

Erste Erfahrungen mit einem nichtinvasiven Patientenfixierungssystem für die stereotaktische Strahlentherapie der Prostata

Klaus K. Herfarth^{1,2}, Andrea Pirzkall¹, Frank Lohr¹, Daniela Schulz-Ertner¹, Julia Spoo², Claudia Frank¹, Malte L. Bahner³, Otto Pastyr⁴, Jürgen Debus^{1,2}

Hintergrund: Tumorkonforme Bestrahlungsverfahren erfordern die präzise, reproduzierbare Positionierung der Zielstrukturen. Wir stellen ein neues Fixierungssystem für die stereotaktisch geführte, intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT) im Beckenbereich im Hinblick auf die Positionierungsgenauigkeit der Prostata vor.

Material und Methode: Das neue Fixierungssystem besteht aus einer umschließenden Körpermaske aus Scotchcast[®], die vom Abdomen bis zu den distalen Abschnitten der Oberschenkel reicht, sowie einer Kopfmaske aus dem gleichen Material. Beide Masken sind fest mit einem Basissystem für die extrakranielle Stereotaxie verbunden. Zur Bestimmung der Lagerungspräzision wurden bei zwei Patienten insgesamt 16 CT-Untersuchungen (≥ 25 Schichten, 3 mm Schichtdicke) jeweils unmittelbar vor oder nach einer Bestrahlung mit Markierung des bestrahlten Isozentrums durchgeführt. Die Abweichungen von knöchernen Strukturen sowie von anatomischen Strukturen innerhalb des Zielvolumens wurden dann in allen drei Dimensionen gemessen.

Ergebnisse: Mittlere Positionierungsfehler von $0,15 \pm 0,3$ mm (laterolateral), $0,9 \pm 1$ mm (anterior-posterior), 1 ± 1 mm (transversaler vektorieller Fehler) und < 3 mm Schichtdicke (kraniokaudal) wurden unter Bezug auf knöchernen Orientierungspunkte ermittelt; während $0,9 \pm 0,9$ mm (laterolateral), $1,8 \pm 1,5$ mm (anterior-posterior), $2,2 \pm 1,5$ mm (transversaler vektorieller Fehler) und < 3 mm (kraniokaudal) für die Abweichungen von Prostatabegrenzung oder in der Prostata gelegenen Orientierungspunkten festgestellt wurden. Die häufig als Maßzahl für den Positionierungsfehler verwendete Standardabweichung der absoluten Patientenbewegung lag in der Transversalebene zwischen 0,3 und 1,7 mm. Die transversale vektorielle Maximalabweichung der Prostata lag bei 4,4 mm.

Schlussfolgerung: Das vorgestellte Fixierungssystem ermöglicht eine sehr genaue und zuverlässige Patientenpositionierung für die Behandlung von extrakraniellen Tumoren. Die präzise Patientenlagerung gewährleistet neben der stereotaktischen Bestrahlung von wirbelsäulennahen Tumoren auch die stereotaktische Bestrahlung im Beckenbereich. Da die Relativpositionierungsgenauigkeit der Zielstruktur gegenüber dem knöchernen Skelett variabler ist als die Positionierungsgenauigkeit des Skeletts, ist durch reine externe Immobilisierungsmaßnahmen keine weitere Verbesserung möglich.

Schlüsselwörter: Nichtinvasive Patientenfixierung · Positionierungsgenauigkeit · Extrakranielle Stereotaxie · Intensitätsmodulierte Strahlentherapie · IMRT · Prostatakarzinom

First Experiences with a Noninvasive Patient Set-Up System for Radiation Therapy of the Prostate

Purpose: Highly conformal radiotherapy techniques require precise patient positioning. We report our first experience with a new cast system for fixation of the pelvis during stereotactically guided intensity modulated radiotherapy (IMRT) of the prostate with respect to positioning accuracy of the prostate.

Material and Methods: The immobilization device consists of a custom-made wrap-around body cast that extends from the abdomen to the thighs and a separate head mask, both made from Scotchcast[®], and attaches to a frame for extracranial stereotaxy. Sixteen CT-studies (≥ 25 slices, thickness: 3 mm) of 2 patients who were immobilized for IMRT of prostate tumors were evaluated with respect to set-up accuracy of bony structures and the prostate itself. CT-studies were

¹Radiologische Klinik, Schwerpunkt Strahlentherapie (Direktor: Prof. Dr. Dr. M. Wannenmacher), Ruprecht-Karls-Universität, Heidelberg, ²Abteilung Strahlentherapeutische Onkologie (Leiter: Priv.-Doz. Dr. Dr. J. Debus), ³Abteilung Radiologische Diagnostik und Therapie (Direktor: Prof. Dr. G. van Kaick) und ⁴Abteilung Medizinische Physik (Direktor: Prof. Dr. W. Schlegel), Deutsches Krebsforschungszentrum, Heidelberg.

Eingang des Manuskripts: 11. 11. 1999.
Annahme des Manuskripts: 24. 2. 2000.

performed immediately before or after a treatment fraction. Deviations of bony landmarks and anatomical landmarks inside the planning target volume were measured in all 3 dimensions.

Results: Mean patient movements of 0.15 ± 0.3 mm (latero-lateral), 0.9 ± 1 mm (anterior-posterior), 1 ± 1 mm (transversal vectorial error) and < 3 mm slice thickness (craniocaudal) were recorded using bony landmarks and 0.9 ± 0.9 mm (latero-lateral), 1.8 ± 1.5 mm (anterior-posterior), 2.2 ± 1.5 mm (transversal vectorial error) and < 3 mm (craniocaudal) using the confines of, or landmarks within the prostate. Standard deviations of absolute positioning error as an often used metric for positioning accuracy ranged between 0.3 and 1.7 mm in the transversal plane. The worst case transversal vectorial deviation for the prostate was 4.4 mm. Figure 4 summarizes the set-up accuracy of bony landmarks and the prostate.

Conclusion: The presented combination of a body cast and head mask system in a rigid stereotactic body frame ensures reliable noninvasive patient fixation for fractionated extracranial stereotactic radiotherapy. It provides precise and reliable positioning of the prostate and meets the requirements for highly conformal radiotherapy such as IMRT. No further improvement of repositioning can be achieved with external immobilization devices since the positioning error of the target relative to the skeleton exceeds the accuracy of the positioning of the skeleton itself.

Key Words: Noninvasive patient immobilization · Set-up accuracy · Fractionated extracranial stereotactic radiotherapy · IMRT · Prostate tumors

Zahlreiche Fixierungssysteme mit unterschiedlicher Präzision stehen für die Patientenfixierung im Rahmen der Behandlung von Kopf-Hals-Tumoren zur Verfügung. Systeme, die auf thermoplastischen Kunststoffen basieren, gewährleisten eine ausreichende Präzision für die konventionelle Behandlung von Tumoren im HNO-Bereich [20, 29]. Nur rigide Maskensysteme erfüllen die Anforderungen, die neue präzise Bestrahlungsverfahren wie die Teilchentherapie, die dreidimensional geplante konventionelle Konformationsstrahlentherapie (CRT) mit Photonen oder die invers geplante intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT) an die Patientenlagerung stellen [6, 14, 27, 28]. Für die extrakranielle Therapie stehen nur wenige Fixierungssysteme zur Verfügung. Neben dem verbreiteten alpha-cradle® System, das jedoch nicht in einem Stereotaxiesystem integriert ist, kommen Vakuummatratzen-Systeme in stereotaktischen Basisgeräten zum Einsatz [5, 13, 18]. Problematisch ist jedoch die im Vergleich zu den Kopf-Hals-Systemen deutlich geringere Präzision, die nur durch aufwendige Positionierungskontrollen und gegebenenfalls Positionierungskorrekturen reduziert werden kann [13]. Auch invasive Fixierungsverfahren sind für die extrakranielle Stereotaxie publiziert [9], vor deren Einsatz im Rahmen einer fraktionierten Strahlentherapie sind jedoch noch zahlreiche technische Probleme zu lösen. Wir haben kürzlich ein neu entwickeltes nichtinvasives Fixierungssystem für die extrakranielle stereotaktisch geführte Strahlentherapie beschrieben, mit dem sich Affektionen im Wirbelsäulenbereich mit hoher Präzision behandeln lassen [19]. Wir stellen hier unsere ersten Erfahrungen mit einem modifizierten nichtinvasiven Fixierungssystem für die konformierende Bestrahlung im Beckenbereich vor.

Material und Methoden

1. Körpermaske, Kopfmaskensystem und Basissystem für die extrakranielle stereotaktisch geführte Strahlentherapie

Das im Rahmen dieser Untersuchungen verwandte Fixierungssystem wird mit einem am Deutschen Krebsforschungszentrum entwickelten Lokalisationssystem (kommerziell erhältlich durch Leibinger, Freiburg) für die extrakranielle stereotaktisch geführte Strahlentherapie verbunden [5]. Ein stereotaktischer Metallgrundring trägt wechselweise entweder V-förmige Lokalisatoren, die während der Bestrahlungsplanungsuntersuchung im CT ein stereotak-

tisches Koordinatensystem aufspannen, oder ein Schiebelenksystem, mit dem das errechnete Isozentrum im Bestrahlungsraum stereotaktisch eingestellt wird. Der Grundring wird über Bolzen- und Schraubverbindungen rigide mit einem Kohlefaser-Basisbrett verbunden. Die eigentliche Patientenfixierung kann dann mit Hilfe von Vakuummatratzen [5, 13] oder mit Hilfe des neu entwickelten Körpermaskensystems auf Scotchcast®-Basis durchgeführt werden [19]. Dabei wird der Patient auf ein etwa 20 cm breites Brett gelagert, das mehrere Bohrungen für Schraubverbindungen besitzt. Patient und Brett werden dann mit Maskenmaterial (Scotchcast®) umwickelt und zur Aushärtung auf ein Basisbrett gehoben, das mit dem schmalen Brett über Schrauben verbunden wird und die Kopplung an das Stereotaxiesystem herstellt. Für paraspinale Tumoren reicht die Körpermaske von den Schultern bis zum proximalen Oberschenkel mit einer Öffnung im Abdominalbereich zur Erleichterung der Bauchatmung. Für Manifestationen im Beckenbereich reicht die Körpermaske von umbilikal bis oberhalb der Knie bei Patientenpositionierung mit angewinkelten Beinen (etwa 30°), die zur optimalen Längsfixierung beiträgt. Nach Aushärtung wird die Körpermaske seitlich geöffnet, und Scharnierverschlüsse werden angebracht. In einer zweiten Sitzung wird dann zusätzlich eine in unserem Hause verwendete Kopfmaske [5, 27] angefertigt, die am stereotaktischen Basissystem angebracht werden kann. Gleichzeitig wird die Passform der Körpermaske durch Ausfüllen mit Polyurethanschaum weiter verbessert.

Abbildung 1 zeigt das gesamte System mit Kopf- und Körpermaske sowie Schiebelenks für die stereotaktische Einstellung des Isozentrums auf dem Behandlungstisch.

2. Beurteilung der Lagerungspräzision

Die Methodik der von uns durchgeführten CT-Lagerungskontrollen ist ausführlich beschrieben [19]. Repetitive Untersuchungen mittels CT wurden gewählt, um Translations- von Rotationsfehlern zweifelsfrei trennen zu können. Die Patienten wurden wöchentlich in Fixierung mit stereotaktischen Lokalisatoren und Metallmarkierung des bestrahlten Isozentrums unmittelbar vor oder direkt nach der Bestrahlung im CT untersucht (Abbildungen 2a bis 2d). Insgesamt wurden bei zwei Patienten mit Prostatakarzinom einschließlich der Planungsuntersuchung 16 Untersuchungen mit jeweils ≥ 25 Schichten (Schichtdicke 3 mm, Auflösung 1×1

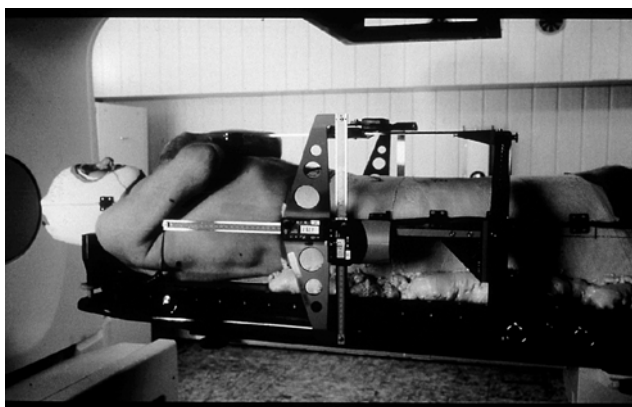
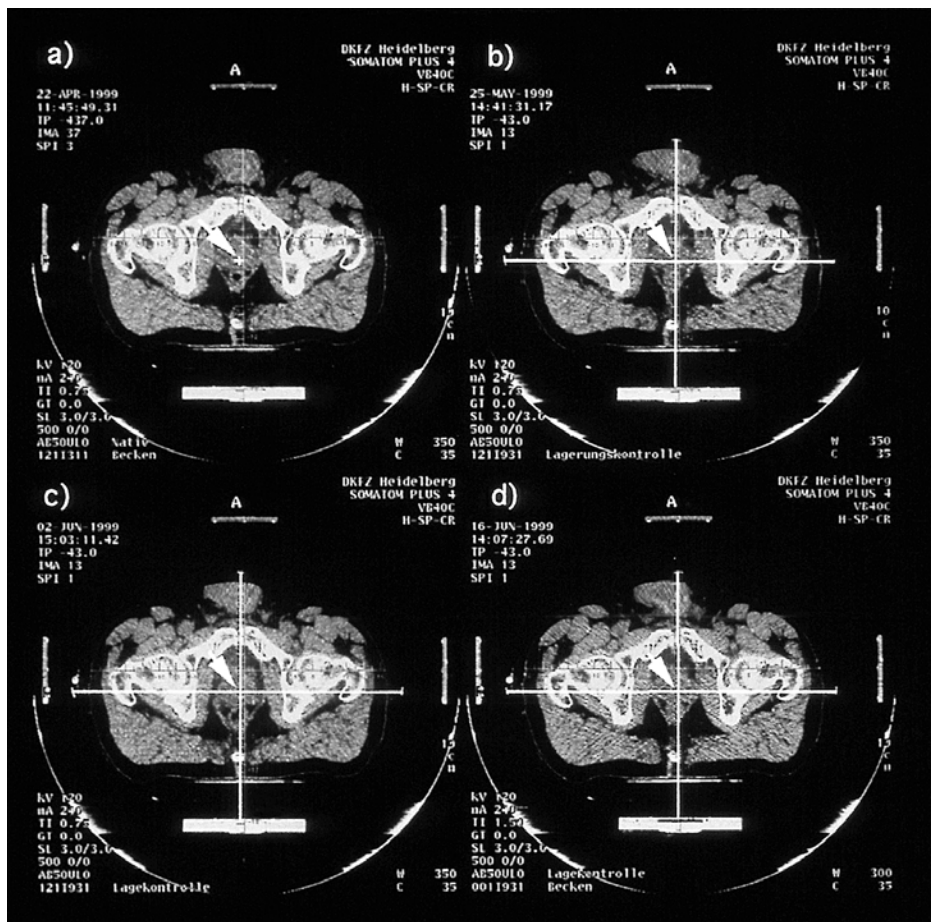


Abbildung 1. Patient mit Kopf-Körper-Maskensystem im stereotaktischen Basissystem zur Behandlung pelviner Tumoren (hier: Prostatakarzinom) in Behandlungsposition mit Schieblehren zur Einstellung des Zielpunktes.

Figure 1. Patient positioned in a body cast/head mask system for the treatment of pelvic tumors, mounted to the stereotactic body frame with mounted metric scales for isocenter set-up on the treatment couch.

mm) durchgeführt. Mit Hilfe der Distanz bestimmter Orientierungspunkte vom stereotaktischen Nullpunkt (einfachere Bestimmung als die Bestimmung der tatsächlichen Distanz zwischen geplantem und bestrahltem Isozentrum) wurde

dann die Abweichung des bestrahlten vom geplanten Isozentrums auf großen CT-Folien (Maßstab 1:1,4) in allen drei Dimensionen bestimmt, wobei die Abweichung in Längsrichtung aufgrund der Schichtdicke nur mit > 3 mm oder < 3 mm angegeben werden konnte. Die Bestimmung der Abweichung in Längsrichtung für Skelett oder Prostata erfolgte über die Messung des Abstandes identischer CT-Schnitte durch das Skelett oder die Prostata vom stereotaktischen Nullpunkt. Die Orientierungspunkte für die Bestimmung der Abweichungen in der Transversalebene wurden für das Skelett so gewählt, dass die Grenzflächen möglichst senkrecht zur gewählten Schicht verliefen. Daher wurden unterschiedliche Orientierungspunkte für die Abweichung in x- und y-Richtung verwandt (laterale Abweichung: Symphysenspalt; anterior-posteriore Abweichung: Symphysenvorderkante; jeweils im definierten Abstand zum Koordinatenursprung). Der gesamte Messfehler wurde mit $\leq 1,5$ mm gemessen [19]. Zur Bestimmung der Abweichungen des bestrahlten vom geplanten Isozentrum für die Prostata in der Transversalebene wurden die mittleren Abstände von Vorder- und Hinterrand der Prostata (für die anterior-posteriore Abweichung) am jeweils größten Durchmesser vom stereotaktischen Nullpunkt während der Therapieplanung mit den Werten bei den Kontrollen bzw. die Abstände von in der Prostata gelegenen Landmarken (Verkalkungen) vom stereotaktischen Nullpunkt bestimmt. Als Orientierungspunkt für die laterale Abweichung dienten ebenfalls Verkalkungen oder die Ansatzstelle der Samenbläschen. In Analogie hierzu wurden in repräsentativen Schichten die Abweichungen



Abbildungen 2a bis 2d. Planungs-CT (a) mit Markierung des geplanten Isozentrums (Pfeil) sowie drei repräsentativen CT-Schichten mit Metallmarkierung des bestrahlten Isozentrums (Pfeile) entsprechend der Lasermarkierungen auf der Körpermaske. Diese wurden im Rahmen der Lagekontrollen während der fraktionierten Strahlentherapie aufgenommen (b bis d).

Figures 2a to 2d. Treatment planning CT (a) with isocenter marked as planned (arrow) and 3 representative CT slices acquired during the course of fractionated radiotherapy at the level of the isocenter, which is marked with fiducials on the body mask corresponding to treatment laser marks (b to d).

der Rektumvorderwand und Rektumhinterwand sowie der Blasenvorderwand gemessen (jeweils Tangente, parallel zum Tisch). Die gemessenen Abweichungen wurden zum Vergleich mit der Literatur auf zwei Arten aufbereitet, die häufig zur Bestimmung der Lagerungspräzision verwendet werden: Zum einen wurden Mittelwert \pm Standardabweichung des Betrags der individuellen Abweichungen des bestrahlten vom geplanten Isozentrum errechnet, zum anderen einfach die Standardabweichung der Absolutwerte der individuellen Abweichungen des bestrahlten vom geplanten Isozentrum. Basis dieser Maßzahlen ist also jeweils die individuelle Abweichung des bestrahlten vom geplanten Isozentrum, einmal mit den knöchernen Strukturen als Referenz und einmal mit der Prostata als Referenz.

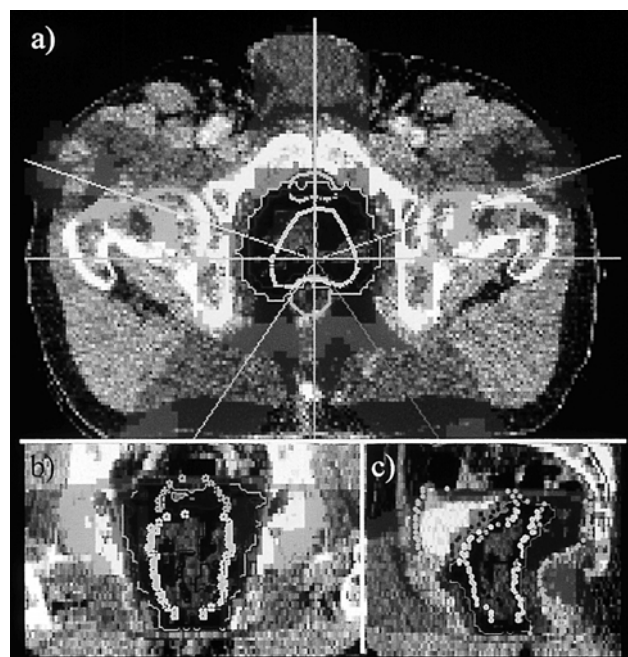
3. Klinische Angaben

Die zwei hier evaluierten und mit diesem System behandelten Patienten waren 75 und 62 Jahre alt und hatten ein Gewicht von 75 bzw. 82 kg. Bei beiden Patienten wurde das Prostatakarzinom mittels transrektaler Biopsie gesichert. Weiterführende Staginguntersuchungen mit CT, MRT und Sonographie statuierten je ein T3- und T4-Tumorstadium ohne Hinweis auf regionalen Lymphknotenbefall oder Fernmetastasen. Das Prostata-spezifische Antigen (PSA) war bei beiden Patienten initial erhöht. Im Falle des Patienten mit T4-Tumor wurde neoadjuvant eine Therapie mit LHRH-Analogen (Enantone®) eingeleitet. Beide Patienten wurden aufgefordert, während der Behandlung auf Meteorismus-fördernde Speisen zu verzichten und auf eine auf die Behandlung abgestimmte Blasen- und Mastdarmleerung zu achten.

Die Bestrahlungsplanung erfolgte invers mit Hilfe des im Deutschen Krebsforschungszentrum entwickelten Bestrahlungsplanungsprogramms KonRad [25]. Die Abbildungen 3a bis 3c zeigen exemplarisch die hierdurch erzielte Dosisverteilung. Nach stereotaktischer Einstellung des Zielpunktes wurde die Bestrahlung an einem „Primus“-Linearbeschleuniger (Siemens, Concord, USA) mit 15-MeV-Photonen unter Verwendung eines integrierten, motorgetriebenen Multi-leafkollimators mit 10 mm Leafbreite durchgeführt. Zwecks Repositionierungskontrolle wurden wöchentliche CT-Kontrolluntersuchungen unmittelbar vor oder nach der Bestrahlung durchgeführt. Die Zeit für die tägliche Lagerung inklusive Zielpunkteinstellung beträgt etwa zehn Minuten.

Ergebnisse

Die Herstellungszeit für eines der beschriebenen Kopf-Körper-Maskensysteme beträgt etwa drei bis vier Stunden. Das System bleibt über den gesamten Behandlungszeitraum rigide, was anhand der unveränderten Kongruenz von Feldmarkierung und Feldlicht überprüft wird. Folgende Mittelwerte \pm Standardabweichung des Betrags der individuellen Abweichungen des bestrahlten vom geplanten Isozentrum wurden für die knöchernen Beckenstrukturen als Referenz ermittelt: $0,15 \pm 0,3$ mm (laterolateral), $0,9 \pm 1$ mm (anterior-posterior), 1 ± 1 mm (vektorieller Fehler in der Transversalebene). Die kraniokaudale Abweichung wurde mit lediglich einer (1/16) Ausnahme (3 bis 6 mm) als < 3 mm Schichtdicke bestimmt. Für die Prostata betragen die entsprechenden Werte $0,9 \pm 0,9$ mm (laterolateral), $1,8 \pm 1,5$ mm (anterior-posterior), $2,2 \pm 1,5$ mm (vektorieller Fehler in der Transversalebene) und ebenfalls < 3 mm (kraniokaudal) mit Ausnahme einer Untersuchung (3 bis 6 mm).



Abbildungen 3a bis 3c. Exemplarischer IMRT-Behandlungsplan eines Patienten mit Prostatakarzinom. a) transversale, b) koronare und c) sagittale Dosisverteilung in Isozentrumsebene.

Figures 3a to 3c. Example of an IMRT treatment plan for a prostate carcinoma as applied to one of the patients. a) transversal, b) coronal und c) sagittal dose distribution in the isocenter plane.

Die ebenfalls oft als das Maß für die Lagerungspräzision verwendete Standardabweichung der Absolutwerte der individuellen Abweichungen des bestrahlten vom geplanten Isozentrum in der Transversalebene betrug für die knöchernen Strukturen $0,3$ mm laterolateral und $1,4$ mm anterior-posterior und für die Prostata $1,3$ mm laterolateral und $1,7$ mm anterior-posterior. Die Abbildungen 2a bis 2d zeigen das Bestrahlungsplanungs-CT mit Markierung des geplanten Isozentrums (Abbildung 2a) und drei repräsentative, im Verlauf der Lagerungskontrollen aufgenommene CT-Schichten mit Markierung des jeweils bestrahlten Isozentrums (Abbildungen 2b bis 2d). Die größte transversale vektorielle Abweichung des bestrahlten vom geplanten Isozentrum betrug $2,8$ mm (knöcherne Strukturen als Referenz) bzw. $4,4$ mm (Prostata). Abbildung 4 stellt die individuellen Abweichungen in der Transversalebene graphisch dar.

Die Samenblasen wurden als variabelste Struktur mit einer mittleren vektoriellen Abweichung in der Transversalebene von $4,3 \pm 3,4$ mm ermittelt. Die mittlere Abweichung des Betrags der Position von Rektumvorderwand und Rektumhinterwand betrug $2,9 \pm 2,0$ mm bzw. $3,1 \pm 2,4$ mm, während die von Blasenvorderwand und Blasenhinterwand bei $1,8 \pm 1,3$ mm bzw. $4,2 \pm 3,2$ mm lag.

Diskussion

Zahlreiche Publikationen weisen auf eine Dosis-Wirkungs-Beziehung bei der lokalen Strahlenbehandlung des Prostatakarzinoms hin [10, 24]. Im Rahmen von Dosisescalationsstudien sind jedoch tumorkonforme Bestrahlungstechniken unverzichtbar für die Schonung der umliegenden Normalgewebe [11, 30]. Auf invasivem Wege kann das mittels Brachy-

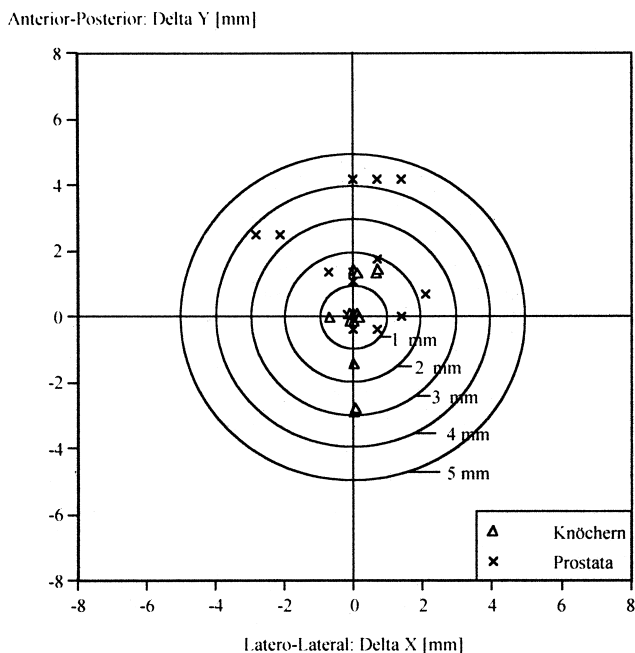


Abbildung 4. Differenz zwischen geplantem und bestrahltem Isozentrum in mm in der Transversalebene in Bezug auf die ossären Beckenstrukturen (Δ) bzw. die Prostata (x). Die Bereiche für den vektoriellen Fehler werden durch Kreise markiert.

Figure 4. Net intertreatment movement of treated vs. planned isocenter in mm in the transversal plane (Delta X: latero-lateral); Delta Y: anterior-posterior) for bony landmarks as reference (Δ) and for the confines of the prostate as the reference (x). Vectorial errors zones are marked by circle.

therapie erreicht werden [1, 15]. Eine vielversprechende nichtinvasive Methode stellt die intensitätsmodulierte Strahlentherapie als komplexeste Form der dreidimensional geplanten Strahlentherapie mit Photonen dar [28]. Eine die konventionelle Konformationsbestrahlung (CRT) mit verschiedenen IMRT-Techniken vergleichende Planungsstudie konnte für die Bestrahlung komplex geformter Tumoren, adhärenz zu dosislimitierenden Risikoorganen, eine gesteigerte Tumorkonformität und damit einhergehende Möglichkeit der Dosisescalation bei gleicher Respektierung der Risikoorgane für alle IMRT-Techniken nachweisen [22]. Die komplexen Dosisverteilungen mit steilen Dosisgradienten am Übergang von Tumor zu Normalgewebe, die auf diese Art erzeugt werden können, stellen jedoch erhöhte Anforderungen an die Patientenpositionierung [23].

Verschiedene Maßzahlen werden in der Beschreibung der Lagerungspräzision verwandt. Häufig wird die Standardabweichung der Absolutwerte des Lagerungsfehlers angegeben (1 Standardabweichung), gelegentlich auch der Mittelwert des Betrags der Abweichungen ± Standardabweichung in der Transversalebene bzw. dreidimensional. Von Bedeutung ist auch die jeweils beobachtete Maximalabweichung.

Bei Lagerung ohne zusätzliche Hilfsmittel wurden für die Prostata Standardabweichungen von 3,6 bis 6,1 mm [26] bzw. ein Mittelwert des dreidimensionalen Fehlervektors von $8,66 \pm 4,95$ mm [4] beobachtet. Dabei konnten maximale Positionierungsfehler von bis zu 20 mm in der Längsachse auftreten [26]. Die Beweglichkeit der Prostata relativ zu den knöchernen

Beckenstrukturen wurde mit Standardabweichung = 1,4 bis 2,8 mm angegeben. Selbst bei Überprüfung mittels Portfilmen und gegebenenfalls Korrektur der Positionierung vor jeder Fraktion wurde eine Standardabweichung von 2,2 bis 2,7 mm mit Maximalabweichungen von bis zu 9,5 mm beobachtet [12].

Schalenartige Systeme wie das alpha-cradle®-System oder Vakuummatratzen reduzieren die Standardabweichung auf etwa 2 mm in der Transversalebene, sind jedoch ebenfalls mit hohen Maximalfehlern von 7 bis 10 mm vor allem in longitudinaler Richtung sowie dreidimensionalen Vektorfehlern von > 5 mm in einem Drittel der untersuchten Fälle behaftet [3, 7, 16], so dass interaktive Korrekturen nach der jeweiligen Lagerungskontrolle notwendig sind, um eine hohe Lagerungspräzision zu gewährleisten [13]. Um die tatsächliche Position der Prostata zu detektieren, mussten diese Kontrollen bisher aufwendig mittels CT durchgeführt werden. Ein neues, ultraschallbasiertes System kann die CT-Kontrollen möglicherweise ersetzen [17].

Erste Untersuchungen mit einem Kathetersystem zur Prostatapositionierung in der Transversalebene verliefen vielversprechend [2]. Auch die Anwendung eines Rektumballons kann die Repositionierungsgenauigkeit der Prostata während der Strahlentherapie verbessern [8]. Bisher ist jedoch die Korrektur von Fehlern in der longitudinalen Ebene sowie von Rotationsfehlern nicht möglich.

Wir stellten kürzlich ein neu entwickeltes nichtinvasives Fixierungssystem für die extrakranielle Stereotaxie auf Basis von Scotchcast®-Maskenmaterial vor [19], über dessen erste Anwendung im Beckenbereich wir hier berichten. Die Körpermaske gewährleistet eine körperumschließende Fixierung mit entsprechend geringem Rotationsfehler bei gleichzeitig hoher Steifigkeit des Gesamtsystems. Isozentrum und Feldmarkierungen sind eindeutig auf dem Maskenmaterial definiert. Mehrere Patienten mit individuellen Masken sind mit dem gleichen Basissystem behandelbar. Wir entschlossen uns, die erreichbare Präzision zunächst bei zwei Patienten, dafür jedoch mit regelmäßigen CT-Lagerungskontrollen, durchzuführen, um im Rahmen der IMRT von Prostatakarzinomen schnell zu einer Abschätzung der Möglichkeiten des Systems zu gelangen. Im Kontext der in benachbarten Körperregionen ermittelten Lagerungspräzision erscheint das System vielversprechend.

Die hier vorgestellte hohe Präzision des Systems im Körperstammbereich reduziert die Frequenz der notwendigen Lagerungskontrollen. Interaktive Korrekturen der Positionierung sind nicht notwendig, es bleibt lediglich der beschriebene minimale zufällige Lagerungsfehler, der mit einer transversalen Standardabweichung von 0,3 bis 1,7 mm für die Prostata im Bereich der bisher therapierten, hauptsächlich paraspinalen Regionen (Standardabweichung von 1,4 bis 1,9 mm), und damit an der Grenze der Auflösung der bildgebenden Verfahren liegt. Insbesondere die Kombination mit einer Kopfmaske sowie die Lagerung mit angewinkelten Beinen gewährleisten eine sichere Längsfixierung, welche bei den anderen Systemen das Hauptproblem darstellt.

Die Lagerungsvariabilität der knöchernen Strukturen war im Vergleich zur Bildauflösung äußerst gering. Die verbliebene Bewegungsunsicherheit der Prostata rührt daher von der Relativbewegung der Prostata zum Becken [21]. Dennoch war

unter den gegebenen Umständen die Gesamtbeweglichkeit der Prostata so gering, dass bei rigider zirkumferentieller Fixierung des Beckens und relativ gleich bleibender Rektum- und Blasenfüllung eine zusätzliche invasive Fixierung der Prostata wahrscheinlich unterbleiben kann. Die hohe Lagevariabilität der Samenblasen hängt hauptsächlich von der Blasenfüllung ab und ist auch mit invasiver Fixierung der Prostata daher kaum zu beeinflussen. Da die Relativpositionierungsgenauigkeit des Zielvolumens gegenüber dem knöchernen Skelett größer ist als die Positionierungsgenauigkeit des Skeletts, ist durch reine externe Immobilisierungsmaßnahmen keine weitere Verbesserung möglich.

Die Einstrahlrichtungen bei einer solchen stereotaktischen Bestrahlung im Körperstammbereich sind in Hinblick auf den Tisch und darauf liegenden Patienten auf vor allem koplanare oder nur leicht angewinkelte nonkoplanare Felder beschränkt. Bei Verwendung nonkoplanarer Felder müssen für jeden Patienten dabei individuell die maximalen Gantry- und Tischwinkel, die ohne Kollisionsgefahr verwandt werden können, ermittelt werden.

Literatur

1. Andreopoulos D, Piatkowiak M, Krenkel B, et al. Die kombinierte Behandlung des lokal begrenzten Prostatakarzinoms mit HDR-Iridium-192-Nachlade-Brachytherapie und perkutaner Bestrahlung. *Strahlenther Onkol* 1999;175:387-91.
2. Bergström P, Ljöfth PO, Widmark A. High-precision conformal radiotherapy (HPCRT) of prostate cancer – a new technique for exact positioning of the prostate at the time of treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;42:305-11.
3. Blomgren H, Lax I, Näslund I, et al. Stereotactic high dose fraction radiation therapy of extracranial tumors using an accelerator. Clinical experience of the first thirty-one patients. *Acta Oncol* 1995;34:861-70.
4. Cazzaniga LF, Frigerio M. Errors in positioning the patient during transcutaneous radiotherapy of the pelvis. *Radiol Med (Torino)* 1997;94:664-70.
5. Debus J, Engenhardt-Cabillie R, Knopp MV, et al. Image-oriented planning of minimally invasive conformal irradiation of the head-neck area. *Radiologie* 1996;36:732-6.
6. Debus J, Levegrün S, Oelfke U, et al. Intensity modulated radiotherapy delivered by compensators: technical feasibility and clinical application. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;42:Suppl 1:366a.
7. Fiorino C, Reni M, Bolognesi A, et al. Set-up error in supine-positioned patients immobilized with two different modalities during conformal radiotherapy of prostate cancer. *Radiother Oncol* 1998;49:133-41.
8. Gerstner N, Wachter S, Dorner D, et al. Die Bedeutung des Rektumbalons als interne Immobilisation bei der konformalen Strahlentherapie des Prostatakarzinoms. *Strahlenther Onkol* 1999;175:232-8.
9. Hamilton AJ, Lulu BA, Fosmire A, et al. Preliminary clinical experience with linear accelerator-based spinal stereotactic radiosurgery. *Neurosurgery* 1995;36:311-9.
10. Hanks GE, Martz KL, Diamond JJ. The effect of dose on local control of prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988;15:1299-305.
11. Hanks GE, Schultheiss TE, Hanlon AL, et al. Optimization of conformal radiation treatment of prostate cancer: report of a dose escalation study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37:543-50.
12. Hanley J, Lumley MA, Mageras GS, et al. Measurement of patient positioning errors in three-dimensional conformal radiotherapy of the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37:435-44.
13. Herfarth KK, Debus J, Lohr F, et al. Extracranial stereotactic radiation therapy: set-up accuracy of patients treated for liver metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;46:329-35.
14. Hug EB, Fitzek MM, Liebsch NJ, et al. Locally challenging osteo- and chondrogenic tumors of the axial skeleton: results of combined proton and photon radiation therapy using three-dimensional treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;31:467-76.
15. Kovacs G, Galalae R, Loch T, et al. Prostate preservation by combined external beam and HDR brachytherapy in nodal negative prostate cancer. *Strahlenther Onkol* 1999;175:Suppl 2:87-8.
16. Lattanzi J, McNeeley S, Hanlon A, et al. Daily CT localization for correcting portal errors in the treatment of prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;41:1079-86.
17. Lattanzi J, McNeeley S, Pinover W, et al. A comparison of daily CT localization to a daily ultrasound-based system in prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;43:719-25.
18. Lax I, Blomgren H, Näslund I, et al. Stereotactic radiotherapy of malignancies in the abdomen. *Acta Oncol* 1994;33:677-83.
19. Lohr F, Debus J, Frank C, et al. Noninvasive patient fixation for extracranial stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45:521-7.
20. Lohr F, Schramm O, Schraube P, et al. Simulation of 3D-treatment plans in head and neck tumors aided by matching of digitally reconstructed radiographs (DRR) and on-line distortion corrected simulator images. *Radiother Oncol* 1997;45:199-207.
21. Padhani AR, Khoo VS, Suckling J, et al. Evaluating the effect of rectal distension and rectal movement on prostate gland position using cine MRI. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:525-33.
22. Pirzkall A, Debus J, Lohr F, et al. Comparison of IMRT vs. conventional conformal photon-radiotherapy for complex shaped target volumes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;42:Suppl 1:372a.
23. Pollack A. What's your position? We have a need to know. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;43:705-6.
24. Pollack A, Zagars GK. External beam radiotherapy dose response of prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;39:1011-8.
25. Preiser K, Bortfeld T, Hartwig K, et al. Inverse Strahlentherapieplanung für intensitätsmodulierte Photonenfelder. *Radiologie* 1998;38:228-34.
26. Rudat V, Schraube P, Oetzel D, et al. Combined error of patient positioning variability and prostate motion uncertainty in 3D conformal radiotherapy of localized prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;35:1027-34.
27. Schlegel W, Pastyr O, Bortfeld T, et al. Stereotactically guided fractionated radiotherapy: technical aspects. *Radiother Oncol* 1993;29:197-204.
28. Schlegel W, Kneschaurek P. Inverse Bestrahlungsplanung. *Strahlenther Onkol* 1999;175:197-207.
29. Willner J, Flentje M, Bratengeier K. CT simulation in stereotactic brain radiotherapy – analysis of isocenter reproducibility with mask fixation. *Radiother Oncol* 1997;45:83-8.
30. Zierhut D, Flentje M, Sroka-Perez G, et al. Konformierende Strahlentherapie des lokalisierten Prostatakarzinoms: akute Toleranz und frühe Wirksamkeit. *Strahlenther Onkol* 1997;173:98-105.

Korrespondenzanschrift: Dr. Frank Lohr, Radiologische Klinik, Schwerpunkt Strahlentherapie, Im Neuenheimer Feld 400, D-69120 Heidelberg, Germany, Telefon (+49/6221) 568201, Fax 565353, E-Mail: Frank_Lohr@med.uni-heidelberg.de