

Computer Assisted Planning for Robotic Radiosurgery

Alexander Schlaefer

Institut für Robotik und Kognitive Systeme
schlaefer@rob.uni-luebeck.de

Abstract: Die robotergestützte Strahlenchirurgie stellt eine vergleichsweise neue Alternative bei der nicht-invasiven Behandlung von Tumoren und Läsionen dar. Der Einsatz eines Roboters zur Platzierung der Strahlenquelle ermöglicht eine besonders fokussierte Behandlung. Darüber hinaus lassen sich Bewegungen des Zielgebietes durch entsprechende Robotorbewegungen kompensieren. Die Flexibilität des Systems erfordert jedoch eine sorgfältige Behandlungsplanung, um die für den jeweiligen Patienten optimale Strahlenkonfiguration zu bestimmen. Verschiedene klinische Ziele müssen gegeneinander abgewogen werden, insbesondere um die Strahlenbelastung für gesundes Gewebe zu minimieren. In der vorliegenden Arbeit werden neue Methoden zur Auswahl der Strahlen und der Strahlaktivierungszeiten unter Berücksichtigung der technischen Möglichkeiten des Robotersystems und verschiedener klinischer Fragestellungen vorgestellt. Die Ergebnisse illustrieren die Bedeutung der Informatik bei der Planung, Visualisierung und Durchführung medizinischer Behandlungen.

1 Einführung

Ionisierende Strahlung wird seit langem erfolgreich therapeutisch eingesetzt, beispielsweise zur Krebsbehandlung und in der Neurochirurgie. Ein großer Vorteil besteht in der Möglichkeit, Behandlungen nicht-invasiv durchzuführen, besonders, wenn chirurgische Eingriffe gefährlich oder unmöglich sind. Jedoch ergibt sich das Problem, dass neben dem Gewebe im Zielgebiet auch umliegendes, gesundes Gewebe einer Strahlendosis ausgesetzt wird. Daher ist es notwendig, die Behandlungsstrahlen so zu wählen, dass die beabsichtigte Wirkung maximiert und unerwünschte Nebenwirkungen minimiert werden.

Dies gilt auch für ein vergleichsweise neues Bestrahlungssystem, das auf einem Roboter mit sechs Freiheitsgraden basiert. Die Strahlenquelle wird vom Roboterarm an verschiedenen Positionen außerhalb des Patienten platziert und auf beliebige Regionen im Zielgebiet ausgerichtet. Weitere Freiheitsgrade sind der Durchmesser des den Strahl formenden Kollimators und die Aktivierungszeit der Strahlenquelle. Dadurch ergeben sich im Vergleich zu anderen Systemen viele potentielle Behandlungsstrahlen, die eine besonders zielgebietskonforme Dosisabgabe ermöglichen. Darüber hinaus kann der Roboter während der Behandlung auftretende Bewegungen des Zielgebietes durch entsprechende Bewegungen der Strahlenquelle ausgleichen.

In den letzten Jahren hat sich der Einsatzbereich für das robotergestützte System erheblich



Abbildung 1: Das robotergestützte CyberKnife Bestrahlungssystem: (1) Roboter, (2) Linearbeschleuniger, (3) Röntgenquellen, (4) Festkörper-Röntgendetektoren, (5) Patientenliege, (6) optisches Lageverfolgungssystem. (Die Abbildung basiert auf Produktinformationen von Accuray Inc.)

erweitert. Neben Läsionen und Tumoren im Kopfbereich werden heute routinemäßig Tumore an der Wirbelsäule und atembewegliche Tumore in Lunge und Bauchraum behandelt. Aufgrund der großen Anzahl von Freiheitsgraden ist eine manuelle Behandlungsplanung praktisch unmöglich. Auch die vielfältigen Ansätze zur computergestützten Planung für konventionelle Bestrahlungssysteme lassen sich nicht direkt für das robotergestützte System verwenden. Vielmehr sind Methoden erforderlich, die das Planungsproblem geeignet modellieren und die technischen Möglichkeiten optimal für die klinische Anwendung ausnutzen.

2 Robotergestützte Strahlenchirurgie: Grundlagen und Planung

Seit der Entdeckung der Röntgenstrahlen werden verschiedene Strahlenarten und Strahlenquellen klinisch eingesetzt. Das robotergestützte System verwendet einen *Linearbeschleuniger* zur Erzeugung von Photonenstrahlen. Deren Wirkung im Gewebe beruht auf indirekter Ionisierung und daraus folgender Schädigung der Zellen und steht in Zusammenhang mit der absorbierten Energie. Die absorbierte Energie wird auch als *Dosis* bezeichnet, in Gray (Gy) angegeben und ist von der Dauer der Strahleinwirkung abhängig. Für Linearbeschleuniger wird die *Dosisrate* mit einer *Monitorkammer* gemessen und die Strahlaktivierungsdauer wird in Monitoreinheiten (Englisch *monitor units*, MU) angegeben.

In der konventionellen Strahlentherapie werden vor allem biologische Unterschiede zwi-

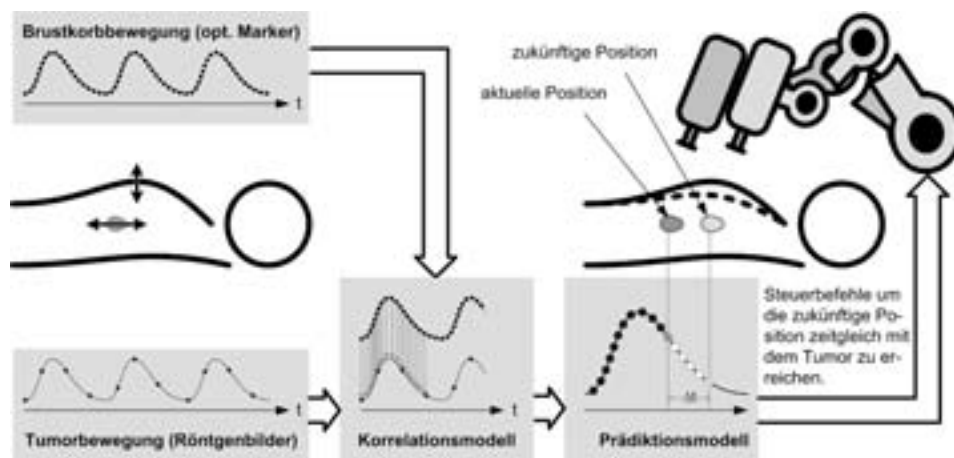


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Bewegungskompensation beim CyberKnife. Während der Behandlung wird die Lage des Zielgebietes durch infrequente Stereo-Röntgenbilder ermittelt. Die Bewegung externer Marker wird mit hoher Frequenz gemessen und durch Korrelation der Bewegungen kann die Lage des Zielgebietes mit hoher zeitlicher Auflösung ermittelt werden (links). Die durch die Verarbeitung der externen Sensordaten und die Bewegungen des Roboters verursachte Latenz wird durch Prädiktion ausgeglichen (rechts).

schen Tumor und Normalgewebe ausgenutzt, um gesundes Gewebe zu erhalten. Demgegenüber basiert die Strahlenchirurgie vorrangig auf einer besonders fokussierten Bestrahlung, die eine vergleichsweise hohe Dosis im Zielgebiet ermöglicht. Dadurch steigt die Wahrscheinlichkeit für einen Behandlungserfolg. Gleichzeitig werden umliegendes Gewebe und kritische Strukturen, wie beispielsweise Nerven, weitgehend geschont.

Voraussetzung für eine fokussierte Bestrahlung ist die präzise Lokalisation des Zielgebietes. Erste strahlenchirurgische Behandlungen erfolgten daher unter Zuhilfenahme eines *stereotaktischen* Rahmens. Dieses Verfahren lässt sich zum Beispiel für Tumore im Kopf verwenden, wobei der Rahmen fest mit den Schädelknochen verbunden wird. Neben der für den Patienten unangenehmen Fixation des Rahmens ist jedoch auch die Beschränkung auf einmalige Behandlungen im Kopfbereich von Nachteil. Beim Robotersystem wird daher vollständig auf den Rahmen verzichtet und stattdessen *bildgestützte Navigation* verwendet. Anhand von Stereoröntgenbildern lässt sich die Position von markanten Punkten bestimmen. Dabei können sowohl gut sichtbare natürliche Strukturen wie Knochen oder das Tumorgewebe [SSA05], oder aber künstliche Landmarken [SGB⁺00] verwendet werden.

Die durch die Navigation gewonnenen Informationen zur Lage und Orientierung des Zielgebietes werden mit den geplanten Daten verglichen. Änderungen werden durch den Roboterarm ausgeglichen, d.h., die Strahlenquelle wird so positioniert, dass der Strahl relativ zum Zielgebiet die geplante Lage einnimmt. Dieses Prinzip lässt sich auch auf atembewegliche Ziele ausdehnen. Die üblicherweise geringe Frequenz der Röntgenbilderfassung ist dazu allerdings nicht ausreichend. Die Atembewegungen verlaufen jedoch zyklisch und

sind extern messbar. Durch Korrelation der externen Sensordaten mit den durch die Bildgebung bestimmten Zielpositionen können die Zielbewegungen daher durch synchrone Bewegung der Strahlenquelle kompensiert werden [SGB⁺00]. Die durch die Erfassung und Verarbeitung der Sensordaten und die Roboterbewegungen verursachte Latenz wird durch Prädiktion der Bewegung berücksichtigt [ESS07]. Abbildung 2 stellt den Ablauf schematisch dar.

Neben der räumlich exakten Abgabe der Dosis ist die Behandlungsplanung eine zentrale Problemstellung in der Strahlenchirurgie. Dazu werden die besonders zu schonenden Organe (Englisch *organs at risk*, OAR) und das Zielgebiet (Englisch *planning target volume*, PTV) in einem dreidimensionalen Computertomographiebild kontouriert. Die so bestimmten *Volumen* werden in *Voxel* diskretisiert und die Dosis wird für die Mittelpunkte der Voxel berechnet, d.h., für einzelne Punkte $P \in R^3$. Aufgrund der großen Anzahl an Freiheitsgraden wird für die robotergestützte Strahlentherapie ausschließlich *inverse Planung* verwendet. Dabei wird die gewünschte Dosis für jedes Volumen vorgegeben und die Strahlkonfiguration wird durch Lösen eines Optimierungsproblems bestimmt. Übliche Ansätze verwenden *Gradientenabstiegsverfahren* oder *Simulated Annealing*. Für die robotergestützte Strahlenchirurgie hat sich *Lineare Programmierung* als Optimierungsverfahren bewährt [SBA98].

3 Auswahl optimaler Aktivierungszeiten

Für eine gegebene Menge an Kandidatenstrahlen B und einen Vektor x mit den nichtnegativen Strahlaktivierungszeiten lässt sich das Optimierungsproblem wie folgt formulieren

$$\begin{array}{ll} \min & c_x^T x \\ \text{s.t.} & Ax \leq b_u \\ & Ax \geq b_l \\ & x \leq b_w \\ & x \geq \mathbf{0} \end{array}$$

wobei die Ungleichungen komponentenweise gelten und c_x die Zielfunktionskoeffizienten für die Strahlen enthält. Die Symbole $\mathbf{0}$ und $\mathbf{1}$ bezeichnen die Vektoren, bei denen alle Komponenten 0 beziehungsweise 1 sind und $\tilde{g}$ bezeichnet im Folgenden den Zielfunktionswert. Die Dosis in Voxel i ist durch $(b_u)_i$ nach oben und durch $(b_l)_i$ nach unten beschränkt und die maximale Aktivierungszeit für einen einzelnen Strahl ist durch b_w gegeben. Die Matrix A enthält die Dosiskoeffizienten, d.h., a_{ij} entspricht der in Voxel i abgegebenen Dosis, wenn Strahl j für 1 MU aktiviert ist. Durch $(b_u)_i$ und $(b_l)_i$ und da a_{ij} als physikalische Größe keine negativen Werte annimmt, ist das Optimierungsproblem stets beschränkt. Allerdings ist es möglich, dass keine Lösung, die alle Nebenbedingungen erfüllt, existiert. Dieses Problem kann durch explizite *Schlupfvariablen* $\hat{s}_i$ und $\check{s}_i$ für die obere und untere Dosisgrenze von Voxel i behoben werden. Die Schlupfvariablen messen den Abstand zu den gewünschten Dosisgrenzen und können in die Zielfunktion aufgenommen werden. Die maximale Abweichung von den gewünschten Dosisgrenzen wird

durch $(b_{\hat{s}})_i$ und $(b_{\check{s}})_i$ gegeben und für sinnvoll gewählte $b_u \geq b_l$ und $b_{\hat{s}} \geq b_l$ ist das Optimierungsproblem stets lösbar, beispielsweise indem $b_{\hat{s}} = \check{s} = b_l$ gesetzt werden.

Ziel der Behandlungsplanung ist jedoch nicht die Lösung des mathematischen Optimierungsproblems, sondern der bestmögliche Kompromiss zwischen den klinischen Planungszielen. Unabhängig vom Optimierungsverfahren ist dazu typischerweise ein iteratives Vorgehen erforderlich. Der Planende bestimmt Grenzen und Zielfunktionskoeffizienten, lässt das Optimierungsproblem lösen und modifiziert die Grenzen und Koeffizienten, um das Planungsergebnis weiter zu verbessern. Da der Lösungsraum von der Lage und Form der Volumen abhängt, ist es jedoch schwer, den Kompromiss durch Änderung der Zielfunktionskoeffizienten zu etablieren. Um eine zielgerichtete, weitgehend formunabhängige Suche nach einem klinisch akzeptablen Kompromiss zu ermöglichen, wird das Optimierungsproblem erweitert.

$$\begin{array}{ll}
 \min & c_x^T x + \hat{c}_s^T \hat{s} + \check{c}_s^T \check{s} + \hat{c}_t^T \hat{t} + \check{c}_t^T \check{t} \\
 \text{s.t.} & Ax - \hat{s} \quad \quad \quad -\hat{t} \quad \quad \leq b_u \\
 & Ax \quad \quad \quad + \check{s} \quad \quad \quad + \check{t} \geq b_l \\
 & x \leq b_w \\
 & \hat{s} \leq b_{\hat{s}} \\
 & \check{s} \leq b_{\check{s}} \\
 & \hat{t} \leq b_{\hat{t}} \\
 & \check{t} \leq b_{\check{t}} \\
 & \mathbf{1}^T x \leq b_d \\
 & M\hat{s} \leq b_{\hat{a}} \\
 & M\check{s} \leq b_{\check{a}} \\
 & x, \hat{s}, \check{s}, \hat{t}, \check{t} \geq 0
 \end{array}$$

Die wichtigsten klinischen Ziele werden als unabhängige Zielfunktionsterme implementiert, wobei jedem Term eine entsprechende Nebenbedingung zugeordnet ist. Beispiele sind die Abdeckung des PTV mit der verschriebenen Dosis, die Konformalität der Dosisverteilung zur PTV Form, die obere und untere Dosisgrenze in den einzelnen Volumen, die durchschnittliche Dosis in den Volumen, sowie die Dauer der Behandlung. Die Dosisgrenzen lassen sich bereits durch b_u und b_l festlegen. Um die Grenzen für ein Volumen k auch als Zielfunktionsterm zu repräsentieren, werden zusätzliche Schlupfvariablen $\hat{t}_k$ und $\check{t}_k$ zum Optimierungsproblem hinzugefügt. Da nur einzelne Zielfunktionsterme optimiert werden, wird programmatisch sichergestellt, dass jeweils nur Komponenten für einen der Vektoren $\hat{t}$, $\check{t}$, $\hat{s}$ und $\check{s}$ Werte ungleich 0 annehmen. Die durchschnittliche Dosis lässt sich bereits über $\hat{s}$ und $\check{s}$ optimieren und durch zusätzliche Nebenbedingungen durch die Werte $(b_{\hat{a}})_j$ und $(b_{\check{a}})_j$ begrenzen, wobei die Zuordnung von Voxeln zu Volumen über eine binäre Matrix M erfolgt. Eine weitere Nebenbedingung begrenzt die Gesamtaktivierungszeit der Strahlen auf b_d .

Die Behandlungsplanung kann nun als Folge von Planungsschritten betrachtet werden, die jeweils ein einzelnes klinisches Ziel betreffen. Insbesondere wird der unvermeidliche Kompromiss zwischen den einzelnen klinischen Zielen offensichtlich. Eine Lösung, die hinsichtlich keines Zielfunktionsterms verbessert werden kann, ohne mindestens eine Nebenbedingung zu lockern, ist *Pareto-effizient*. Ausgehend von einer Pareto-effizienten

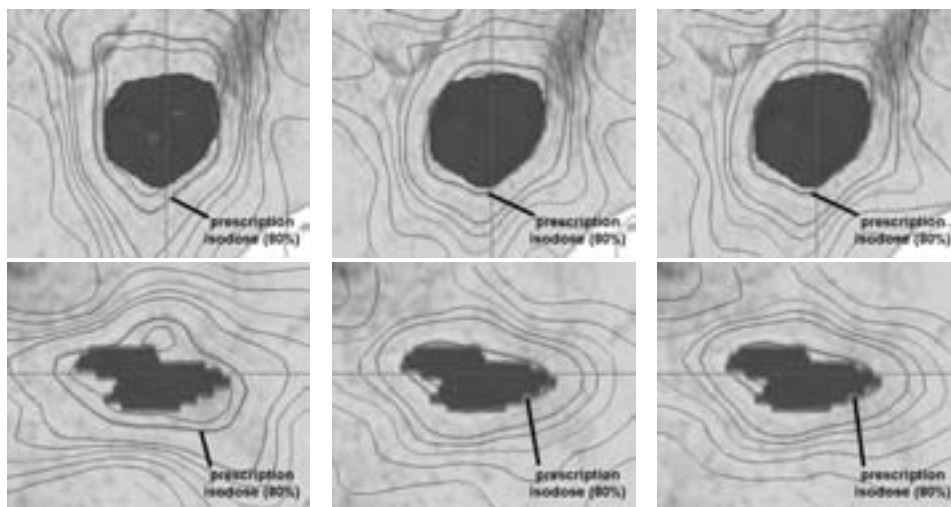


Abbildung 3: Axiale (oben) und sagittale (unten) Schnitte mit Iso-Dosislinien von 30 % bis 100 % der maximalen Dosis. Die breite, orange Linie zeigt die verschriebene Dosis (80 % der maximalen Dosis), das PTV ist rot eingefärbt. Dargestellt sind die Dosisverteilungen nach dem initialen Planungsschritt (links), nach einem Planungsschritt zur Verbesserung der Konformalität (mittig) und nach einem anschließenden Planungsschritt zur Verringerung der Gesamtaktivierungszeit (rechts). Initial ist das PTV vollständig durch die verschriebene Dosis abgedeckt. Dies gilt jedoch auch für große Bereiche des umliegenden Normalgewebes. Nach der Optimierung der Konformalität bleibt die Abdeckung des PTV erhalten, die verschriebene Dosis umschließt den Tumor nun sehr eng. Das gleiche Bild zeigt sich, nachdem zusätzlich die Gesamtaktivierungszeit minimiert wurde.

Lösung muss der Planende entscheiden, welche Nebenbedingung gelockert werden kann, um eine Verbesserung in Bezug auf einen anderen klinischen Planungsaspekt zu erreichen. Initial kann eine zulässige Lösung bestimmt werden, indem realistische Obergrenzen für die Dosis in den Volumen und die Gesamtstrahlaktivierungszeit gesetzt werden und die untere Dosisgrenze im PTV maximiert wird. Einmal erreichte Ziele lassen sich durch die Nebenbedingungen festhalten. Da Nebenbedingungen nur als Ergebnis eines Optimierungsschrittes oder durch Relaxieren bereits bestehender Grenzen verändert werden, ist stets eine Lösung im zulässigen Bereich des Optimierungsproblems garantiert.

Abbildung 3 verdeutlicht, wie einzelne Planungsaspekte individuell bei der Optimierung berücksichtigt werden und sich in Nebenbedingungen umwandeln lassen. Bei dem Beispiel handelt es sich um einen Hirntumor. Im ersten Schritt wird die untere PTV Dosisgrenze auf die verschriebene Dosis optimiert und anschließend über die entsprechende Nebenbedingung festgehalten. Im zweiten Schritt kann die Dosisverteilung wesentlich besser an die Tumorform angepasst werden, ohne jedoch die Mindestdosis im PTV zu kompromittieren. Im dritten Schritt wird auch die Form der Dosisverteilung festgehalten und die Gesamtaktivierungszeit von 19895 MU auf 18567 MU gesenkt.

Abbildung 4 zeigt die Nutzerschnittstelle des implementierten Planungssystems. Einzelne Ziele werden direkt im Dosis-Volumen-Histogramm modifiziert und aus den Ergebnissen können mögliche Kompromisse abgeleitet werden [SBS07].

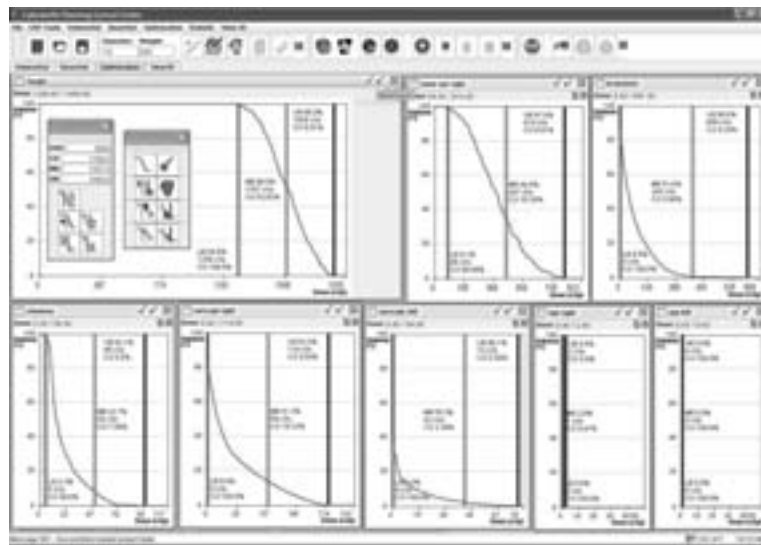


Abbildung 4: Nutzerschnittstelle der implementierten Planungsumgebung. Die Dosisverteilung wird als kumulatives Histogramm dargestellt, Dosisgrenzen und Optimierungsziele werden interaktiv angepasst. Für den Anwender ist direkt ersichtlich, welche Grenzen ausgeschöpft sind und damit eine weitere Verbesserung bezüglich des aktuellen Ziels verhindern. Dadurch lassen sich Paretoeffiziente Lösungen identifizieren, die den unvermeidlichen Kompromiss zwischen den Behandlungszielen verdeutlichen.

4 Auswahl geeigneter Strahlrichtungen

Bei den Überlegungen zur Optimierung der Strahlaktivierungszeiten wurde eine existierende Menge an Kandidatenstrahlen B vorausgesetzt. Bezüglich dieser Menge und den jeweiligen Nebenbedingungen liefert die lineare Programmierung stets eine optimale Lösung. Ist die Menge B groß, so wird im Allgemeinen nur einer Teilmenge der Strahlen eine Aktivierungszeit ungleich 0 zugewiesen. Wird darüber hinaus die Gesamtaktivierungszeit bei der Optimierung berücksichtigt, so werden aufgrund des linearen Zusammenhangs zum Dosiskoeffizienten nur die effizientesten Strahlen ausgewählt.

Es stellt sich jedoch die Frage, welche Strahlen in die Menge B aufgenommen werden sollen. Aufgrund der durch den Roboter gegebenen Flexibilität in der räumlichen Anordnung können nicht alle möglichen Strahlen berücksichtigt werden. Ein gängiger Ansatz ist die zufällige Auswahl einer vergleichsweise kleinen Anzahl von Strahlen anhand einer einfachen geometrischen Heuristik [SBA98]. Dabei werden zufällig gewählte Punkte auf der Oberfläche des PTV mit den zulässigen Roboterpositionen verbunden. In der Praxis werden ca. 1200 so erzeugte Strahlen in die Menge B aufgenommen. Obwohl durch die zufällige StrahlAuswahl keine globale Optimalität erwartet werden kann, zeigt sich, dass in der Praxis Pläne mit sehr guter Qualität erreichbar sind. Ziel es vor allem, mit vertretbarem Aufwand klinisch akzeptable Ergebnisse zu erreichen.

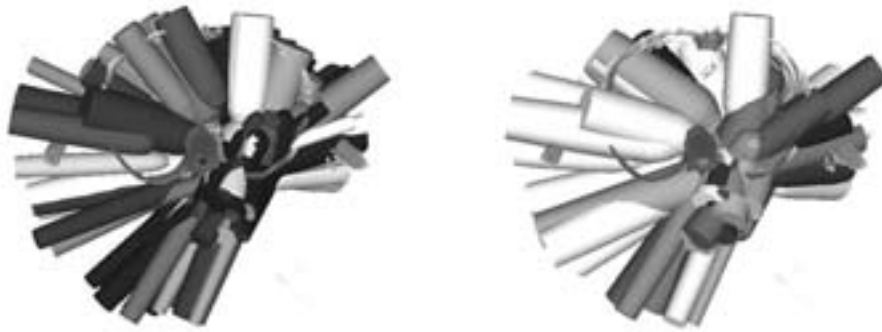


Abbildung 5: Aktive Strahlen für einen Lungentumor mit hohen Konformalitätsanforderungen (links) und niedrigen Konformalitätsanforderungen (rechts). Dunkle Strahlen haben kürzere Aktivierungszeiten.

Aus den sehr unterschiedlichen Zielsetzungen bei der Planung lässt sich vermuten, dass auch die räumliche Anordnung der optimalen Strahlenkonfiguration Unterschiede aufweist. Eine Analyse des Zusammenhangs anhand statistischer Kennzahlen ist schwierig, so dass zusätzlich eine visuelle Darstellung des dreidimensionalen Behandlungsplanes implementiert wurde. Abbildung 5 illustriert, dass die gewählten Strahlen in der Tat von den Nebenbedingungen abhängen. Um diesen Zusammenhang bei der Planung besser zu berücksichtigen, wurden verschiedene Ansätze implementiert. Zum Einen wurde die zufällige Strahlensauswahl in einen allgemeineren Rahmen eingeordnet, so dass verschiedene Wahrscheinlichkeitsverteilungen für die Strahlensauswahl definiert werden können [SJKS07]. Zum Anderen wurde ein Verfahren implementiert, bei dem die Optimierung in mehreren Iterationen verläuft, wobei nicht-aktive Strahlen durch neue, wieder zufällig gewählte Strahlen ersetzt werden [SSA06]. Da sich die Basislösung für das Optimierungsproblem nicht ändert, bleibt die Lösung jeweils zulässig, d.h., es können nur Verbesserungen auftreten. Dieser Ansatz ist von Vorteil, wenn sehr große Strahlmengen berücksichtigt werden sollen. Die Idee des iterativen Lösens des Optimierungsproblems lässt sich schließlich auf ein weiteres Verfahren ausdehnen. Statt einer zufälligen Auswahl von Strahlen vor der Optimierung, werden Optimierung und Strahlengenerierung verknüpft. Für jede Lösung des Optimierungsproblems lassen sich Nebenbedingungen identifizieren, die eine weitere Verbesserung des Zielfunktionswertes verhindern. Diese Nebenbedingungen korrespondieren aber gerade zu Voxeln im Planungsproblem. Insbesondere lässt sich motivieren, dass PTV Voxel mit geringer Dosis unabhängig vom klinischen Ziel gute Kandidaten für eine zusätzliche Dosisabgabe sind [SBSS06]. Neue Strahlen werden anhand einer Auswahlheuristik so gewählt, dass der Dosiskoeffizient in diesen Voxeln relativ groß ist. Auf diese Weise werden in jeder Iteration nur wenige Strahlen erzeugt, die jeweils mit hoher Wahrscheinlichkeit eine Verbesserung des Behandlungsplans erlauben. Abbildung 6 zeigt Beispiele für den Verlauf des Zielfunktionswertes $\tilde{g}$ für zufällige und heuristische Strahlengenerierung.

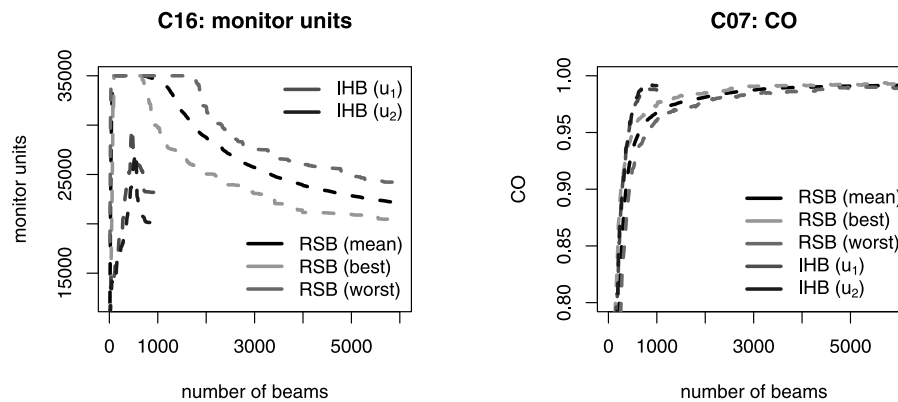


Abbildung 6: Zielfunktionswert im Vergleich zur Anzahl der generierten Strahlen für iterativ-heuristisch ($IHB(u_1)$, $IHB(u_2)$) und zufällig (RSB) generierte Strahlen. Links: Lungentumor, es wird zuerst die untere PTV Dosisgrenze und danach die Gesamtaktivierungszeit optimiert. Rechts: Tumor an der Wirbelsäule, es wird die Abdeckung (Englisch coverage, CO) maximiert. Die iterativ-heuristisch generierten Strahlen führen deutlich schneller zu sehr guten Zielfunktionswerten.

5 Berücksichtigung von Strahlbewegungen

Neben den geometrischen Beziehungen zwischen Strahlen und Volumen müssen auch Bewegungen der Volumen bei der Planung berücksichtigt werden. Der Roboter ist zwar in der Lage, PTV Bewegungen durch entsprechende Bewegungen der Strahlen zu kompensieren. *Relativbewegungen* zwischen den Strahlen und anderen Volumen sind aber weiterhin möglich. Die während der Atmung auftretenden Bewegungen lassen sich beispielsweise mit einem 4D CT erfassen. Durch Simulationen konnte gezeigt werden, dass besonders die Maximaldosis in kritischen Strukturen die Grenzwerte überschreiten kann, wenn die Bewegungen bei der Planung vernachlässigt werden. Demgegenüber führt die (4D) Planung zu einer anderen Strahlkonfiguration mit ähnlicher Dosisverteilung im PTV und besserer Schonung der kritischen Strukturen [SFD⁺05].

6 Zusammenfassung

Die Planung strahlentherapeutischer Eingriffe ist ohne den Einsatz von Computern nicht mehr denkbar. Dies gilt besonders, wenn die Strahlenquelle durch einen Roboter platziert wird und dadurch neue Möglichkeiten bei der fokussierten und bewegungskompensierten Bestrahlung eröffnet werden. Hauptzielsetzung der Behandlungsplanung ist es, den bestmöglichen, klinisch akzeptablen Kompromis zwischen der Maximierung der Wirkung im Zielgebiet und der Minimierung der Wirkung im gesunden Gewebe zu erzielen.

In der vorliegenden Arbeit wurden Planungsmethoden vorgestellt, die auf einer systematischen Analyse klinischer Behandlungspläne beruhen. Dabei wurden die technischen Möglichkeiten des Robotersystems, die vielfältigen, teilweise widersprüchlichen und patientenspezifischen klinischen Bewertungskriterien und die Modellierung und Implementierung des Planungsproblems in einen Kontext gestellt. Die Auswahl und Gewichtung der Behandlungsstrahlen erfolgt bezüglich klar definierter Bedingungen und unter Berücksichtigung von Organbewegungen. Dies ermöglicht dem Planenden, verschiedene Planungskriterien systematisch gegeneinander abzuwägen und den im Hinblick auf die physikalischen und technischen Grenzen optimalen Behandlungsplan auszuwählen.

Literatur

- [ESS07] F. Ernst, A. Schlaefer und A. Schweikard. Prediction of Respiratory Motion with Wavelet-Based Multiscale Autoregression. In *LNCS*, Jgg. 4792, Seiten 668–675, 2007.
- [SBA98] A. Schweikard, M. Bodduluri und J. R. Adler. Planning for Camera-Guided Robotic Radiosurgery. *IEEE transactions on robotics and automation*, 14(6):951–962, 1998.
- [SBS07] A. Schlaefer, O. Blanck und A. Schweikard. Interactive multi-criteria inverse planning for robotic radiosurgery. In *Proceedings of the XVth ICCR.*, 2007.
- [SBSS06] A. Schlaefer, O. Blanck, H. Shiomi und A. Schweikard. An iterative beam placement approach for image guided robotic radiosurgery. In *Int J CARS*, Jgg. 1, Seiten 226–228, 2006.
- [SFD⁺05] A. Schlaefer, J. Fisseler, S. Dieterich, H. Shiomi, K. Cleary und A. Schweikard. Feasibility of four-dimensional conformal planning for robotic radiosurgery. *Med. Phys.*, 32(12):3786–3792, 2005.
- [SGB⁺00] A. Schweikard, G. Glosser, M. Bodduluri, M. J. Murphy und J. R. Adler. Robotic Motion Compensation for Respiratory Movement during Radiosurgery. *Computer Aided Surgery*, 5(4):263–277, 2000.
- [SJKS07] A. Schlaefer, O. Jungmann, W. Kilby und A. Schweikard. Objective specific beam generation for image guided robotic radiosurgery. In *Int J CARS*, Jgg. 2, Seiten S44–S60, 2007.
- [SSA05] A. Schweikard, H. Shiomi und J. Adler. Respiration tracking in radiosurgery without fiducials. *Int. J. Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 1(2):19–27, 2005.
- [SSA06] A. Schweikard, A. Schlaefer und J. R. Adler. Resampling: An optimization method for inverse planning in robotic radiosurgery. *Med. Phys.*, 33(11):4005–4011, 2006.

Alexander Schlaefer wurde 1975 in Templin geboren und hat 1994 am Gymnasium Carolinum in Neustrelitz das Abitur abgelegt. Nach dem Wehrdienst studierte er von 1995 bis 2001 Informatik an der Humboldt-Universität zu Berlin und an der University of Washington, Seattle. Seine Diplomarbeit verfasste er zur Prädiktion von Rejektionen bei Nierentransplantierten. Anschließend war er in IT-Projekten bei Unternehmen in den Bereichen Telekommunikation und Finanzdienstleistungen tätig. Seit 2003 hat er sich als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Robotik und Kognitive Systeme der Universität zu Lübeck mit Methoden zur Planung der robotergestützten Strahlenchirurgie befasst.