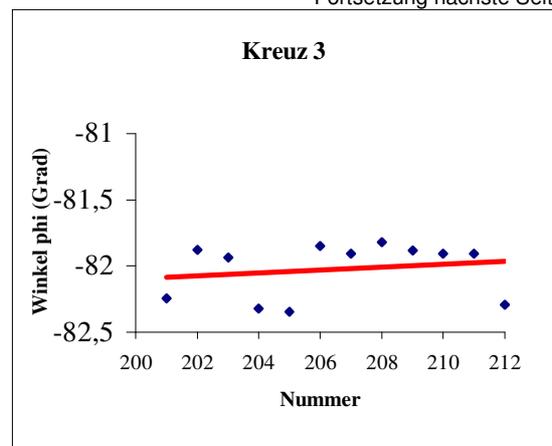
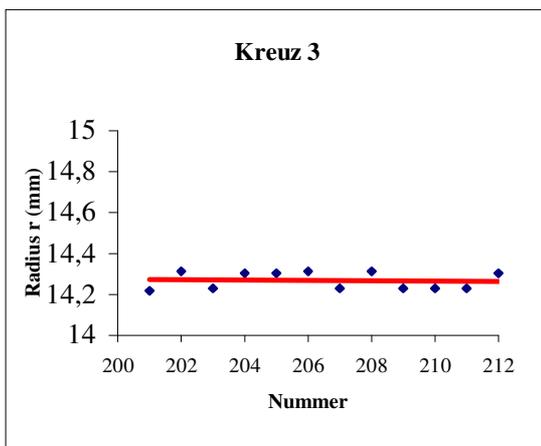
Die Abstandsmesswerte in Abb. 58 zeigen allesamt einen positiven Steigungstrend. Der größte Wert für den Steigungsgradienten beträgt $b = 0,02 \text{ mm / Messung}$. Die Streubreite in x-Richtung ($\Delta x \leq 0,1 \text{ mm}$) ist wesentlich geringer als die in y-Richtung ($\Delta y \leq 0,4 \text{ mm}$) (s. Tab. 31).

Die Radien-Werte in Abb. 59 zeigen bis auf Kreispunkt 2 ($b = 0,01 \text{ mm / Messung}$) ein negatives Steigungsverhalten ($b_{\text{max}} = -0,0008 \text{ mm / Messung}$). Die Streubreite liegt bei $\Delta x = 0,1 \text{ mm}$, bei Kreispunkt 2 allerdings bei $\Delta x = 0,4 \text{ mm}$.

Die Drehwinkel-Werte zeigen allesamt einen negativen Steigungstrend. Er liegt bis auf Kreispunkt 2 ($b = -0,05^\circ / \text{Messung}$) unter $b = -0,01^\circ / \text{Messung}$. Die Streubreite liegt bei $\Delta \phi \leq 1,35^\circ$ (s. Tab. 31).



Fortsetzung nächste Seite



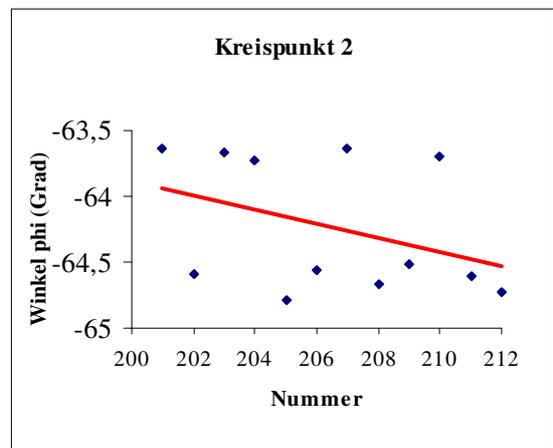
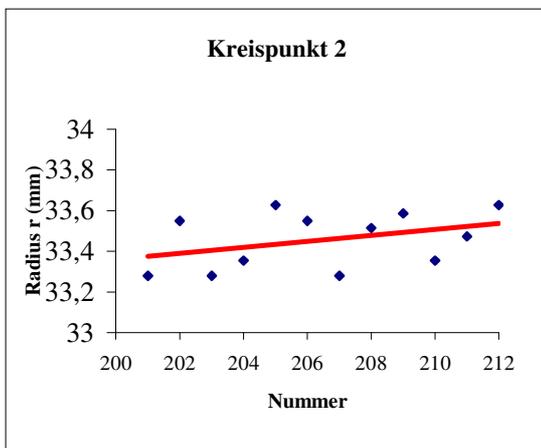
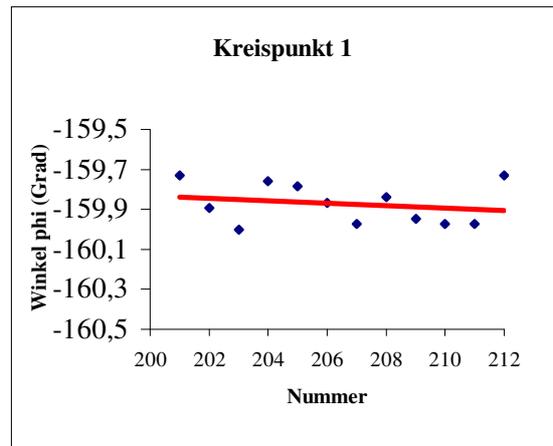
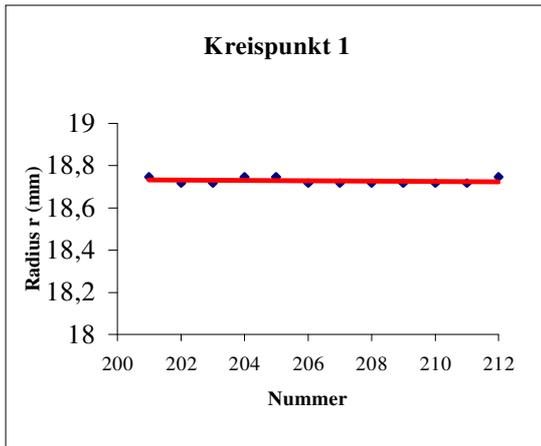


Abb. 59 Vergleichsdiagramme zur Positionskonstanz der Beamkreuze und des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Münster (Positionsausdrücke A)

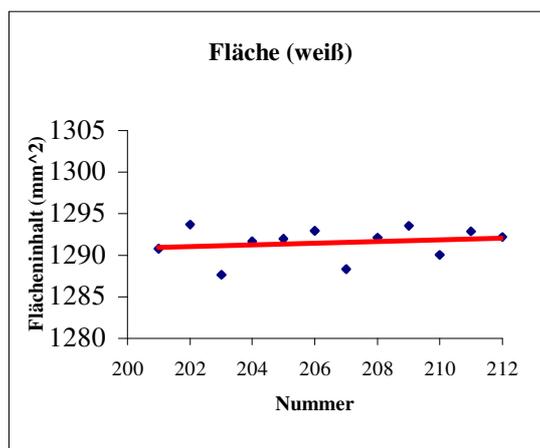
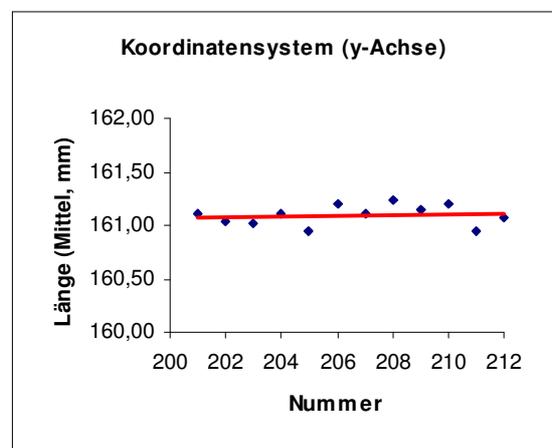
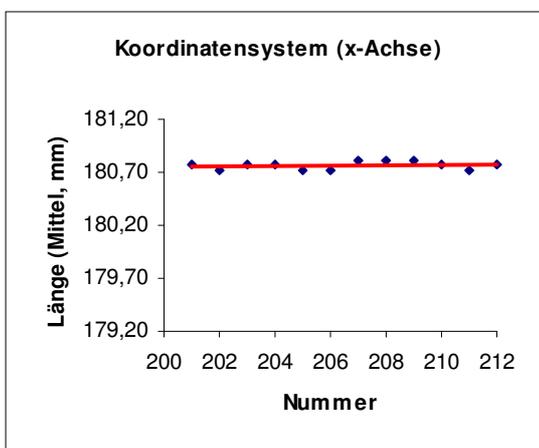
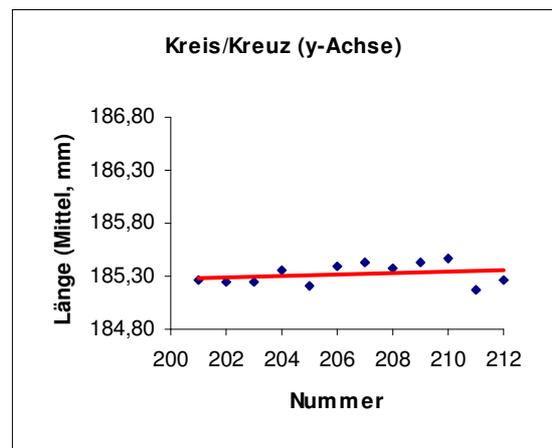
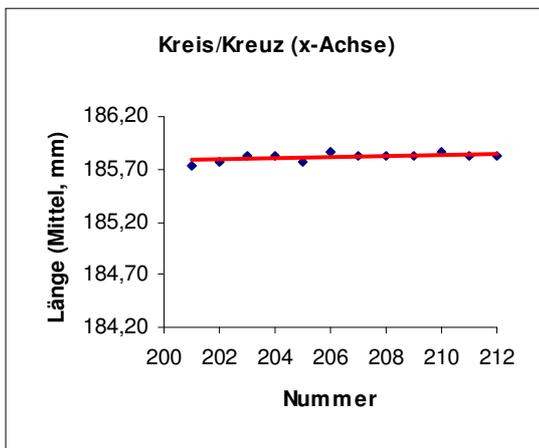


Abb. 60 Vergleichsdiagramme zur Flächenkonstanz des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Münster (Positionsausdrücke A)

Der in Abb. 60 dargestellte Flächeninhalt nimmt mit $b = 0,1 \text{ mm}^2$ / Messung zu. Seine Streukanalbreite beträgt $\Delta x = 6 \text{ mm}^2$. Die Standardabweichung σ beträgt $1,96 \text{ mm}^2$ (entsprechend 0,15 %) bei einer Fläche von 1292 mm^2 (s.a. Tab. 31).

3.3 Positionsausdrucke B der optimierten stereotaktischen Testreihe

Optimierte stereotaktische Testreihe in Münster



Fortsetzung nächste Seite

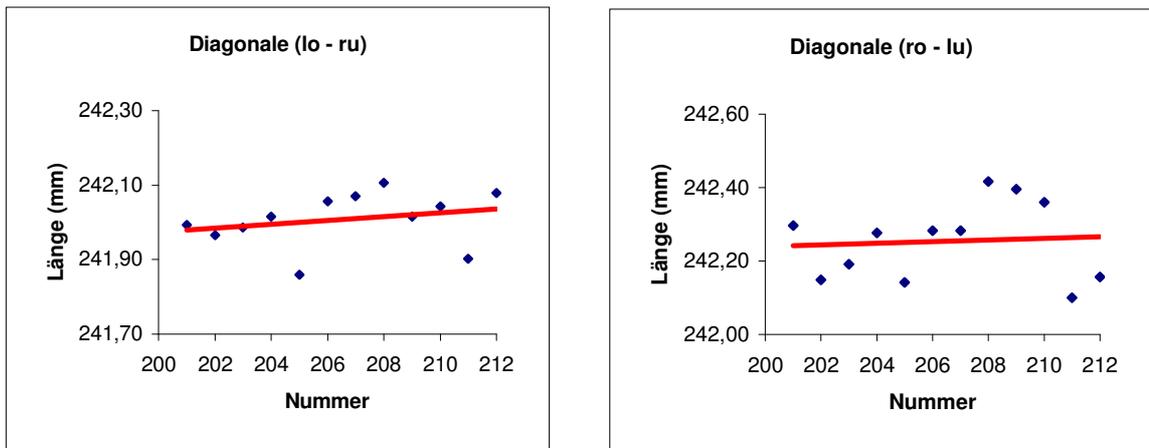
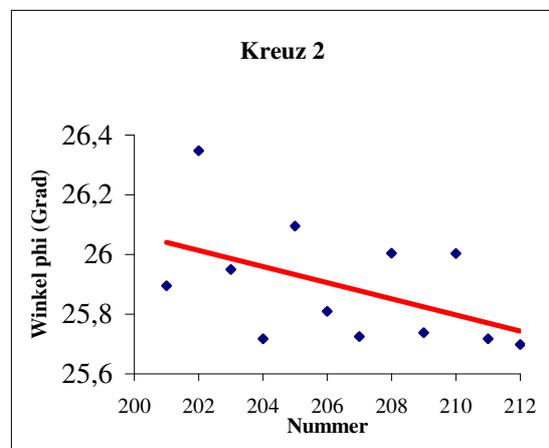
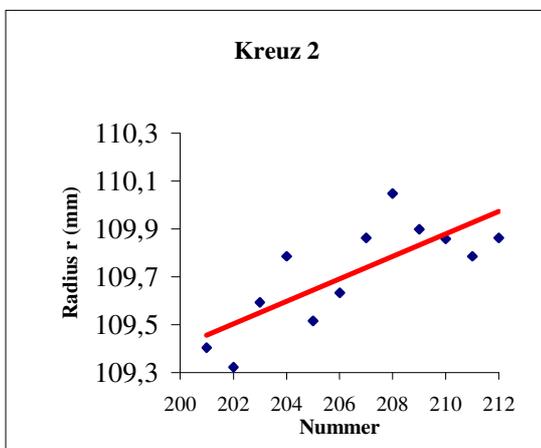


Abb. 61 Vergleichsdiagramme in Hinblick auf geometrische Stabilität der Koordinatenausdrücke in Münster (Positionsausdrücke B)

Die Abstandsmessungen in Abb. 61 zeigen allesamt einen positiven Steigungstrend. Der größte Steigungsgradient hat den Wert $b = 0,007 \text{ mm / Messung}$. Die Streubreite in x-Richtung ($\Delta x \leq 0,13 \text{ mm}$) ist kleiner als in y-Richtung ($\Delta y \leq 0,3 \text{ mm}$) (s. Tab. 32).



Fortsetzung nächste Seite

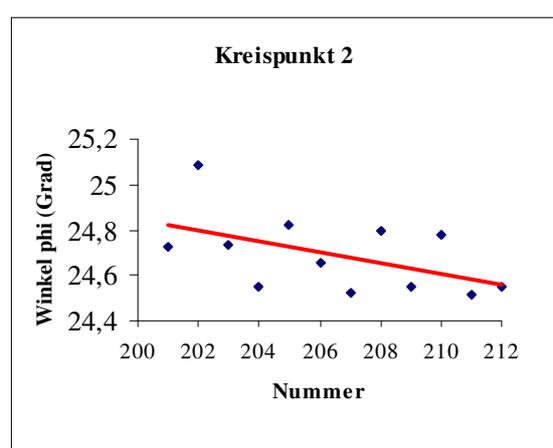
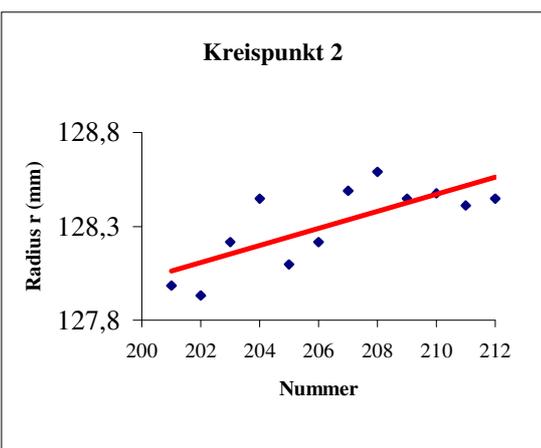
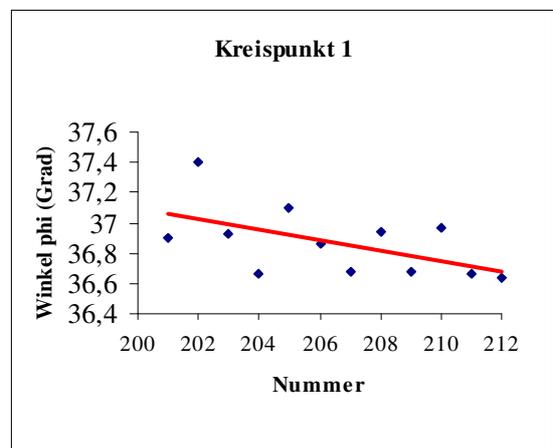
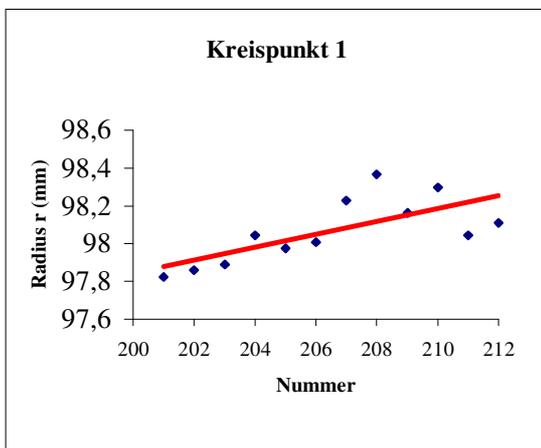
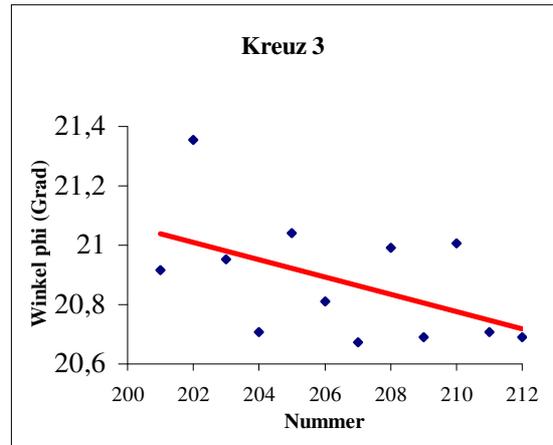
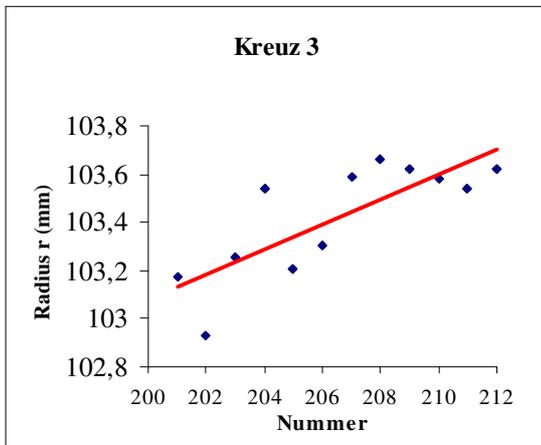


Abb. 62 Vergleichsdiagramme zur Positionskonstanz der Beamkreuze und des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrücken in Münster (Positionsausdrucke B)

Die Radien-Werte in Abb. 62 zeigen allesamt einen positiven Steigungstrend. Sein größtmöglicher Wert liegt bei $b = 0,05 \text{ mm / Messung}$. Die Streubreite liegt bei maximal $\Delta x = 0,6 \text{ mm}$.

Die Drehwinkel-Werte zeigen allesamt ein negatives Steigungsverhalten. Der absolut größte Wert für den Steigungsgradienten liegt bei $b = -0,03^\circ / \text{Messung}$. Die Streubreite liegt bei $\Delta\varphi = 0,7^\circ$ (s. Tab. 32).

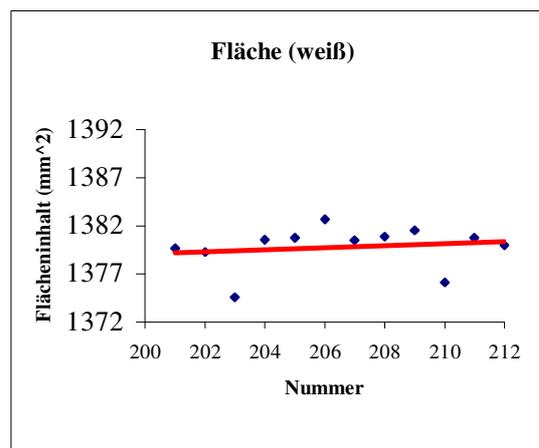


Abb. 63 Vergleichsdiagramme zur Flächenkonstanz des simulierten Karzinoms auf den Positionsausdrucken in Münster (Positionsausdrucke B)

Der in Abb. 63 dargestellte Flächeninhalt nimmt mit $b = 0,1 \text{ mm}^2 / \text{Messung}$ zu. Seine Streukanalbreite beträgt $\Delta x = 8 \text{ mm}^2$. Die Standardabweichung σ beträgt $2,27 \text{ mm}^2$ (entsprechend $0,16 \%$) bei einer Fläche von 1380 mm^2 (s.a. Tab. 32).

VI. Diskussion

1. Material und Methode

Die Untersuchungen dieser Arbeit basieren auf der Bildgebung eines Kopf-Phantoms, welches aufgrund seines fest definierten Zielvolumens (GTV) leicht Vergleichsbetrachtungen zulässt. Solcherart Kontrollmessungen empfehlen sich in zeitlichen Intervallen. In den Untersuchungsreihen am Clemenshospital in Münster und am AKH Wien hat sich der eigens erstellte Phantomkopf bewährt. Es erscheint sinnvoll, auch an anderen Kliniken mit Phantomköpfen einschließlich simuliertem Karzinom derartige Kontrolluntersuchungen durchzuführen, allerdings sind derzeit entsprechende Phantomköpfe nicht am Markt erhältlich. Angesichts der zahlreichen selbsterfahrenen Fehlgüsse zur Erstellung eines solchen Phantoms erscheint es angezeigt, entsprechende Phantome in Serie zu erstellen und käuflich anzubieten.

Zur Auswertung der geometrischen Parameter auf den Positionsausdrucken wurde ein eigenes Auswertungsverfahren entwickelt. Dabei zeigte sich schnell, dass die Auswertung gescannter Ausdrücke am PC mit Hilfe der Pixelsummationsmethode der händischen Auslesung mit einem geeichten Lineal direkt am Originalausdruck bei Beachtung gewisser Grundvoraussetzungen wie Längen- und Winkeltreue des Scanners in Schnelligkeit und Exaktheit überlegen ist.

Im ersten Arbeitsschritt galt es, das dem Positionsausdrucker zugrunde gelegte Koordinatenraster einschließlich der Fixierpunkte für den Positioner auf Längenkonzanz und Schernegation zu untersuchen.

Der zweite Arbeitsschritt bestand in der Überprüfung der Positions- und Flächenkonzanz relevanter geometrischer Parameter bei der Strahlenapplikation. Für die Überprüfung der Positionskonzanz bietet sich das Arbeiten mit Polarkoordinaten an. Als Nullpunkt wurde der ausgedruckte Koordinatenursprung gewählt. Die Nullgeraden für die Winkelauswertung bedurfte einer eigenen Festlegung. Die manuelle Einlegung der Positionsausdrücke in den Scanner unterliegt selbst bei sorgfältigster Ausführung stets leichten Drehschwankungen. Da auf dem Positionsausdrucken keine Nullgerade per se festgelegt ist, bedarf es der Festlegung einer

solchen, und zwar einheitlich für alle Blätter. Der ursprüngliche Ansatz – über Halbierung der Winkel entsprechender Koordinateneckpunkte (z.B. I_O , I_U) und Fixierpunkte (Kreis / Kreuz I_O , Kreis / Kreuz I_U) jeweils mit dem Koordinatenursprung und anschließender Mittelung – führte zu keinem brauchbaren Drehwinkel Bild vs. Bildschirm, da symmetrische Anordnungen für ein solches Verfahren Voraussetzung sind. Dies ist aber im vorliegenden Fall nicht gegeben. Selbst bei dem Positionsausdruck A ist der Koordinatenursprung noch leicht asymmetrisch angeordnet – dieser Ansatz musste daher wegen Fehlerhaftigkeit verworfen werden. Zur Bestimmung des Drehwinkels Bild vs. Bildschirm wurde letztlich der Schnittwinkel der unteren x-Achse des gescannten Bildes mit der x-Achse des Bildschirms gewählt. Dies setzt lediglich die Annahme voraus, dass die jeweilige Koordinateneckpunkte der unteren x-Achse auf den gescannten Bildern für das Bild charakteristische Fixgrößen sind.

Nach gelungener Festlegung von Nullpunkt und -geraden ließen sich die Polarkoordinaten für die relevanten Parameter am PC mühelos bestimmen. Ein Abgleich der an dem Positionsausdrucker ermittelten dialogen Daten mit den für den Drucker errechneten Daten blieb aus, da ein Zugriff auf die Software- Daten systembedingt nicht möglich war. Hier bedarf es dringend einer Korrektur der Zugangsmöglichkeit (s. hierzu auch Kap. VII). Die auf obigen Weg gewonnenen Daten geben ausreichend Auskunft über die Konstanz relevanter geometrischer Parameter.

2. Ergebnisse

2.1 Stereotaktische Testreihen in Münster und Wien

Stereotaktische Bestrahlungsdaten

Die korrespondierenden Dosiswerte in Tumor- und Normalgewebe zeigt exemplarisch Abb. 23. Dabei gilt: Je höher die Dosis im Tumorgewebe, umso stärker der Dosisabfall im Normalgewebe. Im folgenden wird der Augenmerk auf die bestrahlten Volumina bei fester Isodose gelegt.

Im Gegensatz zu den geometrischen Lokalisationswerten zeigt sich bei den dosimetrischen Werten kein Trendverhalten mit der Zeit.

	Target Volume		Normal Tissue	
	30% -Isodose		30% -Isodose	
Messreihe	x_1	σ	x_2	σ
Münster (n=70)	100,00	0,00	402,70	7,08
Wien (n=12)	100,00	0,00	513,95	0,97
	50% -Isodose		50% -Isodose	
Messreihe	x_1	σ	x_2	σ
Münster (n=70)	100,00	0,00	126,76	0,51
Wien (n=12)	100,00	0,00	171,75	0,40
	80% -Isodose		80% -Isodose	
Messreihe	x_1	σ	x_2	σ
Münster (n=70)	96,71	0,14	15,26	0,54
Wien (n=12)	97,84	0,02	31,72	0,21
	100% -Isodose		100% -Isodose	
Messreihe	x_1	σ	x_2	σ
Münster (n=70)	78,76	0,47	0,30	0,09
Wien (n=12)	87,04	0,05	6,26	0,10

Tab. 14 Fehlerbetrachtung zu den optimierten stereotaktischen Bestrahlungsdaten (Angaben in Prozent relativ zum Zielvolumen (GTV): Mittelwerte der Volumenanteile x_1 , x_2 ; Standardabweichung σ)

Tab. 14 zeigt die relative Größe der Volumina (bezogen auf das Zielvolumen), auf die 30%, 50%, 80% und 100% der berechneten Strahlendosis appliziert werden. In Bezug auf das Konstanzverhalten ist festzuhalten, dass die Standardabweichungen der berechneten Mittelwerte für die Testreihen im Promille-Bereich liegen. Nur in der Messreihe am Clemenshospital Münster zeigt sich bei der 30% Isodose für das gesunde Gewebe eine größere Abweichung im einstelligen Prozent-Bereich, bedingt durch drei Ausreißerwerte, deren Ursache nicht bestimmt werden konnte (s. Tab. 4) und dem im Vergleich zu Wien längeren Beobachtungszeitraum von einem halben Jahr.

Positionsausdrucke A der stereotaktischen Testreihe

In den Diagrammen "Position in Polarkoordinaten" sind Längen in mm, Winkel in Grad und Flächen in mm^2 angegeben.

MS	R	A	Zusammenfassung:										
70	Messungen												
	Abstände / Längen (in mm)												
	Kreis/Kreuz		Koordinatensystem		Koordinatensystem		Mittelwerte						
	X-Achse	Y-Achse	X-Achse	Y-Achse	lo - ru	ro - lu							
x	210,03	191,65	180,86	181,50	256,12	256,34	mittlere Breite/Höhe aller Messungen						
σ	0,11	0,29	0,07	0,27	0,25	0,23	Standardabweichung						
σ (%)	0,05%	0,15%	0,04%	0,15%	0,10%	0,09%							
x_min	-0,19	-0,41	-0,14	-0,36	-0,36	-0,41	min. Abweichung vom Mittelwert						
x_min (%)	-0,09%	-0,22%	-0,08%	-0,20%	-0,14%	-0,16%							
x_max	0,24	0,73	0,16	0,65	0,54	0,61	max. Abweichung vom Mittelwert						
x_max (%)	0,11%	0,38%	0,09%	0,36%	0,21%	0,24%							
a	210,1695061	191,96155	180,9545	181,814	256,4301	256,6035	Absolutglied der Ausgleichsgeraden						
b	-0,003918603	-0,008864	-0,00253	-0,008885	-0,00882	-0,007341	Steigung der Ausgleichsgeraden						
x* min	-0,32	-0,72	-0,23	-0,67	-0,67	-0,66	min. Abweichung von der Ausgleichsgeraden						
x* max	0,10	0,42	0,07	0,35	0,23	0,36	max. Abweichung von der Ausgleichsgeraden						
	Position in Polarkoordinaten (Radien in mm, Winkel in Grad, Fläche in mm ²)												
	Kreuze / Kreispunkte / Fläche												
Nr.	Kreuz 1		Kreuz 2		Kreuz 3		Kreispunkt 1		Kreispunkt 2		Fläche	Fläche	
	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	weiß	grau	
x			12,27	-80,65	14,29	-81,94	18,74	-159,83	33,49	-64,24	1295,06		
σ			0,05	0,31	0,06	0,44	0,05	0,14	0,12	0,47	2,54		
σ (%)											0,20%		
x_min			-0,07	-1,38	-0,24	-0,40	-0,10	-0,32	-0,25	-0,52	-4,85		
x_min (%)											-0,37%		
x_max			0,24	1,34	0,17	3,34	0,14	0,37	0,28	0,72	6,48		
x_max (%)											0,50%		
a			12,28188	-80,67388	14,27556	-82,02244	18,74865	-159,883	33,53764	-64,2611	1297,01		
b			-0,00032	0,00073	0,000372	0,002418	-0,000247	0,00149	-0,00124	0,000685	-0,05496		
x* min			-0,08	-1,36	-0,23	-0,48	-0,10	-0,28	-0,24	-0,54	-5,55		
x* max			0,23	1,33	0,16	3,27	0,13	0,35	0,24	0,72	4,91		

Tab. 15 Zusammenstellung aller in Münster ausgewerteten Messdaten (Positionsausdrucke A)

Die Zusammenfassungen der Ergebnisse für die mit dem Drucker Lexmark erstellten Positionsausdrucke A der stereotaktischen Radiochirurgie in Münster lassen eine leichte Tendenz zur Verkleinerung der Ausdrucke mit der Zeit feststellen. Insbesondere die Längen der Diagonalen, die eine Verkürzung von 0,0088 mm/Messung bzw. 0,0073 mm/Messung erfahren, belegen dies. Über den Zeitraum eines halben Jahres hinweg, in dem die 70 Messungen aufgenommen wurden, entspricht dies 0,62 mm bzw. 0,51 mm. Auch die Projektion des simulierten Karzinoms nimmt mit der Anzahl der Messung ab, und zwar um 3,85 mm² im halben Jahr. Die Abstände der Kreis/Kreuz-Punkte und der Koordinatenecken zeigen, dass die Verkleinerung in y-Richtung um den Faktor 2 bis 4 stärker als in x-Richtung ist.

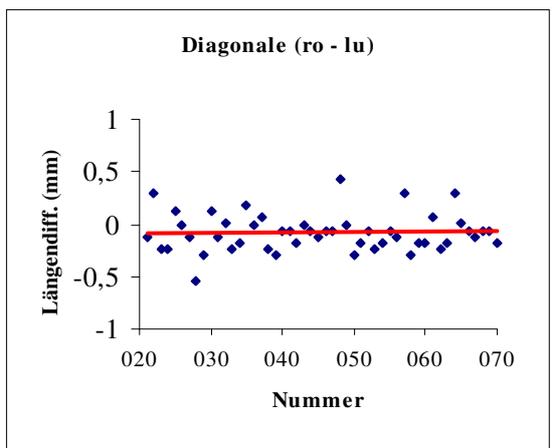
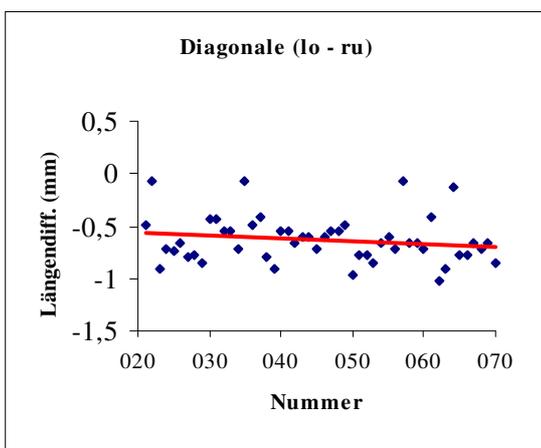
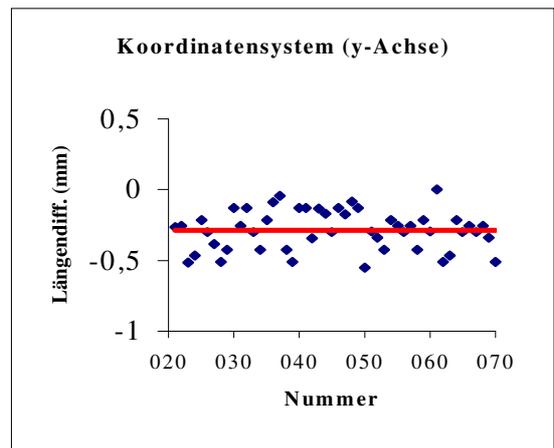
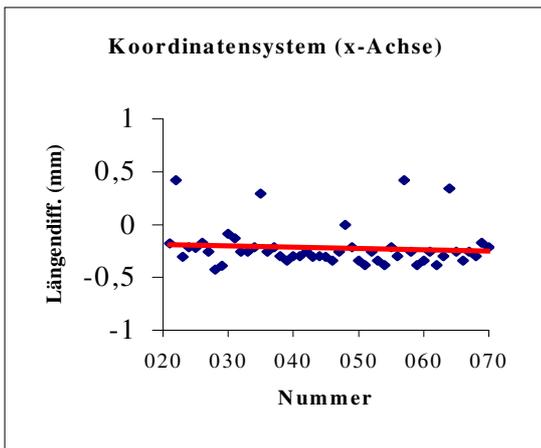
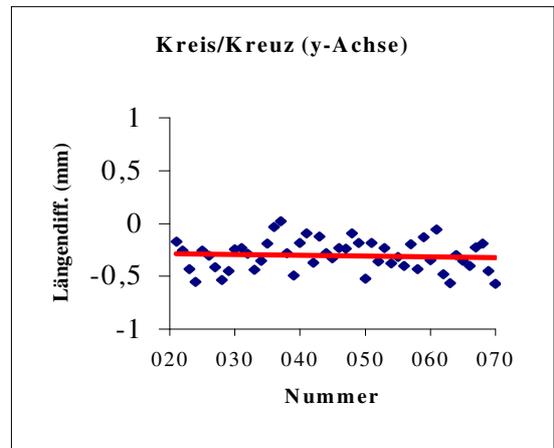
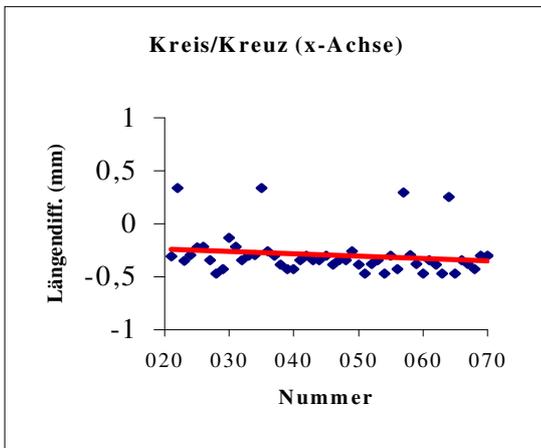
Die Auswertung der Positionsbestimmung der Isozentren und der Kreispunkte weist auch Tendenzen auf, die aber auf den Messzeitraum hochgerechnet jeweils weit unter den Standardabweichungen für den Mittelwert liegen. Diese Abweichungen reichen bei den Radiusmessungen von 0,05 mm bis 0,12 mm und bei den Winkelmessungen von 0,14° bis 0,47°. Die maximalen Abweichungen vom

Mittelwert wurden mit 0,28 mm bzw. 3,34° bestimmt, was auf einen „Ausreißerwert“ schließen.

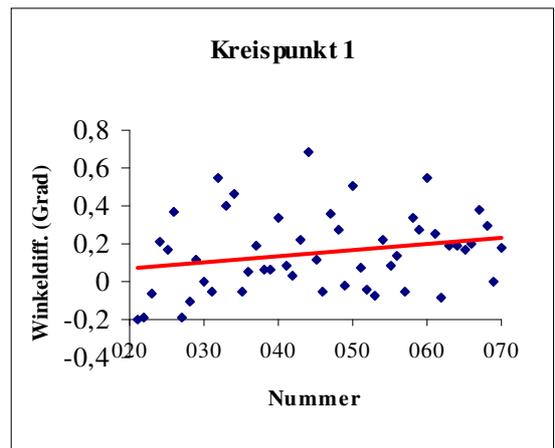
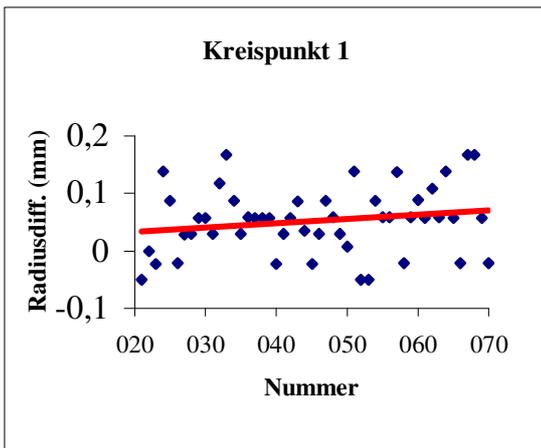
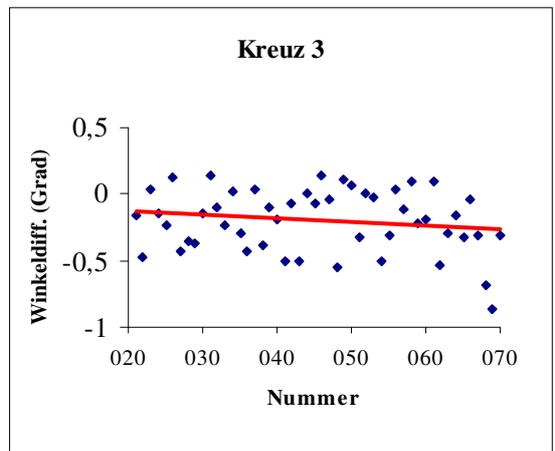
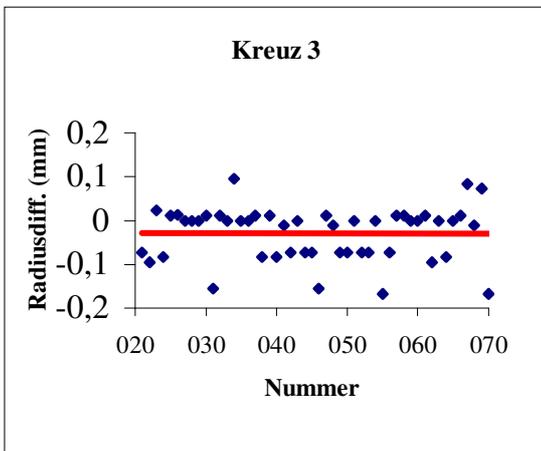
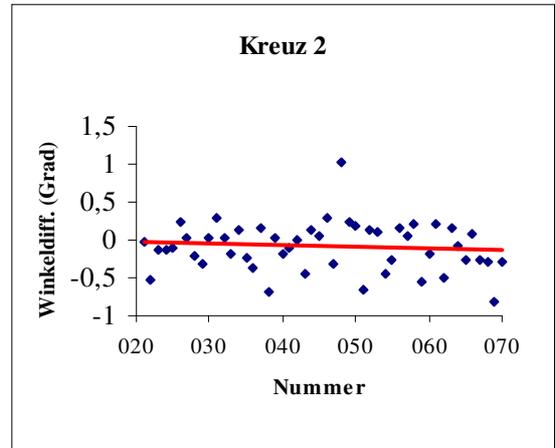
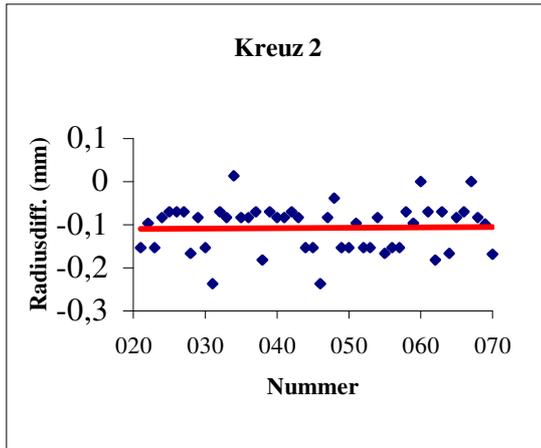
MS	R	AHP	Zusammenfassung:											
50	Messungen													
	Abstände / Längen													
	Kreis/Kreuz		Koordinatensystem		Koordinatensystem		Mittelwerte							
	X-Achse	Y-Achse	X-Achse	Y-Achse	lo - ru	ro - lu								
x	210,28	191,83	181,05	181,67	256,64	256,32	mittlere Breite/Höhe aller Messungen							
σ	0,20	0,13	0,19	0,14	0,21	0,18	Standardabweichung							
σ (%)	0,10%	0,07%	0,11%	0,07%	0,08%	0,07%								
x_min	-0,69	-0,21	-0,62	-0,23	-0,70	-0,51	min. Abweichung vom Mittelwert							
x_min (%)	-0,33%	-0,11%	-0,34%	-0,13%	-0,27%	-0,20%								
x_max	0,21	0,31	0,19	0,37	0,45	0,34	max. Abweichung vom Mittelwert							
x_max (%)	0,10%	0,16%	0,11%	0,20%	0,18%	0,13%								
a	210,2594	191,8411	181,0599	181,7588	256,71498	256,389	Absolutglied der Ausgleichsgeraden							
b	0,000403	-0,000314	-0,00013	-0,002057	-0,001656	-0,00144	Steigung der Ausgleichsgeraden							
x*_min	-0,68	-0,22	-0,63	-0,28	-0,74	-0,54	min. Abweichung von der Ausgleichsgeraden							
x*_max	0,22	0,30	0,19	0,32	0,41	0,30	max. Abweichung von der Ausgleichsgeraden							
Position in Polarkoordinaten (Radien in mm, Winkel in Grad, Fläche in mm²)														
Kreuze / Kreispunkte / Fläche														
Nr.	Kreuz 1		Kreuz 2		Kreuz 3		Kreispunkt 1		Kreispunkt 2		Fläche	Fläche		
	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	weiß	grau		
x			12,38	-80,53	14,32	-81,78	18,68	-159,95	33,52	-64,05	1294,96			
σ			0,04	0,18	0,04	0,16	0,06	0,15	0,09	0,47	2,07			
σ (%)											0,16%			
x_min			-0,09	-0,29	-0,10	-0,27	-0,15	-0,44	-0,20	-0,64	-5,49			
x_min (%)											-0,42%			
x_max			0,08	0,40	0,08	0,35	0,17	0,40	0,15	0,69	4,31			
x_max (%)											0,33%			
a			12,40894	-80,42515	14,326665	-81,74	18,6788	-159,785	33,55818	-63,8632	1295,30			
b			-0,00068	-0,002254	-0,000153	-0,00081	3,33E-05	-0,00374	-0,00085	-0,00415	-0,01			
x*_min			-0,10	-0,28	-0,10	-0,26	-0,15	-0,44	-0,19	-0,69	-5,35			
x*_max			0,08	0,46	0,08	0,37	0,17	0,31	0,15	0,66	4,19			

Tab. 16 Zusammenstellung aller in Münster ausgewerteten Messdaten (Positionsausdrucke AHP)

Auch die mit dem HP-Drucker erstellten Positionsausdrucke A zur stereotaktischen Radiochirurgie in Münster verkleinern sich, wie die Analyse der Diagonallängen zeigt, mit der Zeit. Im Gegensatz zu den Ausdrucken des Lexmark beträgt die Abweichung hier allerdings nur 0,08 mm bzw. 0,07 mm im halben Jahr. Anders als bei diesen Ausdrucken zeigt sich hier auch ein Anwachsen der Abstände der Kreis/Kreuz- Punkte, jedoch nur um den geringen Wert von 0,02 mm im Messzeitraum. Zu beachten ist, dass diese Tendenzen, auch auf ein halbes Jahr hochgerechnet, im Rahmen der Messgenauigkeit liegen, die durch die Computerunterstützte Auslesung der Ausdrucke bei 1 Pixel, was in etwa 0,09 mm entspricht, liegt.



Fortsetzung nächste Seite



Fortsetzung nächste Seite

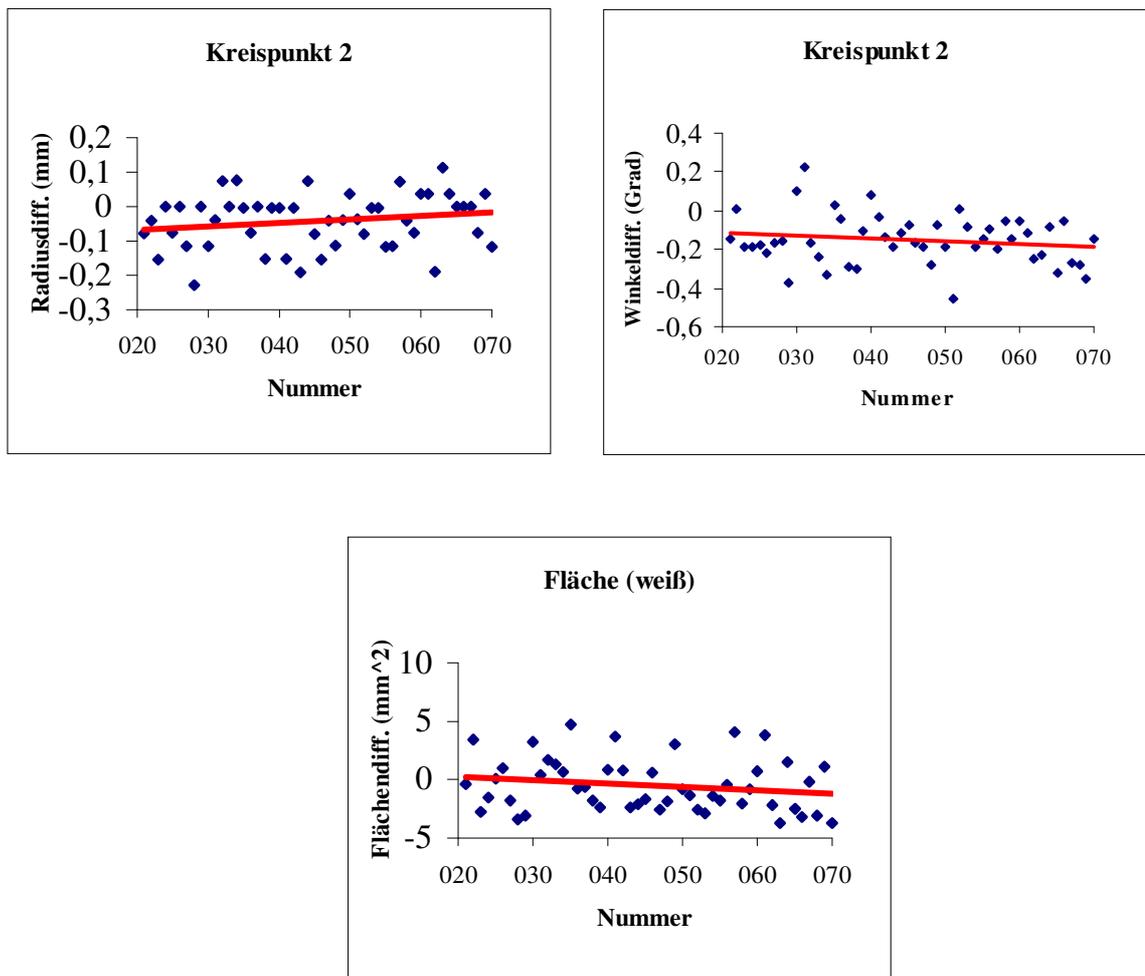


Abb. 64 Differenzdiagramme der beiden Druckersysteme (Positionsausdrucke A - AHP)

In Abb. 64 sind die Differenzen der auf verschiedenen Druckersystemen in Muster ausgedruckten Messdaten der stereotaktischen Untersuchung für die Positionsausdrucke A aufgetragen. Die Mittelwerte der Differenzen der aufgetragenen Parameter liegen allesamt sehr nahe bei Null. Eine Ausnahme bilden die Differenzwerte der Diagonalen $l_0 - r_U$ des Koordinatenrasters, die um den Mittelwert $-0,63$ mm streuen. Die Streukanalbreite liegt bei den Differenzwerten unter 1 mm bzw. 1° ; auch die Differenzwerte der Diagonalen $l_0 - r_U$ liegen bei den Abstandswerten mit $0,95$ mm in diesem Bereich. Die Streubreite für die Differenzflächen liegt bei $\Delta A = 8,5 \text{ mm}^2$ (s.a. Tab. 17).

W	R	A	Zusammenfassung:											
12	Messungen													
	Abstände / Längen													
	Kreis/Kreuz		Koordinatensystem		Koordinatensystem		Mittelwerte							
	X-Achse	Y-Achse	X-Achse	Y-Achse	lo - ru	ro - lu								
x	209,46	191,40	180,42	181,30	255,86	255,69	mittlere Breite/Höhe aller Messungen							
σ	0,29	0,11	0,26	0,10	0,20	0,18	Standardabweichung							
σ (%)	0,14%	0,06%	0,14%	0,06%	0,08%	0,07%								
x_min	-0,02	-0,14	-0,02	-0,08	-0,52	-0,53	min. Abweichung vom Mittelwert							
x_min (%)	-0,01%	-0,07%	-0,01%	-0,04%	-0,20%	-0,21%								
x_max	0,18	0,09	0,10	0,09	0,20	0,14	max. Abweichung vom Mittelwert							
x_max (%)	0,08%	0,05%	0,05%	0,05%	0,08%	0,05%								
a	212,76291	191,46127	182,9931	181,8748	258,5379	257,4571	Absolutglied der Ausgleichsgeraden							
b	-0,010787	-0,000214	-0,0084	-0,001875	-0,00875	-0,00576	Steigung der Ausgleichsgeraden							
x*_min	-0,95	-0,25	-0,84	-0,22	-0,57	-0,56	min. Abweichung von der Ausgleichsgeraden							
x*_max	0,12	0,12	0,13	0,12	0,15	0,11	max. Abweichung von der Ausgleichsgeraden							
Position in Polarkoordinaten (Radien in mm, Winkel in Grad, Fläche in mm ²)														
Kreuze / Kreispunkte / Fläche														
Nr.	Kreuz 1		Kreuz 2		Kreuz 3		Kreispunkt 1		Kreispunkt 2		Fläche	Fläche		
	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	weiß	grau		
x			12,30	-80,88	14,24	-82,04	18,05	-156,95	35,23	-65,16	1288,18			
σ			0,05	0,23	0,04	0,17	0,04	0,16	0,05	0,11	3,72			
σ (%)											0,29%			
x_min			-0,09	-0,28	-0,10	-0,26	-0,07	-0,21	-0,08	-0,26	-5,95			
x_min (%)											-0,46%			
x_max			0,08	0,40	0,07	0,27	0,11	0,31	0,07	0,16	4,95			
x_max (%)											0,38%			
a			13,39525	-93,07516	14,50111	-89,2077	18,56945	-165,302	35,27274	-65,6964	1252,67			
b			-0,00359	0,0397998	-0,00087	0,023376	-0,001679	0,02725	-0,00013	0,001762	0,11586			
x*_min			-0,09	-0,28	-0,10	-0,32	-0,07	-0,16	-0,08	-0,26	-6,01			
x*_max			0,09	0,26	0,07	0,24	0,11	0,24	0,07	0,15	5,06			

Tab. 18 Zusammenstellung aller in Wien ausgewerteten Messdaten (Positionsdrucke A)

In Wien wurden nur 12 Messungen durchgeführt, und auch die im kurzen Zeitraum von 1 Woche im Gegensatz zu den 70 Messungen in einem halben Jahr in Münster. Aus diesem Grund sind die hier auftretenden Tendenzen mit Vorsicht zu betrachten, auf ein halbes Jahr hochgerechnet würden diese eine Verkürzung der Diagonalen um 2,73 mm bzw. 1,78 mm und damit verbunden eine recht starke Verkleinerung des Koordinatensystems ergeben.

Für die Positionsbestimmung der Isozentren und Kreispunkte ergibt die Analyse eine Standardabweichung von 0,04 mm bis 0,05 mm (Radien) bzw. 0,11° bis 0,23° (Winkel), die Maxima liegen bei 0,11 mm bzw. 0,4°.

Positionsausdrucke B der stereotaktischen Testreihe

Die Analyse der Positionsausdrucke B (Lexmark) der stereotaktischen Radiochirurgie in Münster bestätigen im wesentlichen die durch die Ausdrücke A gewonnenen Ergebnisse. Die Diagonalen erfahren, über den Messzeitraum hochgerechnet, eine Verkürzung von 0,48 mm bzw. 0,43 mm, die Projektion des simulierten Karzinoms verliert 0,55 % der Fläche, das entspricht 7,61 mm². Auch das stärkere Verkleinern in y-Richtung (Faktor 2-3) ist zu beobachten.

MS	R	B	Zusammenfassung:											
70	Messungen													
	Abstände / Längen													
	Kreis/Kreuz		Koordinatensystem		Koordinatensystem		Mittelwerte							
	X-Achse	Y-Achse	X-Achse	Y-Achse	lo - ru	ro - lu								
x	185,95	185,54	180,87	161,35	242,28	242,48	mittlere Breite/Höhe aller Messungen							
σ	0,08	0,24	0,07	0,22	0,20	0,20	Standardabweichung							
σ (%)	0,04%	0,13%	0,04%	0,14%	0,08%	0,08%								
x_min	-0,13	-0,33	-0,10	-0,32	-0,28	-0,31	min. Abweichung vom Mittelwert							
x_min (%)	-0,07%	-0,18%	-0,06%	-0,20%	-0,12%	-0,13%								
x_max	0,17	0,77	0,20	0,57	0,50	0,55	max. Abweichung vom Mittelwert							
x_max (%)	0,09%	0,41%	0,11%	0,35%	0,21%	0,23%								
a	186,03758	185,79496	180,9665	161,59206	242,523	242,70216	Absolutglied der Ausgleichsgeraden							
b	-0,002568	-0,007171	-0,00266	-0,006814	-0,00685	-0,006198	Steigung der Ausgleichsgeraden							
x*_min	-0,22	-0,57	-0,20	-0,56	-0,52	-0,52	min. Abweichung von der Ausgleichsgeraden							
x*_max	0,09	0,52	0,11	0,34	0,27	0,34	max. Abweichung von der Ausgleichsgeraden							
	Position in Polarkoordinaten (Radien in mm, Winkel in Grad, Fläche in mm ²)													
	Kreuze / Kreispunkte / Fläche													
Nr.	Kreuz 1		Kreuz 2		Kreuz 3		Kreispunkt 1		Kreispunkt 2		Fläche	Fläche		
	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	weiß	grau		
x	22,20	-129,40	28,00	-115,56	39,10	-111,17	35,35	-156,12	20,38	-73,47	1382,47			
σ	0,06	0,17	0,08	0,12	0,32	0,24	0,04	0,10	0,09	0,12	3,45			
σ (%)											0,25%			
x_min	-0,17	-0,32	-0,14	-0,23	-1,37	-0,79	-0,09	-0,19	-0,11	-0,26	-8,87			
x_min (%)											-0,64%			
x_max	0,13	0,44	0,31	0,39	0,61	0,86	0,09	0,25	0,24	0,23	6,69			
x_max (%)											0,48%			
a	22,225368	-129,2266	28,06831	-115,446	39,48654	-110,875	35,338401	-156,04	20,48393	-73,4482	1386,33			
b	-0,000752	-0,004921	-0,00193	-0,003353	-0,01089	-0,008493	0,0004171	-0,0024	-0,00287	-0,00067	-0,10866			
x*_min	-0,20	-0,40	-0,15	-0,25	-1,16	-0,63	-0,09	-0,19	-0,12	-0,26	-5,88			
x*_max	0,11	0,30	0,25	0,29	0,31	0,57	0,10	0,18	0,17	0,22	5,19			

Tab. 19 Zusammenstellung aller in Münster ausgewerteten Messdaten (Positionsausdrucke B)

Die Standardabweichungen der Positionskoordinaten von Isozentren und Kreispunkten von ihrem jeweiligen Mittelwert bewegen sich in einem Bereich von 0,04 mm bis 0,32 mm für die Radien und 0,10° bis 0,24° für die Winkel, mit maximalen Abweichungen von 1,37 mm bzw. 0,86°.

W	R	B	Zusammenfassung:										
12	Messungen												
	Abstände / Längen												
	Kreis/Kreuz		Koordinatensystem		Koordinatensystem		Mittelwerte						
	X-Achse	Y-Achse	X-Achse	Y-Achse	lo - ru	ro - lu							
x	185,38	185,27	180,37	161,19	241,99	241,81	mittlere Breite/Höhe aller Messungen						
σ	0,21	0,12	0,21	0,10	0,18	0,21	Standardabweichung						
σ (%)	0,11%	0,06%	0,12%	0,06%	0,07%	0,09%							
x_min	-0,61	-0,24	-0,62	-0,20	-0,46	-0,49	min. Abweichung vom Mittelwert						
x_min (%)	-0,33%	-0,13%	-0,34%	-0,12%	-0,19%	-0,20%							
x_max	0,19	0,20	0,19	0,14	0,22	0,25	max. Abweichung vom Mittelwert						
x_max (%)	0,10%	0,11%	0,11%	0,09%	0,09%	0,10%							
a	190,53479	186,84801	187,4855	161,05838	245,4191	248,813	Absolutglied der Ausgleichsgeraden						
b	-0,016827	-0,005132	-0,02321	0,0004171	-0,01118	-0,02286	Steigung der Ausgleichsgeraden						
x*_min	-0,71	-0,27	-0,74	-0,20	-0,52	-0,62	min. Abweichung von der Ausgleichsgeraden						
x*_max	0,10	0,17	0,06	0,15	0,16	0,12	max. Abweichung von der Ausgleichsgeraden						
Position in Polarkoordinaten (Radien in mm, Winkel in Grad, Fläche in mm ²)													
Kreuze / Kreispunkte / Fläche													
Nr.	Kreuz 1		Kreuz 2		Kreuz 3		Kreispunkt 1		Kreispunkt 2		Fläche	Fläche	
	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	weiß	grau	
x	39,00	111,11	30,75	113,19	22,16	129,28	54,64	122,94	16,67	76,83	1482,49		
σ	0,05	0,09	0,05	0,09	0,05	0,14	0,06	0,10	0,04	0,17	3,64		
σ (%)											0,25%		
x_min	-0,07	-0,11	-0,09	-0,14	-0,10	-0,30	-0,11	-0,18	-0,06	-0,23	-6,15		
x_min (%)											-0,41%		
x_max	0,10	0,18	0,08	0,14	0,10	0,14	0,08	0,15	0,06	0,35	6,02		
x_max (%)											0,41%		
a	37,598095	109,81565	28,93024	113,24813	21,09121	133,2309	55,08359	122,611	15,76585	72,99906	1616,42		
b	0,0045878	0,0042224	0,005943	-0,00019	0,003475	-0,01289	-0,00145	0,00108	0,002963	0,012508	-0,43697		
x*_min	-0,08	-0,13	-0,10	-0,14	-0,11	-0,24	-0,11	-0,19	-0,07	-0,20	-4,18		
x*_max	0,08	0,17	0,04	0,14	0,08	0,15	0,09	0,15	0,05	0,37	5,56		

Tab. 20 Zusammenstellung aller in Wien ausgewerteten Messdaten (Positionsausdrucke B)

Mit den selben Einschränkungen wie bei der Analyse der Positionsausdrucke A in Wien deutet sich auch hier eine Verkleinerung der Ausdrucke mit der Zeit an (0,0112 mm /Messung bzw. 0,0229 mm /Messung für die Diagonalen).

Für die Positionsbestimmung der Isozentren und des simulierten Karzinoms ergeben sich Standardabweichungen von 0,04 mm bis 0,06 mm bzw. 0,09° bis 0,17° für die Radien bzw. Winkel. Die Maximalabweichungen vom Mittelwert werden mit 0,11 mm und 0,35° erreicht.

Fehlerbetrachtungen

Die Auswertung der Positionsausdrucke (insbesondere die Längen der Koordinatensystemdiagonalen) der stereotaktischen Radiochirurgie zeigen hinsichtlich der geometrischen Stabilität vorwiegend eine Tendenz zur Schrumpfung der Ausdrucke mit der Anzahl der Messungen. Die Ursachen dieser Veränderungen lässt sich nicht eindeutig auf die Druckerhardware oder die BrainSCAN-Software festlegen. Vergleiche der Messreihen in Münster und in Wien, wo unterschiedliche

Druckersysteme zum Einsatz kamen, lassen allerdings auf ein Kombination beider Faktoren schließen, mindestens aber auf einen Einfluss des Druckers. Insbesondere deuten beim Laserdrucker Lexmark OptraColor 1200 die Analysen darauf hin, dass durch Tonerwechsel und / oder Kalibrierung des Druckers relativ große Abweichungen entstehen (vgl. Abb. 25 und Kap. VII.2). Die mit dem Lexmark erstellten Ausdrücke zeigen eine wesentlich höhere Verkleinerung in y-Richtung als in x-Richtung. Die Abstände der Kreis/Kreuz-Punkte und der Koordinatenecken der x-Achsen verringern sich auf den Positionsausdrücken A und B um Werte zwischen 0,0025 mm/Messung und 0,0039 mm/Messung, die der y-Achse um Werte zwischen 0,0068 mm/Messung und 0,0089 mm/Messung. Umgerechnet auf den Zeitraum eines Jahres ergibt dies unter der Annahme gleichbleibender Bedingung und Nutzungsverhalten eine geometrische Veränderung von 0,36 mm bis 1,24 mm. Ein ähnliches Verhalten zeigen auch die mit dem HP-Drucker in Münster erstellten Positionsausdrücke, allerdings um ein ca. um den Faktor 10 geringeres Ausmaß. Grund hierfür scheint die exklusive Nutzung des Druckers für diese Messreihen zu sein (s. auch Kap. VII.2).

Im Gegensatz zu den Messreihen aus Münster zeigen die mit dem HP in Wien erstellten Ausdrücke eine stärkere Verkleinerung in x-Richtung (0,0084 mm/Messung bis 0,0232 mm/Messung). Die Abstände in y-Richtung zeigen sogar in einem Fall eine minimal steigende Tendenz (0,00042 mm/Messung), ansonsten verringern sie sich um bis zu 0,0051 mm/Messung. Allerdings ist bei der Bewertung dieser Zahlenwerte die geringe Anzahl der Messungen zu beachten (s. Kap. VII.2).

Messreihe	Kreuz 1	Kreuz 2	Kreuz 3	Kreispunkt 1	Kreispunkt 2
MS-R-A		0,08 mm	0,12 mm	0,07 mm	0,30 mm
MS-R-AHP		0,05 mm	0,06 mm	0,07 mm	0,29 mm
MS-R-B	0,09 mm	0,10 mm	0,36 mm	0,08 mm	0,10 mm
W-R-A		0,07 mm	0,06 mm	0,07 mm	0,09 mm
W-R-B	0,08 mm	0,07 mm	0,08 mm	0,11 mm	0,07 mm

Tab. 21 Abschätzung der Fehler bei der Berechnung der Positionen der Beamkreuze

Auch bei der Analyse der Konstanz der markanten Punkte des Ausdrückes (insbesondere Isozentren und Kreispunkte) ergaben sich leichte Tendenzen. Um einen Rahmen für die Fehler bei der Positionierung dieser Punkte abschätzen zu können, wurden trotzdem die Mittelwerte und Standardabweichungen der Koordi-

naten berechnet. Dabei ergab sich aufgrund der Benutzung von Polarkoordinaten für den Fehlerspielraum durch den Fehler von Radius und Winkel ein Kreisringsegment um den berechneten Wert. Als Abschätzung für den Fehler wurde dann die größte Entfernung zwischen dem berechneten Wert und einem Punkt des Kreisringsegmentes gewählt (s. Tab. 21).

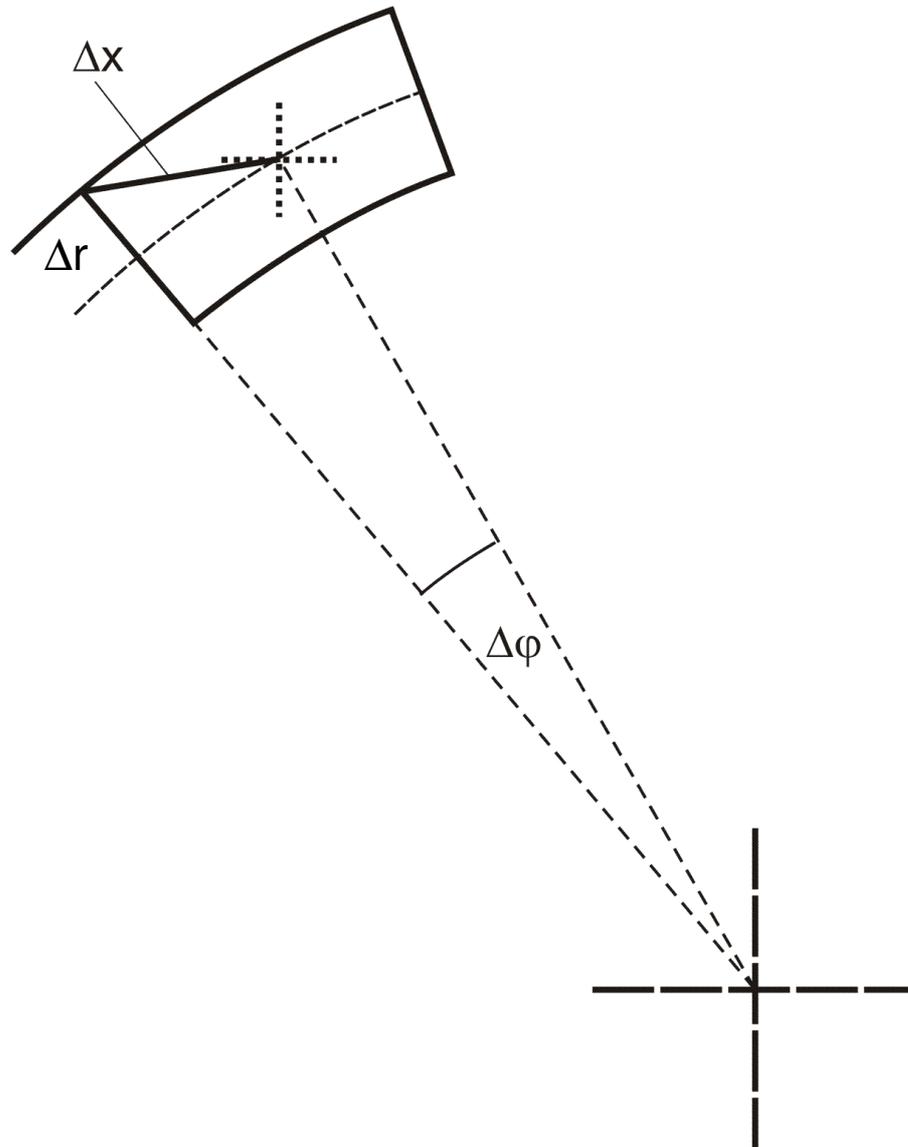


Abb. 65 Zur Abschätzung der Fehler bei der Berechnung der Beamkreuz-Positionen

2.2 Konformale Testreihen in Münster und Wien

Konformale Bestrahlungsdaten

Im Gegensatz zu den geometrischen Lokalisationswerten zeigt sich bei den dosimetrischen Werten kein Trendverhalten mit der Zeit.

	Target Volume		Normal Tissue	
	30% -Isodose		30% -Isodose	
Messreihe	x_1	σ	x_2	σ
Münster (n=70)	100,00	0,00	356,16	7,08
Wien (n=12)	100,00	0,00	884,91	0,37
	50% -Isodose		50% -Isodose	
Messreihe	x_1	σ	x_2	σ
Münster (n=70)	100,00	0,00	130,06	0,55
Wien (n=12)	100,00	0,00	286,22	0,25
	80% -Isodose		80% -Isodose	
Messreihe	x_1	σ	x_2	σ
Münster (n=70)	91,67	0,15	7,31	0,09
Wien (n=12)	100,00	0,00	113,93	0,16
	100% -Isodose		100% -Isodose	
Messreihe	x_1	σ	x_2	σ
Münster (n=70)	0,14	0,03	0,00	0,00
Wien (n=12)	100,00	0,00	59,74	0,09

Tab. 22 Fehlerbetrachtung zu den optimierten stereotaktischen Bestrahlungsdaten (Angaben in Prozent relativ zum Zielvolumen (GTV): Mittelwerte der Volumenanteile x_1 , x_2 ; Standardabweichung σ)

Tab. 22 zeigt die relative Größe der Volumina (bezogen auf das Zielvolumen), auf die 30%, 50%, 80% und 100% der berechneten Strahlendosis appliziert werden.

In Bezug auf das Konstanzverhalten ist festzuhalten, dass die Standardabweichungen der berechneten Mittelwerte für die Testreihe in Münster im Promille-Bereich liegen. Nur bei der 30% Isodose für das gesunde Gewebe liegt eine größere Abweichung im einstelligen Prozent-Bereich vor, bedingt durch einen Ausreißerwert (s. Tab. 8).

Für die Testreihe in Wien liegen die Standardabweichungen auch durchgehend im Promillebereich. Zu beachten ist hier, dass für die Bestrahlungsdosis keine

Feinabstimmung erfolgte, da der Fokus ausschließlich auf die Konstanzprüfung gerichtet wurde.

Positionsausdrucke A der konformalen Testreihe

MS	C	A	Zusammenfassung:																	
70	Messungen																			
	Abstände / Längen																			
	Kreis/Kreuz		Koordinatensystem		Koordinatensystem		Mittelwerte													
	X-Achse	Y-Achse	X-Achse	Y-Achse	lo - ru	ro - lu														
x	210,01	191,57	180,85	181,45	256,07	256,30	mittlere Breite/Höhe aller Messungen													
σ	0,12	0,33	0,09	0,31	0,30	0,28	Standardabweichung													
σ (%)	0,06%	0,17%	0,05%	0,17%	0,12%	0,11%														
x_min	-0,21	-0,68	-0,17	-0,61	-0,67	-0,43	min. Abweichung vom Mittelwert													
x_min (%)	-0,10%	-0,35%	-0,09%	-0,34%	-0,26%	-0,17%														
x_max	0,30	0,76	0,22	0,75	0,71	0,66	max. Abweichung vom Mittelwert													
x_max (%)	0,14%	0,40%	0,12%	0,41%	0,28%	0,26%														
a	210,72562	193,5056	181,3975	183,23805	257,7805	257,8961	Absolutglied der Ausgleichsgeraden													
b	-0,005257	-0,01428	-0,00404	-0,013223	-0,01266	-0,01178	Steigung der Ausgleichsgeraden													
x*_min	-0,39	-1,17	-0,31	-1,07	-1,11	-0,83	min. Abweichung von der Ausgleichsgeraden													
x*_max	0,12	0,27	0,08	0,29	0,27	0,25	max. Abweichung von der Ausgleichsgeraden													
							Position in Polarkoordinaten (Radien in mm, Winkel in Grad, Fläche in mm ²)													
			Kreuze / Kreispunkte / Fläche																	
Nr.	Kreuz 1		Kreuz 2		Kreuz 3		Kreispunkt 1		Kreispunkt 2		Fläche	Fläche								
	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	weiß	grau								
x	12,30	-80,91					18,72	-159,79	33,47	-64,13	1294,89	1067,82								
σ	0,17	1,27					0,04	0,15	0,11	0,51	3,22	24,91								
σ (%)											0,25%	2,33%								
x_min	-0,25	-9,11					-0,09	-0,29	-0,19	-0,74	-6,47	-8,68								
x_min (%)											-0,50%	-0,81%								
x_max	0,93	0,49					0,10	0,33	0,27	1,50	5,83	204,15								
x_max (%)											0,45%	19,12%								
a	12,560624	-80,6936					18,76179	-160,046	33,58851	-64,0674	1309,99	1112,98								
b	-0,00196	-0,00162					-0,00028	0,001878	-0,00086	-0,00044	-0,11141	-0,33325								
x*_min	-0,19	-9,06					-0,09	-0,28	-0,19	-0,72	-4,98	-11,18								
x*_max	0,87	0,54					0,10	0,30	0,25	1,50	4,16	192,65								

Tab. 23 Zusammenstellung aller in Münster ausgewerteten Messdaten (Positionsausdrucke A)

Die Zusammenfassungen der Ergebnisse für die mit dem Drucker Lexmark erstellten Positionsausdrucke A der konformalen Radiochirurgie in Münster lassen, wie auch im Falle der stereotaktischen Radiochirurgie, eine leichte Tendenz zur Verkleinerung der Ausdrucke mit der Zeit feststellen. Insbesondere die Längen der Diagonalen, die eine Verkürzung von 0,0127 mm/Messung bzw. 0,0118 mm/Messung erfahren, belegen dies. Über den Zeitraum eines halben Jahres hinweg, in dem die 70 Messungen aufgenommen wurden, entspricht dies 0,89 mm bzw. 0,82 mm. Auch die Projektion des simulierten Karzinoms nimmt mit der Anzahl der Messung ab, und zwar um 7,80 mm² im halben Jahr. Damit liegen diese Werte bei gleichem Druckersystem und Druckzeitraum ca. 50 % über denen der stereotaktischen Radiochirurgie. Die Abstände der Kreis/Kreuz-Punkte

und der Koordinatenecken zeigen, dass die Verkleinerung in y-Richtung um den Faktor 2 bis 3 stärker als in x-Richtung ist.

Die Auswertung der Positionsbestimmung der Isozentren und der Kreispunkte weist auch Tendenzen auf, die aber auf den Messzeitraum hochgerechnet jeweils weit unter den Standardabweichungen für den Mittelwert liegen. Diese Abweichungen reichen bei den Radiusmessungen von 0,04 mm bis 0,17 mm und bei den Winkelmessungen von 0,15° bis 1,27°. Die maximalen Abweichungen vom Mittelwert wurden mit 0,93 mm bzw. 9,11° bestimmt.

MS	C	AHP	Zusammenfassung:										
50 Messungen													
Abstände / Längen													
Kreis/Kreuz		Koordinatensystem		Koordinatensystem		Mittelwerte							
	X-Achse	Y-Achse	X-Achse	Y-Achse	lo - ru	ro - lu							
x	210,26	191,72	181,04	181,58	256,58	256,25	mittlere Breite/Höhe aller Messungen						
σ	0,19	0,18	0,15	0,18	0,19	0,18	Standardabweichung						
σ (%)	0,09%	0,10%	0,09%	0,10%	0,07%	0,07%							
x_min	-0,76	-0,38	-0,61	-0,32	-0,52	-0,37	min. Abweichung vom Mittelwert						
x_min (%)	-0,36%	-0,20%	-0,34%	-0,18%	-0,20%	-0,15%							
x_max	0,22	0,52	0,20	0,53	0,57	0,47	max. Abweichung vom Mittelwert						
x_max (%)	0,10%	0,27%	0,11%	0,29%	0,22%	0,18%							
a	210,103	192,9331	181,0072	182,7062	257,3499	257,0221	Absolutglied der Ausgleichsgeraden						
b	0,001109	-0,008323	0,000223	-0,007729	-0,0053	-0,00533	Steigung der Ausgleichsgeraden						
x*_min	-0,73	-0,58	-0,60	-0,51	-0,65	-0,50	min. Abweichung von der Ausgleichsgeraden						
x*_max	0,25	0,32	0,21	0,34	0,44	0,34	max. Abweichung von der Ausgleichsgeraden						
Position in Polarkoordinaten (Radien in mm, Winkel in Grad, Fläche in mm ²)													
Kreuze / Kreispunkte / Fläche													
Nr.	Kreuz 1		Kreuz 2		Kreuz 3		Kreispunkt 1		Kreispunkt 2		Fläche	Fläche	
	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	weiß	grau	
x	12,37	-80,33					18,67	-159,97	33,48	-63,91	1293,56	1062,29	
σ	0,04	0,18					0,06	0,25	0,14	0,47	2,32	6,50	
σ (%)											0,18%	0,61%	
x_min	0,08	0,41					-0,28	-1,52	-0,62	-0,65	-5,18	-6,43	
x_min (%)											-0,40%	-0,61%	
x_max	0,10	0,42					0,10	0,23	0,22	0,92	5,68	38,26	
x_max (%)											0,44%	3,60%	
a	12,50	-79,96					18,79212	-159,557	33,43812	-63,0544	1299,94	1072,00	
b	-0,0009	-0,0026					-0,00086	-0,00287	0,000322	-0,0059	-0,04	-0,07	
x*_min	-0,10	-0,41					-0,28	-1,52	-0,62	-0,70	-5,59	-7,49	
x*_max	0,10	0,45					0,10	0,23	0,22	0,94	5,05	38,43	

Tab. 24 Zusammenstellung aller in Münster ausgewerteten Messdaten (Positionsdrucke AHP)

Auch die mit dem HP-Drucker erstellten Positionsausdrucke A zur konformalen Radiochirurgie in Münster verkleinern sich, wie die Analyse der Diagonalenlängen zeigt, mit der Zeit. Wieder sind die Werte deutlich kleiner als die mit den Ausdrucken des Lexmark bestimmten, sie betragen jeweils 0,27 mm im Messzeitraum. Interessant ist, dass hier ein leichtes Anwachsen der Abstände in x-Richtung festzustellen ist (bis zu 0,06 mm), während die Ausdrucke in y-Richtung um bis zu 0,42

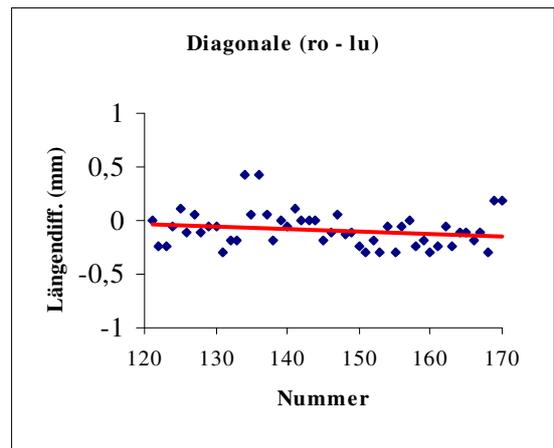
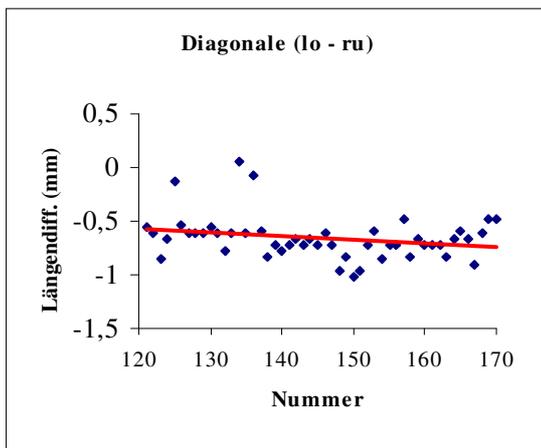
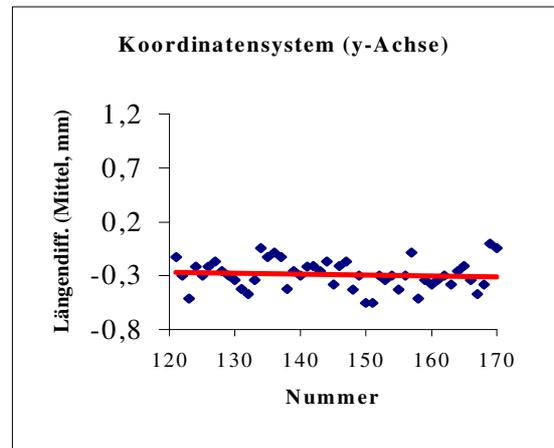
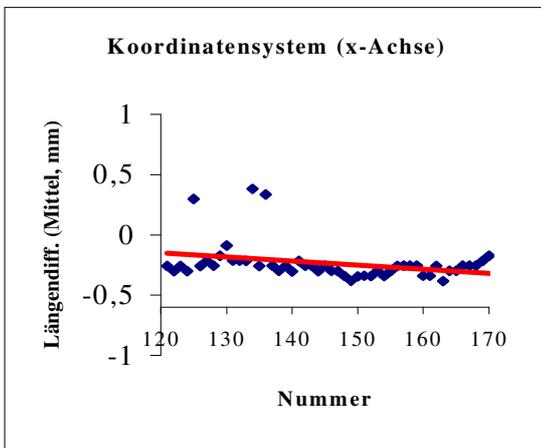
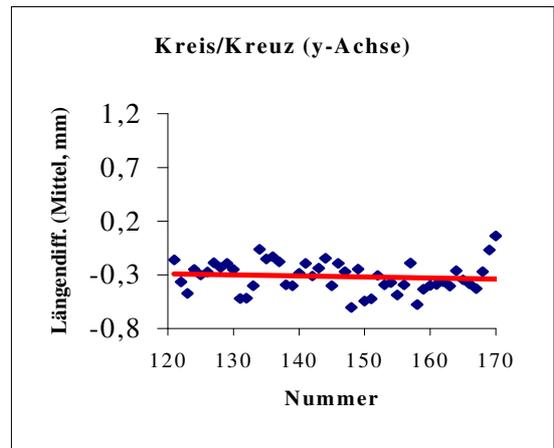
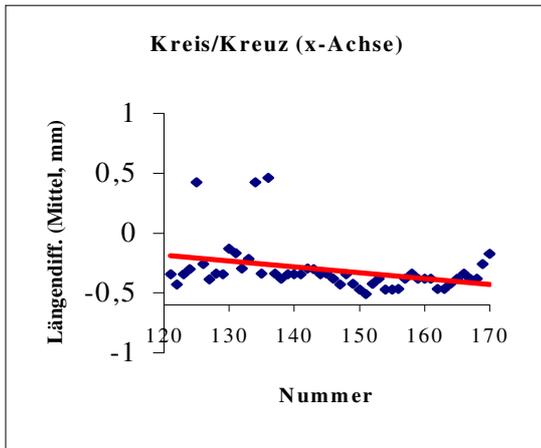
mm schrumpfen. Generell sind aber auch hier deutlich höhere (Fehler-) Werte als bei den Messungen zur stereotaktischen Radiochirurgie zu finden.

Die Standardabweichungen der Positionskordinaten von Isozentren und Kreispunkten von ihrem jeweiligen Mittelwert bewegen sich in einem Bereich von 0,04 mm bis 0,14 mm für die Radien und 0,18° bis 0,47° für die Winkel, mit maximalen Abweichungen von 0,62 mm bzw. 1,52°.

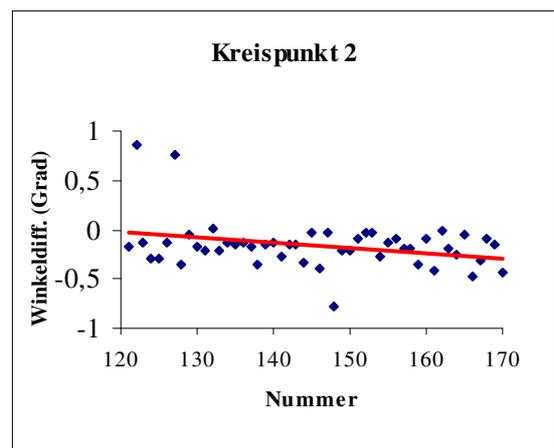
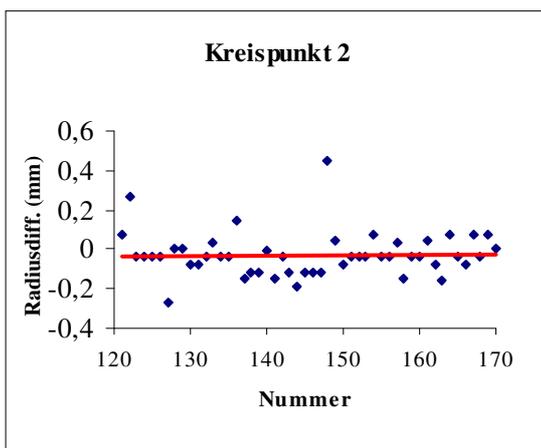
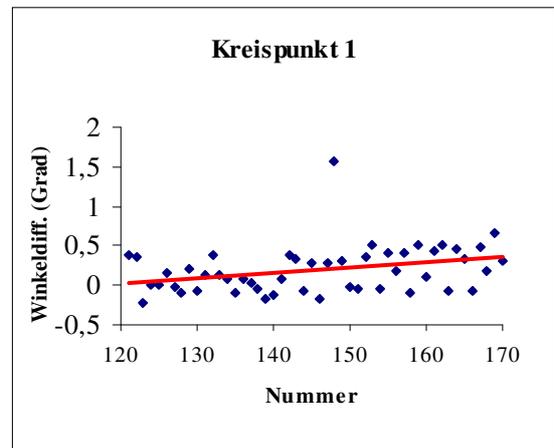
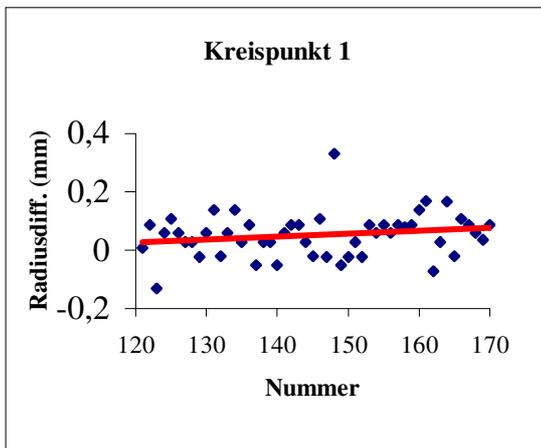
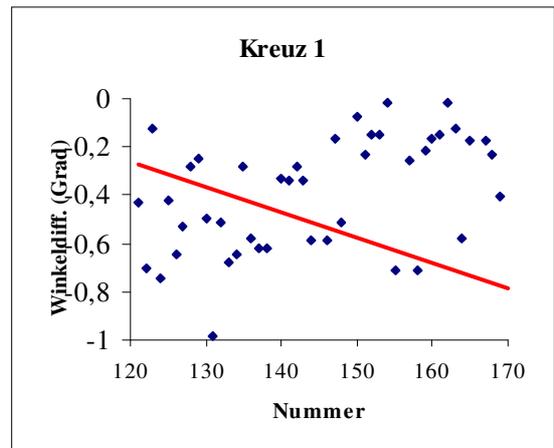
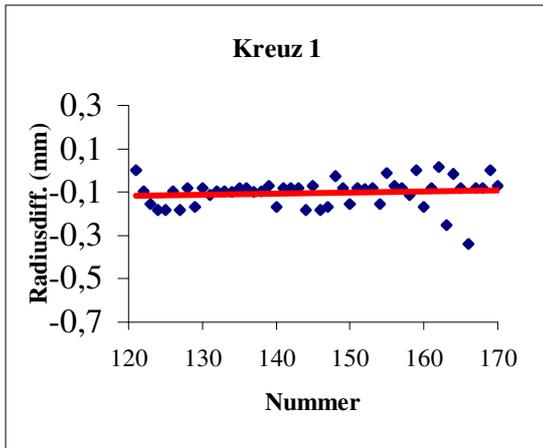
MS	C	A - AHP			Zusammenfassung:								
50 Messungen													
Abstände / Längen (in mm)													
Kreis/Kreuz							Koordinatensystem						
X-Achse			Y-Achse				X-Achse			Y-Achse			
	Oben	Unten	Mittel	Links	Rechts	Mittel	Oben	Unten	Mittel	Oben	Unten	Mittel	
x	-0,35	-0,27	-0,31	-0,26	-0,38	-0,32	-0,28	-0,19	-0,24	-0,26	-0,32	-0,29	
σ	0,24	0,19	0,21	0,15	0,16	0,14	0,18	0,15	0,16	0,14	0,15	0,13	
Abw. x_min			-0,20			-0,29			-0,15			-0,27	
x_max			0,77			0,38			0,62			0,29	
Koordinatensystem													
Diagonale													
	lo - ru	ro - lu											
x	-0,66	-0,08											
s	0,20	0,17											
Abw. x_min	-0,37	-0,22											
x_max	0,71	0,51											
Position in Polarkoordinaten (Radien in mm, Winkel in Grad, Fläche in mm ²)													
Kreuze / Kreispunkte / Fläche													
Kreuz 1				Kreuz 2				Kreuz 3					
	R	Abw	phi	Abw	R	Abw	phi	Abw	R	Abw	phi	Abw	
x	-0,10		-0,46										
σ	0,07		1,35										
x_min	-0,34	-0,23	-9,59	-9,13									
x_max	0,01	0,12	0,24	0,69									
Kreispunkt 1				Kreispunkt 2				Fläche		Fläche			
	R	Abw	phi	Abw	R	Abw	phi	Abw	weiß	abw.	grau	abw.	
x	0,05		0,27		-0,03		-0,09		0,21		1,43		
σ	0,07		0,30		0,11		0,24		2,43		6,80		
x_min	-0,13	-0,18	-0,13	-0,40	-0,27	-0,25	-0,70	-0,61	-3,81	-4,02	-38,05	-39,48	
x_max	0,33	0,28	1,67	1,40	0,45	0,48	0,90	0,98	6,40	6,18	9,70	8,28	

Tab. 25 Differenztafel der beiden Druckersysteme (Positionsausdrucke A - AHP)

Beim Abgleich der Positionsausdrucke A und AHP zeigte sich kein auffälliges Verhalten der beiden benutzten Druckersysteme in Münster.



Fortsetzung nächste Seite



Fortsetzung nächste Seite

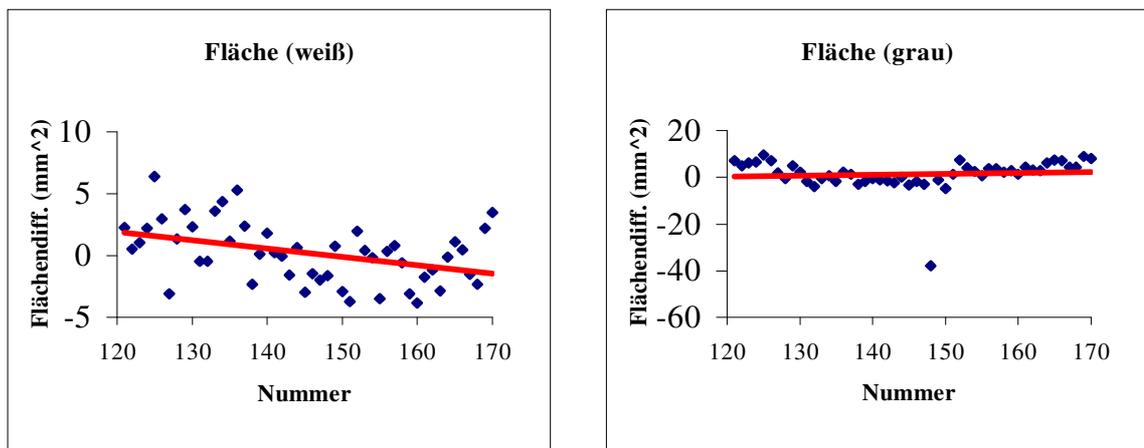


Abb. 66 Differenzdiagramme der beiden Druckersysteme (Positionsausdrucke A - AHP)

In Abb. 66 sind die Differenzen der auf verschiedenen Druckersystemen in Müns-
 ter ausgedruckten Messdaten der konformalen Untersuchung für die Position-
 ausdrucke A aufgetragen. Die Mittelwerte der Differenzen der aufgetragenen Pa-
 rameter liegen allesamt sehr nahe bei Null, eine Ausnahme bilden die Winkeldif-
 ferenzen von Kreuz 1, die um $-0,53^\circ$ streuen. Dieser Wert ist durch einen Ausrei-
 ßerwert bei im Einsatz befindlichen Druckersystem bedingt (s.a. Abb. 43 und Tab.
 23), entsprechendes gilt auch für die überaus große Streukanalbreite von knapp
 10° . Ansonsten liegt die Streukanalbreite unter bzw. leicht über 1 mm bzw. 1° . Die
 maximale Abweichung bei den Differenzflächen liegt bei $\Delta A = 11 \text{ mm}^2$, was bei
 einer Projektionsfläche von 1295 mm^2 akzeptabel erscheint (s.a. Tab. 25).

MS	C	B	Zusammenfassung:																		
70	Messungen																				
	Abstände / Längen																				
	Kreis/Kreuz		Koordinatensystem				Koordinatensystem				Mittelwerte										
	X-Achse	Y-Achse	X-Achse	Y-Achse	lo - ru	ro- lu															
x	185,93	185,47	180,86	161,28	242,23	242,42															
σ	0,11	0,26	0,09	0,26	0,25	0,24															
σ (%)	0,06%	0,14%	0,05%	0,16%	0,10%	0,10%															
x_min	-0,15	-0,45	-0,17	-0,38	-0,37	-0,36															
x_min (%)	-0,08%	-0,24%	-0,10%	-0,24%	-0,15%	-0,15%															
x_max	0,23	0,81	0,21	0,64	0,53	0,60															
x_max (%)	0,12%	0,44%	0,11%	0,40%	0,22%	0,25%															
a	186,5656	186,8969	181,4193	162,7225	243,6565	243,7497															
b	-0,00469	-0,0105	-0,00414	-0,010655	-0,01052	-0,00985															
x*_min	-0,31	-0,81	-0,32	-0,75	-0,73	-0,70															
x*_max	0,07	0,45	0,06	0,27	0,17	0,26															
	Position in Polarkoordinaten (Radien in mm, Winkel in Grad, Fläche in mm ²)																				
	Kreuze / Kreispunkte / Fläche																				
Nr.	Kreuz 1		Kreuz 2		Kreuz 3		Kreispunkt 1		Kreispunkt 2		Fläche	Fläche									
	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	weiß	grau									
x	27,98	-115,66	27,97	-115,66			35,34	-156,17	20,35	-73,45	1382,49	1456,50									
σ	0,10	0,32	0,00	0,04			0,05	0,11	0,07	0,12	3,55	1454,82									
σ (%)											0,26%	99,88%									
x_min	-0,13	-1,80	0,00	-0,03			-0,11	-0,24	-0,11	-0,27	-7,65	3,31									
x_min (%)											-0,55%	0,23%									
x_max	0,40	0,37	0,00	0,03			0,11	0,25	0,18	0,27	7,74	1,79									
x_max (%)											0,56%	0,12%									
a	28,36134	-115,971	27,96914	-114,9041			35,50883	-155,966	20,57142	-73,6898	1396,42	-5,51									
b	-0,002793	0,002281	0	-0,006715			-0,00123	-0,00152	-0,00162	0,001764	-0,10285	-4,89									
x*_min	-0,15	-1,75	0,00	0,00			-0,10	-0,23	-0,12	-0,22	-6,21	-6,39									
x*_max	0,33	0,36	0,00	0,00			0,10	0,23	0,15	0,26	5,07	-7,49									

Tab. 27 Zusammenstellung aller in Münster ausgewerteten Messdaten (Positionsausdrucke B)

Die Standardabweichungen der Positionskoordinaten von Isozentren und Kreispunkten von ihrem jeweiligen Mittelwert bewegen sich in einem Bereich von 0,00 mm bis 0,10 mm für die Radien und 0,04° bis 0,32° für die Winkel, mit maximalen Abweichungen von 0,40 mm bzw. 1,80°.

mark erstellten Positionsausdrucken liegen über denen der stereotaktischen Radiochirurgie und bewegen sich zwischen 0,004 mm/Messung und 0,0143 mm/Messung, respektive 0,57 mm und 2,00 mm im Jahr bei angenommenen gleichbleibenden Bedingungen und Nutzungsverhalten. Starke Indizien lassen sich auch hier für durch Tonwechsel bzw. Neukalibrierung bedingte Abweichung bei den Ausdrucken mit dem Laserdrucker finden (s. Abb. 45). Auch in der konformalen Messreihe zeigen die Ausdrücke mit dem HP-Drucker deutlich schwächere Tendenzen, die allerdings in x-Richtung sogar ein Anwachsen der Abstände belegen.

Ähnliches Verhalten weisen die mit dem Wiener HP-Drucker erstellten Ausdrücke auf, auch hier findet sich zum Teil ein Anwachsen der Abstände. Eindeutige Trendaussagen können aber aufgrund der geringen Anzahl der Messungen nicht gemacht werden.

Eine Abschätzung der Fehler bei der Berechnung der Positionen von Beamkreuzen und simuliertem Karzinom zeigt Tab. 29

Messreihe	Kreuz 1	Kreispunkt 1	Kreispunkt 2
MS-C-A	0,32 mm	0,06 mm	0,32 mm
MS-C-AHP	0,06 mm	0,10 mm	0,31 mm
MS-C-B	0,18 mm	0,08 mm	0,08 mm
W-C-A	0,05 mm	0,07 mm	0,04 mm
W-C-B	0,07 mm	0,11 mm	0,08 mm

Tab. 29 Abschätzung der Fehler bei der Berechnung der Positionen der Beamkreuze

Bei der konformalen Bestrahlung existiert in der Regel nur ein Isozentrum. Daher gibt es daher bei dieser Bestrahlungsart nur ein Beamkreuz.

2.3 Optimierte stereotaktische Testreihe in Münster

Optimierte stereotaktische Bestrahlungsdaten

Im Gegensatz zu den geometrischen Lokalisationswerten zeigt sich bei den dosimetrischen Werten kein Trendverhalten mit der Zeit.

	Target Volume		Normal Tissue	
	30% -Isodose		30% -Isodose	
Messreihe	x_1	σ	x_2	σ
Münster (n=12)	100,00	0,00	257,24	3,62
	50% -Isodose		50% -Isodose	
Messreihe	x_1	σ	x_2	σ
Münster (n=12)	99,78	0,18	74,38	1,55
	80% -Isodose		80% -Isodose	
Messreihe	x_1	σ	x_2	σ
Münster (n=12)	85,96	0,18	9,49	0,40
	100% -Isodose		100% -Isodose	
Messreihe	x_1	σ	x_2	σ
Münster (n=12)	69,25	0,23	1,02	0,06

Tab. 30 Fehlerbetrachtung zu den optimierten stereotaktischen Bestrahlungsdaten (Angaben in Prozent relativ zum Zielvolumen (GTV): Mittelwerte der Volumenanteile x_1 , x_2 ; Standardabweichung σ)

Tab. 30 zeigt die relative Größe der Volumina (bezogen auf das Zielvolumen), auf die 30%, 50%, 80% und 100% der berechneten Strahlendosis appliziert werden. In Bezug auf das Konstanzverhalten ist festzuhalten, dass die Standardabweichungen der berechneten Mittelwerte für die Testreihe in Münster im Promille- bzw. im unteren Prozent-Bereich liegen. Ein Vergleich mit Tab. 14 zeigt größere Abweichung für die Berechnungen mit dem optimierten Chip SMART. Die geringe Anzahl der Messungen lässt allerdings keinen eindeutigen Schluss über die Qualität dieses Chips zu.

Positionsausdrucke A der optimierten stereotaktischen Testreihe

Berechnung und Druck der Positionsausdrucke zur optimierten stereotaktischen Radiochirurgie fand während einer kurzen Testphase des zugehörigen Hardware-Chips statt, so dass, ähnlich wie bei den Messungen in Münster, nur jeweils 12 Messungen durchgeführt werden konnten. So sind aufgrund der daraus entstehenden Unsicherheiten zwar Tendenzen zu vermuten, die genauen Zahlenwerte aber mit Vorsicht zu bewerten.

MS	RO	A	Zusammenfassung:									
12 Messungen												
Abstände / Längen												
Kreis/Kreuz		Koordinatensystem				Koordinatensystem				Mittelwerte		
	X-Achse	Y-Achse	X-Achse	Y-Achse	lo - ru	ro - lu						
x	209,90	191,26	180,77	181,14	255,75	256,06	mittlere Breite/Höhe aller Messungen					
σ	0,04	0,11	0,03	0,09	0,11	0,07	Standardabweichung					
σ (%)	0,02%	0,06%	0,02%	0,05%	0,04%	0,03%						
x_min	-0,05	-0,24	-0,04	-0,13	-0,18	-0,18	min. Abweichung vom Mittelwert					
x_min (%)	-0,03%	-0,12%	-0,02%	-0,07%	-0,07%	-0,07%						
x_max	0,07	0,16	0,05	0,12	0,18	0,06	max. Abweichung vom Mittelwert					
x_max (%)	0,04%	0,08%	0,03%	0,07%	0,07%	0,02%						
a	207,84276	188,63995	179,8161	177,06395	251,2004	253,4974	Absolutglied der Ausgleichsgeraden					
b	0,0099433	0,0126731	0,004597	0,0197279	0,022027	0,012406	Steigung der Ausgleichsgeraden					
x*_min	0,00	-0,17	-0,01	-0,02	-0,05	-0,06	min. Abweichung von der Ausgleichsgeraden					
x*_max	0,13	0,23	0,07	0,23	0,31	0,18	max. Abweichung von der Ausgleichsgeraden					
Position in Polarkoordinaten (Radien in mm, Winkel in Grad, Fläche in mm ²)												
Kreuze / Kreispunkte / Fläche												
Nr.	Kreuz 1		Kreuz 2		Kreuz 3		Kreispunkt 1		Kreispunkt 2		Fläche	Fläche
	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	weiß	grau
x			12,25	-80,68	14,27	-82,02	18,73	-159,87	33,46	-64,24	1291,50	
σ			0,04	0,24	0,04	0,21	0,01	0,10	0,14	0,50	1,96	
σ (%)											0,15%	
x_min			-0,04	-0,37	-0,05	-0,32	-0,01	-0,13	-0,18	-0,55	-3,87	
x_min (%)											-0,30%	
x_max			0,05	0,25	0,05	0,20	0,02	0,14	0,17	0,60	2,23	
x_max (%)											0,17%	
a			12,34955	-83,23263	14,44173	-84,2602	18,89703	-158,603	30,40743	-53,2887	1269,51	
b			-0,00049	0,0123666	-0,00084	0,010828	-0,000822	-0,00615	0,014764	-0,05301	0,106467	
x*_min			-0,05	-0,39	-0,05	-0,33	-0,01	-0,15	-0,18	-0,63	-3,49	
x*_max			0,05	0,25	0,05	0,20	0,02	0,18	0,19	0,72	2,71	

Tab. 31 Zusammenstellung aller in Münster ausgewerteten Messdaten (Positionsausdrucke A)

Auf den Positionsausdrücken A zeigt sich zunächst einmal ein Anwachsen des Koordinatensystems über den Messzeitraum, und zwar wesentlich stärker in y-Richtung als in x-Richtung.

Die Standardabweichung der Positionskoordinaten der Isozentren und der Kreispunkte von ihrem Mittelwert wurden mit 0,01 mm bis 0,14 mm (Radien) bzw. 0,10° bis 0,50° berechnet, maximal wurden Abweichungen von 0,18 mm bzw. 0,60° gemessen.

Positionsausdrucke B der optimierten stereotaktischen Testreihe

Die Positionsausdrucke B der optimierten stereotaktischen Radiochirurgie in Münster zeigen im Messzeitraum ein ähnliches geometrisches Verhalten wie die Positionsausdrucke A.

MS	RO	B	Zusammenfassung:									
12 Messungen												
Abstände / Längen												
	Kreis/Kreuz		Koordinatensystem		Koordinatensystem		Mittelwerte					
	X-Achse	Y-Achse	X-Achse	Y-Achse	lo - ru	ro - lu						
x	185,81	185,32	180,77	161,09	242,01	242,25	mittlere Breite/Höhe aller Messungen					
σ	0,04	0,10	0,03	0,10	0,07	0,11	Standardabweichung					
σ (%)	0,02%	0,05%	0,02%	0,06%	0,03%	0,04%						
x_min	-0,08	-0,14	-0,04	-0,15	-0,15	-0,15	min. Abweichung vom Mittelwert					
x_min (%)	-0,04%	-0,08%	-0,02%	-0,09%	-0,06%	-0,06%						
x_max	0,05	0,14	0,05	0,14	0,10	0,16	max. Abweichung vom Mittelwert					
x_max (%)	0,03%	0,08%	0,03%	0,09%	0,04%	0,07%						
a	184,58632	183,86747	180,3649	160,39286	240,9268	241,8039	Absolutglied der Ausgleichsgeraden					
b	0,005938	0,0070335	0,001939	0,0033967	0,005235	0,00218	Steigung der Ausgleichsgeraden					
x*_min	-0,05	-0,10	-0,03	-0,13	-0,12	-0,14	min. Abweichung von der Ausgleichsgeraden					
x*_max	0,08	0,18	0,06	0,16	0,13	0,17	max. Abweichung von der Ausgleichsgeraden					
Position in Polarkoordinaten (Radien in mm, Winkel in Grad, Fläche in mm ²)												
Kreuze / Kreispunkte / Fläche												
Nr.	Kreuz 1		Kreuz 2		Kreuz 3		Kreispunkt 1		Kreispunkt 2		Fläche	Fläche
	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	R	phi	weiß	grau
x	111,72	30,08	109,71	25,89	103,42	20,88	98,07	36,87	128,31	24,69	1379,76	
σ	0,21	0,20	0,22	0,20	0,24	0,21	0,17	0,23	0,22	0,17	2,27	
σ (%)											0,16%	
x_min	-0,36	-0,18	-0,39	-0,19	-0,49	-0,20	-0,25	-0,23	-0,38	-0,17	-5,20	
x_min (%)											-0,38%	
x_max	0,33	0,45	0,33	0,46	0,24	0,48	0,30	0,53	0,28	0,39	2,91	
x_max (%)											0,21%	
a	102,51764	35,975859	100,0044	31,462578	92,77262	26,87585	91,08339	44,0033	118,9395	29,69133	1357,75	
b	0,0445403	-0,028547	0,047021	-0,026977	0,051553	-0,02904	0,033819	-0,03455	0,045392	-0,02422	0,106593	
x*_min	-0,16	-0,26	-0,18	-0,24	-0,26	-0,24	-0,18	-0,29	-0,18	-0,20	-4,82	
x*_max	0,27	0,33	0,26	0,33	0,25	0,35	0,25	0,37	0,25	0,28	2,96	

Tab. 32 Zusammenstellung aller in Münster ausgewerteten Messdaten (Positionsausdrucke B)

Für die Positionsbestimmung der Isozentren und des simulierten Karzinoms ergeben sich Standardabweichungen von 0,17 mm bis 0,22 mm bzw. 0,17° bis 0,23° für die Radien bzw. Winkel. Die Maximalabweichungen vom Mittelwert werden mit 0,49 mm und 0,53° erreicht.

Fehlerbetrachtungen

Ähnlich wie bei den wenigen Messreihen in Wien führt auch bei der Messreihe zur optimierten stereotaktischen Radiochirurgie die geringe Anzahl der Messungen zu größeren statistischen Abweichungen. Daraus resultieren möglicherweise auch die relativ großen Tendenzen, die bei der Konstanzprüfung des Koordinatensystems zu beobachten sind (0,002 mm/Messung bis 0,012 mm/Messung), die hier allerdings durchweg positiv sind.

Auch die Abschätzung der Fehler bei der Positionsbestimmung von Beamkreuzen und simuliertem Tumor (s. Tab. 33) erreicht hier ihren Maximalwert.

Messreihe	Kreuz 1	Kreuz 2	Kreuz 3	Kreispunkt 1	Kreispunkt 2
MS-RO-A		0,07 mm	0,07 mm	0,04 mm	0,33 mm
MS-RO-B	0,44 mm	0,44 mm	0,44 mm	0,43 mm	0,43 mm

Tab. 33 Abschätzung der Fehler bei der Berechnung der Positionen der Beamkreuze

3. Wichtung der Untersuchung

Die Basis für eine stereotaktische oder konformale Radiochirurgie sind Präzision und ein steiler Dosisabfall zur Vermeidung einer zu hohen Strahlenbelastung des um das Tumorgewebe liegenden gesunden Gehirngewebes. Um diese Forderung zu erfüllen, ist eine Qualitätskontrolle aller an der Realisierung beteiligten Schritte notwendig. Ein wesentlicher Schritt ist die physikalische Therapieplanung.

Bei der Bewertung der Untersuchungsergebnisse sind einige Punkte zu berücksichtigen:

- Trotz intensiver Literaturrecherchen konnten keine ähnlichen Untersuchungen anderenorts gefunden und zu Vergleichszwecken hinzugezogen werden.
- Die Aufnahme der stereotaktischen und konformalen Bestrahlungsdaten erfolgte in Münster im Verlauf eines halben Jahres und zwar während des regulären Betriebs der Anlage, so dass während dieses Zeitraums nicht nur die 70 Berechnungen und Drucke für diese Untersuchung, sondern der Lexmark-Drucker auch für vielfältige andere Aufgaben genutzt wurde. Der HP-Drucker (Messreihen AHP) dagegen stand ausschließlich für die Radiochirurgie zur Verfügung.
- Die Analyse der mit dem Lexmark ausgedruckten Positionsausdrucke legt die Vermutung nahe, dass im Messzeitraum zumindest zweimal ein Tonerwechsel, eventuell mit Neukalibrierung des Druckers, erfolgte (vgl. Abb. 42). Der HP-Drucker zeigt insgesamt konstante Ergebnisse.
- Die Aufnahme der optimierten stereotaktischen Bestrahlungsdaten in Münster erfolgte während einer kurzen Testphase der Software, so dass die Anzahl der Messungen geringer ist.

Die Untersuchungen in Wien wurden innerhalb einer Woche durchgeführt, was auch in einer geringeren Anzahl von Messungen resultierte.

- Aufgrund der geringeren Anzahl der Messungen in Wien und für die optimierte stereotaktische Bestrahlung muss beachtet werden, dass hier, statistisch bedingt, größere Fehler in den Aussagen möglich sind. Die Untersuchungsergebnisse deuten an, dass nur geringe Abweichungen von den Referenzwerten auftreten. Die geringe Zahl der Messungen gestattet aber nicht eine eindeutige Bestätigung.
- Die ermittelten Fehler bei der Bestimmung der Lage der Isozentren liegen inklusive der eindeutig erklärbaren „Ausreißer“ deutlich unter 0,5 mm. Dies ist im Vergleich zu den Fehlern der Patientenpositionierung, die aus dem Zusammenspiel von Maske, Tisch und Gantry resultieren vergleichsweise gering (vgl. Kap. IV.1.1 und Tab. 21, Tab. 29 und Tab. 33).
- Die in den Messungen teilweise verbliebenen „Ausreißerwerte“ konnten trotz einer gesonderten Überprüfung nicht eindeutigen Fehlerquellen zugeordnet werden. Die daraus resultierenden Abweichungen beeinträchtigen überproportional die Messergebnisse (vgl. exemplarisch Abb. 45).
- Bei Einzeitbestrahlungen sind insbesondere diese nicht erkannten „Ausreißerwerte“ äußerst problematisch. Das gilt auch für Mehrfachbestrahlungen, da hier in der Regel auch nur eine einzige Berechnung erfolgt.
- Die unterschiedlichen Ergebnisse zwischen Rotationsbestrahlung, Konformationsbestrahlung und optimierter Berechnung bei Verwendung desselben Druckersystems lassen auch einen Einfluss der Rechnersoftware vermuten.

VII. Schlussfolgerung

Die in Münster und Wien durchgeführte Langzeituntersuchung bei "laufendem Strahlenbetrieb" zur Konstanzsicherung dosimetrischer und geometrischer Parameter beim Einsatz von Radiosurgery Software und Druckerhardware gibt Anlass zu folgenden Empfehlungen:

1. Ein Phantomkopf als Standardpatient – wie für die vorliegende Untersuchung eigens erstellt – ermöglicht eine derartige Qualitätssicherungstest. Er gestattet nicht nur Vergleiche und Abgleiche der einzelnen Untersuchungen, sondern erlaubt auch Langzeituntersuchungen über die gesamte Einsatzzeit der Hard- und Software einer Bestrahlungseinrichtung.
2. Für die Effizienz derartiger Qualitätsuntersuchungen wäre ein Zugriff auf die Rechnerdaten sehr angebracht. Die Gewinnung und Übertragung digitalisierter Daten aus ausgedruckten Tabellen und graphische Darstellungen sind einerseits zeitintensiv und mitunter fehlerbehaftet, andererseits lassen sich auftretende Abweichungen nur schwer einem der beiden Datenträger – Rechnerprogramm oder Druckersystem – zuordnen. Bei Zugriff auf die Rechnerdaten könnte ein Abgleich mit den ausgedruckten Druckerdaten dagegen schnell Aufschluss über die Qualität und Konstanz einzelner Druckersysteme geben. Dieser Zugriff könnte einerseits über ein Programmmodul oder eine Schnittstelle oder aber durch den Druck in eine (Bild-) Datei realisiert werden. Die getrennte Untersuchung von Soft- und Hardware wäre eine Aufgabe für eine weitergehende Untersuchung. Sie würde auch die Möglichkeit liefern, jeden Drucker individuell auf seine Konstanz zu testen bzw. ein optimales Druckersystem bzw. das optimale Druckverfahren zu finden.
3. Bei der Auswertung der Messergebnisse hat sich gezeigt, dass das manuelle Ausmessen der Positionsdiagramme durch Lineal oder Pixelsummation extrem zeitaufwendig ist. So müssen pro Ausdruck bis zu 14 Punkte bestimmt und in das Auswertungsprogramm übertragen werden, so dass die Auswertung einer Messreihe mit genügend vielen Messungen einige Wochen oder sogar Monate in Anspruch nimmt. Wünschenswert wäre hier ein automatisches Di-

agnoseprogramm, das direkt die (Zahlen-) Daten der BrainSCAN-Software verarbeitet. Für den Fall, dass der Zugriff auf die Rechnerdaten von Seiten der Softwarefirma nicht zu realisieren ist, wäre auch eine voll- oder halbautomatische Erfassung der Messpunkte mit den Hilfsmitteln der Bilderkennung denkbar.

4. Die betrachteten Parameter zeigen – bis auf Ausreißerwerte – tolerierbares Schwankungsverhalten. Dieses ist jedoch nicht ausschließlich statistischer Natur. Vielmehr lassen sich leichte, wenn auch nicht einheitliche Steigungstrends ausmachen. Dies spricht für die Notwendigkeit derartiger Untersuchungen zur Qualitätssicherung in zeitlich festgelegten Intervallen für die Software. Wie die Messungen andeuten, empfiehlt sich eine Überprüfung für die Druckerhardware spätestens nach jedem Wechsel des Toners oder der Tinte.
5. Der Vergleich der Positionsausdrucke mit dem Druckern von Lexmark und HP legt die Empfehlung nahe, den Einsatzbereich des jeweiligen Drucksystems exklusiv auf die Bestrahlungsplanung zu beschränken, um die durch Toner- oder Tintenpatronenwechsel und Kalibrierung entstehenden Fehler zu minimieren.
6. Nicht erkannte „Ausreißerwerte“ sind sowohl bei Einzeitbestrahlungen als auch bei Mehrfachbestrahlungen – da hier in der Regel auch nur eine einzige Berechnung erfolgt – für die Therapie schädlich.

Um derartige Fehler zu minimieren, empfiehlt es sich, stets Kontrollmessungen durchzuführen. Bei Mehrfachbestrahlungen könnten in zeitlichen Abständen wiederholt durchgeführte Berechnungen dazu führen, dass sich statistische Schwankungen herausmitteln. Kritisch ist allerdings ein trendhaftes Verhalten der geometrischen Parameter, welches in einigen Fällen signifikant auftrat (vgl. exemplarisch Abb. 25).

Legende

Abkürzungen im Text

AKH	Allgemeines Krankenhaus
BJPM	Le Bulletin Juridique du Practicien Hospitalier
CT	Computer-Tomographie
CTV	Clinical Target Volume
DEGRO	Deutsche Gesellschaft für Radioonkologie
DER	Extrapolated Response Dose
DNS	Desoxyribonukleinsäure
DKFZ	Deutsches Krebsforschungszentrum
DVH	Dosis-Volumen-Histogramm
EPI	Electronic Portal Imaging
GSF	Gesellschaft für Schwerionenforschung
GTV	Gross Tumor Volume
HMI	Hahn-Meitner Institut
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IMRT	Intensitätsmodulierte Radio-Therapie
LET	Linear Energie-Transfer
MLC	Multi-Leaf-Collimator
MRT	Magnet-Resonanz-Tomographie
N.Tiss.	Normal Tissue
PET	Positron Emission Tomographie
PTV	Planning Target Volume
RBE	Radio Biological Efficiency
RT	Radiotherapie
SRS	Stereotactic Radiosurgery
SRT	Stereotactic Radiotherapy
STR	Stereotaktische Radiotherapie
TCP	Tumor-Control-Probability
T.Vol.	Target Volume

Messreihenbenennung

MS-R-A	Positionsausdrucke A mit Drucker Lexmark für SRT in Münster
MS-R-AHP	Positionsausdrucke A mit Drucker HP für SRT in Münster
MS-R-B	Positionsausdrucke B mit Drucker Lexmark für SRT in Münster
W-R-A	Positionsausdrucke A mit Drucker HP für SRT in Wien
W-R-B	Positionsausdrucke B mit Drucker HP für SRT in Wien
MS-C-A	Positionsausdrucke A mit Drucker Lexmark für RT in Münster
MS-C-AHP	Positionsausdrucke A mit Drucker HP für RT in Münster
MS-C-B	Positionsausdrucke B mit Drucker Lexmark für RT in Münster
W-C-A	Positionsausdrucke A mit Drucker HP für RT in Wien

W-C-B	Positionsausdrucke B mit Drucker HP für RT in Wien
MS-RO-A	Positionsausdrucke A mit Drucker Lexmark und Modul SMART in Münster
MS-RO-B	Positionsausdrucke B mit Drucker Lexmark und Modul SMART in Münster
x	Mittelwert
x_{\min}	minimaler Wert
x_{\max}	maximaler Wert
σ	Standardabweichung
$y=bx+a$	Ausgleichsgerade

Literaturverzeichnis

- Alexander III, E. et al.:** Stereotactic Radiosurgery for the Definitive, Noninvasive Treatment of Brain Metastases, Journal of the National Cancer Institute 87, 34-40, 1995
- Bentel, G.,C.:** Treatment planning & dose calculation in Radiation Oncology. New York 1989
- Bley, H.:** Kompendium Medizin + Technik. Gräefelfing 1994
- Bockmühl, U. et al.:** Charakterisierung genetischer Veränderungen bei Kopf-Hals-Karzinomen und Untersuchungen zur genetischen Prädisposition, humboldt spektrum 5, 4-9, 1998
- Boesecke, R.:** Die Entwicklung von interaktiven Computersystemen für Strahlentherapie, Radiologie und Neurochirurgie. Habilitationsschrift, Heidelberg 1991
- Bootz, F. et al.:** Karzinome des oberen Aerodigestivtrakts . AWMF online – Leitlinie Onkologie Nr. 032 / 031.
<http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/AWMF/II/onko-031.htm>. Aktualisierungsdatum: 1.8.2002
- BrainLAB** (Hrsg.): Radiosurgery. <http://www.brainlab.com/>. Poing 2000a
- BrainLAB** (Hrsg.): Stereotaxy <http://www.brainlab.com/>. Poing 2000b
- BrainLAB** (Hrsg.): BrainSCAN – Das System für die Strahlenchirurgie. Poing 2000c
- Brockmüller, J. et al.:** Molekulare Medizin ist Realität, humboldt spektrum 6, 4-11, 1999
- Calamini, A.:** Beschleuniger in der Strahlentherapie – Leistung, Aufgaben, Entwicklungstendenzen. In: Strahlenschutz in Forschung und Praxis Bd. 32. Stuttgart 1992
- Daniel, P.T., Dörken, B.:** Natural Born Killers, humboldt spektrum 7, 4-8, 2000
- DEGRO** (Hrsg.): Nachsorge in der Radiologie. AWMF online – QS Radiologie.
<http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/AWMF/qs/qs-ro-a4.htm> . Aktualisierungsdatum: 2.12.1999

- DEGRO** (Hrsg.): Konstanzprüfungen an Therapiesimulatoren. AWMF <http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/AWMF/qs/qs-ro-p2.htm>. Aktualisierungsdatum: 2.12.1999
- DGN** (Hrsg.): PET – Modernes Diagnose-Verfahren im Kampf gegen Krebs. Online-Broschüre. http://www.nuklearmedizin.de/infbroch/petbroch/pet_de.html. Aktualisierungsdatum: 19.6.2002
- DIN 6814-8**: Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik – Strahlentherapie. Berlin 1998a.
- DIN 6827-1**: Protokollierung bei der medizinischen Anwendung ionisierender Strahlung. Berlin 1998
- DKFZ** (Hrsg.): Mit „messerscharfen“ Strahlen. Zwölf Jahre klinische Erfahrung mit der Einzeithochdosisbestrahlung. http://www.dkfz.de/einblick/ein1997/1_1997/1_97_15.htm. Aktualisierungsdatum: 15.2.2002
- DKFZ** (Hrsg.): Krebsforschung heute – Berichte aus dem Deutschen Krebsforschungszentrum. Darmstadt 1998
- Engenhardt-Cabilic, R.:** Ergebnisse und Indikationen zur Radiochirurgie. In: Prott, F.-J. (Hrsg.): 1. Wiesbadener Strahlentherapiesymposium. Altenberge 2000
- Fischedick, A.-R.:** Klinik für Diagnostische Radiologie und Radioonkologie <http://www.clemenshospital.de/kliniken/index.htm>. Münster 1999
- Gademann, G. :** Strahlentherapie. Vorlesungsskript. Magdeburg 2002
- Gardey, K. U.:** Entwicklung eines schnellen Rechneralgorithmus für die Konvergenzstrahlentherapie mit irregulären Feldern. Diplomarbeit, Dresden 1992
- Geiß, O. B. et al.:** Verification of Heavy Ion Dose Distributions Using Thermoluminescent Detectors, Nucl. Instr. and Meth. B 146, 541–544, 1998
- Groß, K. D., Reiß, J.:** Krebstherapie mit Ionenstrahlen. GSI Broschüre. Darmstadt 2000
- GSI** (Hrsg.): Schwerionen als chirurgisches Skalpell. http://www-aix.gsi.de/~demo/wunderland/deutsch/Kapitel_07.html. Darmstadt 2000
- Haase, W. et al.:** Dosisspezifikation für die Teletherapie mit Photonenstrahlung. AWMF Online QS Radioonkologie.

<http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/AWMF/qs/qs-ro-p1.htm>.

Aktualisie-

rungsdatum: 2.12.1999

- Haverkamp, U.:** Einführung in die Klinische Strahlenphysik. Wien / Münster 1997
- Haverkamp, U.:** Physikalische Grundlagen und Bestrahlungsplanung zur Radiochirurgie. In: Prott, F.-J. (Hrsg.): 1. Wiesbadener Strahlentherapiesymposium. Altenberge 2000
- Heckmann, D.:** Analyse der Geschichte der In-vivo Dosimetrie. Dissertation. Münster 1996
- Heese, J.:** Protonentherapie. <http://www.hmi.de/isl/att/att-1.html>. Berlin 2000
- Heiss, W.-D.:** Kernspintomographie und Positronen-Emissions-Tomographie zur Lokalisation menschlicher Hirnfunktionen. In: Lüst, R. et al.: Beobachtung, Experiment und Theorie in Naturwissenschaft und Medizin, Verhandlungen der GDNuÄ. Stuttgart 1987
- Hirsch-Kaufmann, M.:** Biologie für Mediziner. Stuttgart 1992
- Höffken, K.:** Prinzipien der antineoplastischen Chemo- und Hormontherapie. AWMF online – Onkologie Nr. 032 / 002.
http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/AWMF/II/on_chem.htm. Aktualisierungsdatum: 24.5.2002
- Höver, K. H.:** Biophysikalische Grundlagen und Planung der Therapie mit schnellen Neutronen. Dissertation. Heidelberg 1983
- Hoffmann, M.:** Phantomdosimetrie an bestrahlten Knochenproben mit Hilfe der Elektronenspinresonanzspektroskopie (ESR). Dissertation. Münster 1999
- ICRU Report 50:** Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda/USA 1993.
- Jordan, A. et al.:** Nanotechnologie in der Medizin, humboldt spektrum 7, 12-20, 2000
- Jüniger, Th.:** Prinzipien der allgemeinchirurgischen Tumorthherapie. AWMF-online – Onkologie Nr. 032 / 001.
http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/AWMF/II/on_pchtt.htm. Aktualisierungsdatum: 24.5.2002
- Kimm, R. et al.:** Einführung in Software Engineering. Berlin 1979

- Knoop, B.:** Leitlinie für nuklearmedizinische Bildgebung. AWMF online – Nuklearmedizin Nr. 031 / 030.
<http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/AWMF/II/nukl-030.htm>. Aktualisierungsdatum: 13.3.2000
- Kraemer, M.:** Heavy Ion Radiotherapy. <http://www-aix.gsi.de/~bio/therapy.html>. Aktualisierungsdatum: 28.7.1999
- Kraft, G. et al.:** Präziser Beschuss mit schweren Ionen. <http://www.uni-heidelberg.de/uni/presse/rc11/3.html>. Aktualisierungsdatum: 30.11.1996
- Kraus, A.:** Der Korrektionsfaktor k_Q Für die Strahlenqualität hochenergetischer Photonenstrahlung. In: Hofeld, K., Roos, M. (Hrsg): Dosismessverfahren für Photonen- und Elektronenstrahlung hoher Energie. PTB-Bericht Dos-21. Braunschweig 1992
- Krestel, E.** (Hrsg): Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik Berlin 1988
- Krieger, H., Petzhold, W.:** Strahlenphysik, Dosimetrie, und Strahlenschutz. Bd. 1 Grundlagen. Stuttgart 1992
- Krieger, H., Petzhold, W.:** Strahlenphysik, Dosimetrie, und Strahlenschutz. Bd. 2 G.: Anwendungen in der Strahlentherapie und der klinischen Dosimetrie. Stuttgart 1989
- Kruck, P.:** Prinzipien der onkologischen Rehabilitation. AWMF online – Onkologie Nr. 032 / 004. http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/AWMF/II/on_allre.htm. Aktualisierungsdatum: 24.5.2002
- Lange, H. :** MEDIZINTECHNIK – Schwerionentherapie im Kampf gegen den Krebs, Technik in Bayern H.2,40-41, 2000
- Langmann, D. :** Die Wertigkeit der CT-MRT-Bildfusion für die Bestrahlungsplanung – aktueller Stand der Technik. Diplomarbeit. Wien 2001.
- Larson, D.A. et al.:** Stereotactic Radiosurgery: Techniques and Results. PRINCIPLES & PRACTICE OF ONKOLOGY 7, 1-13, 1993
- Loeffler, J. S. et al.:** The Role of Stereotactic Radiosurgery in the Management of Intracranial Tumors, Onkology 4, 21-31, 1993
- Luxton, G. et al.:** Stereotactic Radiosurgery: Principles and Comparison of Treatment Methods, Neurosurgery 32, 241-258, 1993

- Metelmann, H.-R.:** Tumore im Kopf-Halsbereich. In : Horch, H.-H.: Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie II. München 1998.
- Mitaroff, A. et al.:** Biological Verification of Heavy Ion Treatment Planing, Radiat. Environ. Biophys. 37, 47–51, 1998
- Müller, R.-P., Kocher, M., Molls, M.:** Prinzipien der modernen Strahlentherapie (Radiologie). AWMF online – Onkologie Nr. 032 / 003
http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/AWMF/II/on_radio.htm Aktualisierungsdatum: 24.5.2002.
- Nüsslin, F.:** Dosisbestimmung im Patienten als zentrale Aufgabe der Qualitätssicherung in der Strahlentherapie. In: Hofeld, K., Roos, M. (Hrsg): Dosismeßverfahren für Photonen- und Elektronenstrahlung hoher Energie. PTB-Bericht Dos-21. Braunschweig 1992
- Perez, C.A., Brady, L.W., Roti Roti, J.L.:** Overview. In: Perez, C.A., Brady, L.W. (Hrsg.): Principles and Practice of Radiation Oncology. Philadelphia, New York 1997
- Prott, F.-J. (Hrsg.):** 1. Wiesbadener Strahlentherapiesymposium. Altenberge 2000
- Prott, F.-J.:** Strahlentherapie gestern und heute. In: Prott, F.-J. (Hrsg.): 1. Wiesbadener Strahlentherapiesymposium. Altenberge 2000
- Rassow, J. et al.:** Review on the Physical and Technical and Status of Fast Neutron Therapy in Germany, Radiation Protection Dosimetry 44, 447-451, 1992
- Redhardt, A.:** Anwendung der Elektronenspinresonanzmethode in der Strahlenbiologie. Frankfurt 1965
- Reiser, M., Semmerl, W. (Hrsg):** Magnetresonanz-Tomographie. Berlin 1992
- Schlegel, W.:** Funktionalität eines 3D- Bestrahlungsplanungssystems.
http://www.dkfz-heidelberg.de/fs05/e0400/3d_planung.html. Aktualisierungsdatum: 28.8.2002
- Schmidt, R.:** Geräte zur Erzeugung ionisierender Strahlung. In: Richter, J, Feintje, M. (Hrsg.): Strahlenphysik für die Radioonkologie. Stuttgart 1998
- Schmidt, R. et al.:** 3-D Visualization of Photon Treatment Plans, Zeitschrift für Medizinische Physik 2, 158-164, 1992
- Schmidt, R. et al.:** Physikalisch-technische Perspektive der Neutronentherapie, Strahlentherapie und Onkologie 169, 171-178, 1993

- Schmidt, R., Hermann, T.:** Die Dosisangabe in der Strahlentherapie, Deutsches Ärzteblatt 92, 2570-2573, 1995
- Schober, O., Lottes, G.:** Leitlinien für Diagnostik und Therapie. AWMF online – Nuklearmedizin Düsseldorf 2000
- Schwenzer, N., Grimm, G. (Hrsg.):** Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde, Bd. 1. Stuttgart 1988
- Schwenzer, N., Grimm, G. (Hrsg.):** Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde, Bd. 2. Stuttgart 1990
- Semmler, W.:** Darstellung des Forschungsschwerpunktes Radiologische Diagnostik und Therapie. <http://www.dkfz-heidelberg.de/fse/fse.htm>. Aktualisierungsdatum: 16.8.2001
- Siemens AG (Hrsg.):** Medizintechnik. Fortschritt für das Leben. Erlangen 1987,
- SiemensForum (Hrsg.):** Vom Fetisch zur Hightech-Medizin. München 2000
- Streffler, C.:** Biologische Grundlagen der Strahlentherapie. In: Scherer, E. (Hrsg.): Radiologische Onkologie. Berlin 1987
- Streffler, C.:** Tumorthherapie mit Neutronen: Experimentelle Grundlagen. <http://www.uni-essen.de/strahlentherapie/strahlenphysik/deutsch/neutronth.html>. Aktualisierungsdatum: 2.3.1999
- Sturm, V.:** Stereotaktische Laser-Neurochirurgie. <http://www.medizin.uni-koeln.de/kliniken/stereotaxie/forschung/laser.html>. Aktualisierungsdatum: 29.02.2000
- Wagner, W.:** Supportive Therapie bei der Behandlung von Kopf-/Halstumoren. In: Prott, F.-J. (Hrsg.): 1. Wiesbadener Strahlentherapiesymposium. Altenberge 2000
- Waigel, J.:** Aktivierung von Anlageteilen und Luft beim Betrieb medizinischer Beschleuniger. In: Strahlenschutz in Forschung und Praxis Bd. 32. Stuttgart 1992
- Winston, K. R., Wendell, L.:** Linear Accelerator as a Neurosurgical Tool for Stereotactic Radiosurgery, Neurosurgery 22, 454-464, 1988