

# Untersuchungen zur Positionierungsgenauigkeit bei Prostatakonformationsbestrahlungen mittels Portal-Imaging

Annemarie Bakai<sup>1</sup>, Frank Paulsen<sup>2</sup>, Ludwig Plasswilm<sup>2</sup>, Michael Bamberg<sup>2</sup>, Fridtjof Nüsslin<sup>1</sup>

**Hintergrund:** Konformationstechniken, wie sie heutzutage routinemäßig für Patienten mit Prostatakarzinom angewandt werden, erlauben, durch Adaption der Bestrahlungsfelder an das Planungszielvolumen (PTV) umliegendes Normalgewebe zu schonen. Um die Vorteile dieser Techniken jedoch vollständig nutzen zu können, ist die korrekte Patientenpositionierung eine wichtige Voraussetzung. In dieser Studie wurde mittels Portal-Imaging (EPID) untersucht, welche Positionierungsgenauigkeiten im Beckenbereich unter Verwendung unterschiedlicher Lagerungshilfen möglich sind.

**Patienten und Methode:** Für die Studie wurden 15 Patienten mit Prostatakarzinom ausgewählt, die teils mit, teils ohne Rektumballon bzw. Beckenmaske an einem Linearbeschleuniger mit Viellamellenblenden (MLC) bestrahlt wurden. Von jedem Patienten wurden mehrfach aus orthogonalen Richtungen mittels eines Portal-Imaging-Systems Aufnahmen angefertigt und anschließend mit den Planungs-DRRs (Digitally Reconstructed Radiographs) sowie den Simulationsaufnahmen verglichen.

**Ergebnisse:** Trotz unterschiedlicher Lagerungshilfen konnten für sämtliche Patientengruppen Gesamtpositionierungsgenauigkeiten von durchschnittlich 4,0 mm (lateral), 4,5 mm (kraniokaudal) sowie 1,7 mm (dorsoventral) festgestellt werden. Mit Beckenmaske war der laterale Positionierungsfehler zwar reduziert, gleichzeitig jedoch der kraniokaudale Positionierungsfehler verstärkt. Der Gesamtpositionierungsfehler teilte sich dabei in einen systematischen und einen statistischen Anteil auf, für deren verlässliche Abschätzung sechs bis acht EPID-Aufnahmen erforderlich waren.

**Schlussfolgerungen:** Mittels Portal-Imaging ist es möglich, aus einer geringen Anzahl von Verifikationsaufnahmen für jeden Patienten den systematischen und statistischen Positionierungsfehler zu ermitteln. Der erfolgreiche Einsatz von Lagerungshilfen zur Patientenpositionierung erfordert jedoch – insbesondere im Hinblick auf IMRT – eine weitere Optimierung.

**Schlüsselwörter:** Portal-Imaging · Prostata · Positionierungsgenauigkeit

Strahlenther Onkol 2002;178:84–90

DOI 10.1007/s00066-002-0844-8

## Investigations on Uncertainties in Patient Positioning for Prostate Treatment with EPID

**Background:** Conformal radiotherapy techniques as used in prostate treatment allow to spare normal tissue by conforming the radiation fields to the shape of the planning target volume (PTV). To be able to fully utilize the advantages of these techniques correct patient positioning is an important prerequisite. This study employing an electronic portal imaging device (EPID) investigated the positioning uncertainties that occur in the pelvic region for different patient positioning devices.

**Patients and Methods:** 15 patients with prostate cancer were irradiated with or without rectal balloon/pelvic mask at a linear accelerator with multileaf collimator (MLC). For each patient multiple portal images were taken from different directions and compared to the digitally reconstructed radiographs (DRRs) of the treatment planning system and to simulation films (Table 1, Figure 1).

**Results:** In spite of different positioning devices, all patients showed comparable total positioning uncertainties of 4.0 mm (lateral), 4.5 mm (cranio-caudal) and 1.7 mm (dorso-ventral). The lateral positioning error was reduced for the pelvic mask patients while the cranio-caudal error increased (Table 2, Figure 2). A systematic and a random component sum up to the total positioning error, and a good estimate of the magnitudes of the two is possible from six to eight portal images (Figure 3).

**Conclusions:** With a small number of portal images it is possible to find out the systematic and random positioning error of a patient. Knowledge of the random error can be used to resize the treatment margin which is clinically relevant since this error differs greatly for different patients (Figure 4). Image analysis with EPID is convenient, yet has some problems. For example, one only gets indirect information on the movement of the ventral rectum wall (Figure 5). The successful operation of positioning devices, although, needs further improvement – especially if one focuses on IMRT.

**Key Words:** Portal imaging · Prostate treatment · Patient positioning uncertainties

<sup>1</sup> Abteilung Medizinische Physik und

<sup>2</sup> Abteilung Strahlentherapie, Universitätsklinik für Radioonkologie, Tübingen.

Eingang: 23. November 2000; Annahme: 13. November 2001

### Einleitung

Konformationstechniken, wie sie heutzutage routinemäßig in der perkutanen Radiotherapie für Patienten mit Prostatakarzinom angewandt werden, erlauben, durch Adaption der Bestrahlungsfelder an das Planungszielvolumen (PTV) umliegendes Normalgewebe zu schonen und ggf. Dosisescalationen im PTV durchzuführen. Die Konformation der Bestrahlungsfelder wird dabei durch den Einsatz von Viellamellenblenden (MLC) oder individuell gefertigten Absorberblöcken erreicht, welche im Strahlengang positioniert werden [15, 19]. Die verbesserte Ausblockung besonders der Risikoorgane führt dazu, dass die Wahrscheinlichkeit für Nebenwirkungen im Zusammenhang mit einer Behandlung reduziert wird, wodurch sich gleichzeitig die Heilungswahrscheinlichkeit erhöht [3]. Dosisescalationen im PTV lassen einen zusätzlichen Anstieg der Heilungswahrscheinlichkeit erwarten [8, 10].

Um die Vorteile solcher konformierender Techniken vollständig nutzen zu können, muss allerdings eine Reihe von Voraussetzungen erfüllt sein. Diese sind beispielsweise eine günstige Lagerung des Patienten bereits bei der diagnostischen Bildgebung oder die exakte Konturierung von PTV und Risikoorganen. Zu den entscheidenden Voraussetzungen gehören jedoch die reproduzierbar korrekte Patientenpositionierung sowie eine möglichst gute Organimmobilisierung, und zwar nicht nur während der einzelnen Bestrahlungsfractionen, sondern auch bezogen auf die Situation während der diagnostischen Bildgebung [5, 6, 13, 14]. Organimmobilisierung bedeutet eine Minimierung der Organeigenbeweglichkeiten und gleichzeitig eine Minimierung der Beeinflussung von Organanlagen durch benachbarte mobile Strukturen [7].

In der vorliegenden Studie wurde mittels eines Electronic Portal Imaging Devices (EPID) untersucht, welche Positionierungsgenauigkeiten im Beckenbereich unter Verwendung unterschiedlicher Lagerungshilfen möglich sind. Bei den betrachteten Lagerungshilfen handelte es sich um Beckenmasken sowie Rektumballonkatheter. Die Untersuchungen wurden zum einen in Hinblick auf Radiotherapie mit intensitätsmodulierten Feldern (IMRT) durchgeführt, zum anderen um zu prüfen, inwieweit sich elektronische Feldkontrollaufnahmen als Ersatz für konventionelle Verifikationsfilme eignen. Ferner wurde untersucht, inwieweit diese Aufnahmen Aussagen über interfraktionelle Organverschiebungen, insbesondere über die von Risikoorganen, zulassen [1].

### Patienten und Methode

Für die Studie, welche von April bis August 2000 in der Abteilung für Strahlentherapie der Radiologischen Universitätsklinik Tübingen durchgeführt wurde, wurden 15 konsekutiv behandelte Patienten mit Prostatakarzinom ausgewählt. Diese Patienten wurden teilweise mit, teilweise ohne Applikation eines Rektumballonkatheters an einem mit MLC ausgestatteten Elekta SLi15 Linearbeschleuniger (Elekta Oncology Systems Ltd.) bestrahlt. Solange der Patient dies tolerierte, wurde bei jeder Bestrahlung ein Rektumballon eingeführt,

der mit 40 ml Luft gefüllt wurde. Der Ballonkatheter sollte die Eigenbeweglichkeit der Prostata minimieren [8]. Beim Auftreten proktitischer Beschwerden (Schmerzen, Blutungen) wurde die Radiotherapie ohne Ballon fortgesetzt. Bei einer Gruppe der Patienten dienten individuell angefertigte Beckenmasken aus thermoplastischem Material als zusätzliche externe Lagerungshilfe (Tabelle 1).

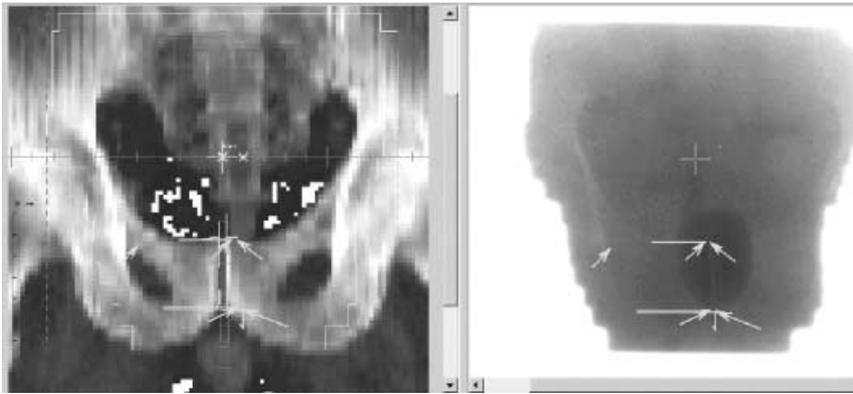
Die strahlentherapeutische Behandlung erfolgte in allen Fällen in Rückenlage mittels Vier-Felder-Box-Technik mit 15-MV-Photonenstrahlung. Die Akquirierung der EPID-Aufnahmen erfolgte jeweils während der Bestrahlung und damit ebenfalls bei hohen Photonenenergien. Auf diese Weise war es nicht erforderlich, die Patienten zusätzlichen Monitoreinheiten auszusetzen. Die Patienten wurden für jede Sitzung anhand ihrer Hautmarkierungen bzw. der Markierungen auf der Beckenmaske positioniert, welche dort während der Bestrahlungssimulation im Vorfeld der Therapie angebracht wurden.

Von jedem Patienten wurden über durchschnittlich 16 Fraktionen aus orthogonalen Richtungen ( $0^\circ$ ,  $270^\circ$ ) mit Hilfe des Portal-Imaging-Systems iView (Elekta Oncology Systems Ltd.) Aufnahmen angefertigt und mit den entsprechenden Planungs-DRRs (Digitally Reconstructed Radiographs) verglichen. Außerdem erfolgte ein Vergleich der EPID-Aufnahmen mit den zugehörigen Simulationsaufnahmen (Abbildung 1). Während die Planungs-DRRs bereits digitalisiert vorlagen und lediglich aus dem Bestrahlungsplanungssystem HELAX TMS

**Tabelle 1.** Übersicht über die Lagerungshilfen, welche bei den hier untersuchten Patienten eingesetzt wurden, sowie über die Anzahl der EPID-Aufnahmen, die pro Patient für die Studie herangezogen wurden (Patienten 1–9: schlanke Statur, ohne Maske; Patienten 10–12: kräftige Statur, ohne Maske; Patienten 13–15: mit Maske).

**Table 1.** Overview over the positioning devices used in this study and the number of portal images that were analyzed for the different patients (patients 1–9: slim stature, no mask; patients 10–12: corpulent stature, no mask; patients 13–15: with mask).

Patient	Rektumballon	Beckenmaske	Anzahl EPID-Aufnahmen
1	Ja	Nein	19
2	Ja	Nein	16
3	Teilweise	Nein	23
4	Ja	Nein	16
5	Ja	Nein	12
6	Nein	Nein	17
7	Ja	Nein	17
8	Ja	Nein	17
9	Teilweise	Nein	16
10	Nein	Nein	17
11	Ja	Nein	11
12	Ja	Nein	25
13	Ja	Ja	20
14	Ja	Ja	5
15	Nein	Ja	9



**Abbildung 1.** Planungs-DRR (links) sowie EPID-Aufnahme (rechts) eines der in dieser Studie untersuchten Patienten.

**Figure 1.** DRR originating from the treatment planning system (left) in comparison with portal image (right).

(MDS-Nordion) in die iView-Software importiert werden mussten, waren die Simulationsaufnahmen zunächst zu digitalisieren. Dies wurde mit Hilfe eines TANGO-Scanners (Heidelberger Druckmaschinen) und einer Auflösung von 150 dpi erreicht.

Die Aufnahmen wurden auf die Lage der Feldkontur sowie – sofern vorhanden – auf die des Rektumballons relativ zur Knochenstruktur hin analysiert. Der Symphysenspalt bzw. die kraniokaudalen Ränder sowie der dorsale Rand der Symphyse dienten als Referenz für die Messungen. Die Lage des Rektumballons wurde anhand der Scheitelpunkte des ellipsoidförmigen Ballons bestimmt.

Zur Ermittlung des Patientenpositionierungsfehlers diente in erster Linie der Vergleich der EPID-Aufnahmen mit den DRRs, da die vom Bestrahlungsplanungssystem berechneten DRRs alle auf den Planungscomputertomographien (Planungs-CTs) der Patienten basieren, welche vor Therapiebeginn durchgeführt wurden. Die Lage der Feldkontur relativ zur knöchernen Referenzstruktur auf den DRRs wurde somit als Sollposition festgelegt. Da die Akquirierung der Simulationsaufnahmen mit Hilfe der DRRs geschah, wurden die Simulationsaufnahmen bei der vergleichenden Auswertung mit den DRRs wie EPID-Aufnahmen gewertet. Zwischen den Simulations- und EPID-Aufnahmen erfolgte lediglich ein tendenzieller Vergleich.

Da der Rektumballon auf den DRRs aufgrund der geringen Dichteunterschiede nicht sichtbar war, konnten die EPID-Aufnahmen bezüglich der Ballonposition lediglich mit den Simulationsaufnahmen verglichen werden. Es wurde dabei angenommen, dass die Position des Rektumballons während der Simulation die Ballonsollposition darstellte.

Die Analyse der EPID-Aufnahmen erfolgte ausschließlich mittels der iView-Software. Die translatorischen Abweichungen in den drei Raumrichtungen wurden festgestellt. Laterale Abweichungen ließen sich mit Hilfe der 0°-Aufnahmen quantifizieren, dorsoventrale Abweichungen mittels der 270°-Aufnahmen. Für die quantitative Analyse der kraniokaudalen

Abweichungen konnten sämtliche Aufnahmen herangezogen werden. Bei der Analyse wurde zwischen Gesamtpositionierungsfehlern sowie systematischen und statistischen Fehlern unterschieden. Der Gesamtpositionierungsfehler wurde durch Betragsbildung aus den einzelnen Messwerten ermittelt, der systematische Positionierungsfehler wurde aus den Fehlern, die pro Fraktion bei der Positionierung auftraten, durch Mittelwertbildung bestimmt, der statistische Fehler ergab sich aus den gemessenen Standardabweichungen  $\sigma$  [4]. Es wurde ferner versucht, die festgestellten Ergebnisse mit der Statur des jeweiligen Patienten in Zusammenhang zu bringen.

## Ergebnisse

### Hilfsmittel zur Patientenlagerung

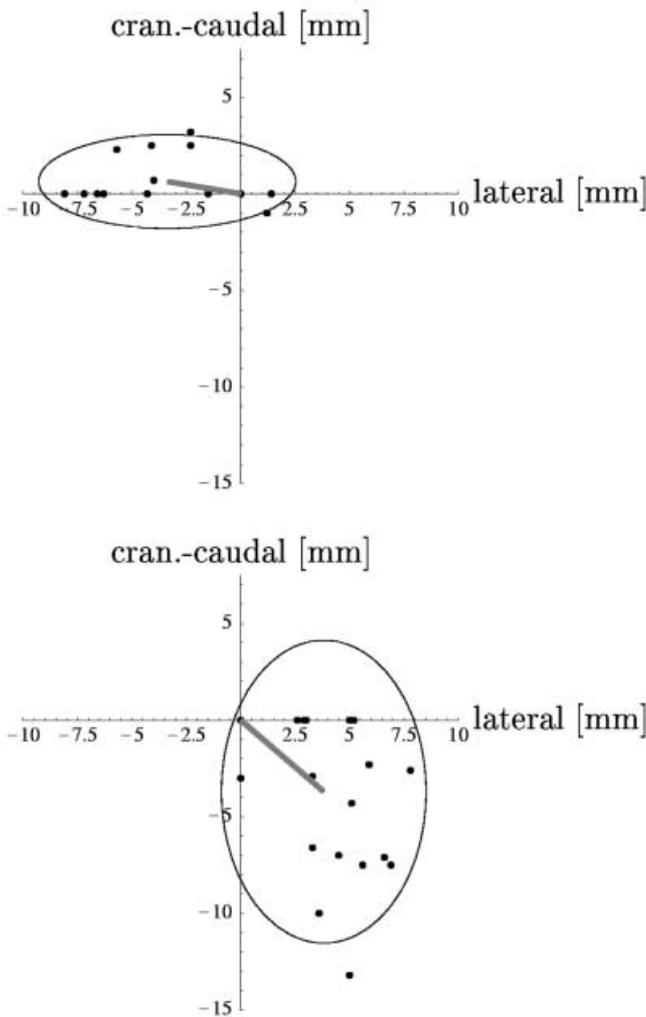
Für sämtliche Patienten konnte trotz unterschiedlicher Lagerungshilfen ein nahezu einheitlicher Gesamtpositionierungsfehler von im Mittel 4,0 mm (lateral), 4,5 mm (kraniokaudal) sowie 1,7 mm (dorsoventral) festgestellt werden. Dieses Ergebnis lieferte die Analyse der einzelnen EPID-Aufnahmen sowie die der Simulationsaufnahmen bezüglich der Lage der Feldkontur relativ zur Knochenstruktur verglichen mit den Verhältnissen während der Akquirierung der Referenz-DRRs. Dabei konnten zwischen der Patientengruppe ohne Beckenmaske und der Gruppe mit Beckenmaske z.T. beträchtliche Unterschiede bezüglich des individuellen maximalen Positionierungsfehlers beobachtet werden. Eine Zusammenstellung der festgestellten maximalen Positionierungsfehler ist in Tabelle 2 gegeben.

Es zeigte sich, dass durch die Verwendung einer Beckenmaske zwar in den meisten Fällen der laterale Positionierungsfehler reduziert werden konnte, gleichzeitig traten jedoch verstärkt in kraniokaudaler Richtung Abweichungen auf. In Abbildung 2 wird dies dadurch verdeutlicht, dass die großen Halbachsen der hier dargestellten Ellipsen für Patienten mit Beckenmaske in kraniokaudaler Richtung verlaufen, für Patienten ohne Beckenmaske hingegen in laterale Richtung.

**Tabelle 2.** Maximale Positionierungsfehler, beobachtet für Patienten ohne und mit Beckenmaske.

**Table 2.** Maximum positioning errors, as observed for patients with and without pelvic mask.

	Ohne Beckenmaske	Mit Beckenmaske
Lateral	8,3 mm	7,8 mm
Kraniokaudal	9,0 mm	20,8 mm
Dorsoventral	4,5 mm	5,6 mm



**Abbildung 2.** Gemessene Positionierungsfehler eines Patienten ohne Beckenmaske (oben) und eines Patienten mit Beckenmaske (unten) in lateraler bzw. kraniokaudaler Richtung. Der systematische Fehleranteil wird jeweils durch die graue Linie, der statistische Fehleranteil durch die Ellipse repräsentiert. Die Länge der Ellipsenhalbachsen ist  $1,96 \sigma_{lat}$  bzw.  $1,96 \sigma_{cc}$ , wobei  $\sigma_{lat}$  bzw.  $\sigma_{cc}$  dem lateralen bzw. kranio-kaudalen statistischen Positionierungsfehler entspricht.

**Figure 2.** Measured positioning errors of a patient without/with pelvic mask (top/bottom) in lateral and cranio-caudal direction. The gray lines represent the systematic errors. The ellipses characterize the random positioning errors and enclose the areas that include 95% of the measured points. Therefore the lengths of the half center lines of the ellipses are  $1,96 \sigma_{lat}$  and  $1,96 \sigma_{cc}$  with  $\sigma_{lat}$  as the lateral and  $\sigma_{cc}$  as the cranio-caudal random positioning error.

tung zeigen. Die Ellipsen kennzeichnen jeweils den Bereich, innerhalb dessen 95% aller Messwerte liegen. Das verstärkte Auftreten von kraniokaudalen Positionierungsfehlern bei Verwendung einer Beckenmaske ist darauf zurückzuführen, dass das wiederholte Anlegen von Beckenmasken mit großen Unsicherheiten verbunden ist, da diese Masken verhältnismäßig viel Spielraum in Richtung der Körperlängsachse besitzen.

Vergleicht man für die beiden in Abbildung 2 dargestellten Patienten jeweils die systematischen sowie die statistischen Positionierungsfehler, so stellt man fest, dass ohne Maske in lateraler Richtung sowohl ein größerer systematischer als auch ein größerer statistischer Positionierungsfehler als in kraniokaudaler Richtung auftritt. Mit Beckenmaske ergibt sich in beiden Richtungen ein ähnlich großer systematischer Fehler, hingegen ist in lateraler Richtung der statistische Anteil am Gesamtpositionierungsfehler im Vergleich zur kranio-kaudalen Richtung reduziert. Ähnliche Beobachtungen ergaben sich auch für die anderen Patienten.

#### Abschätzung des Positionierungsfehlers

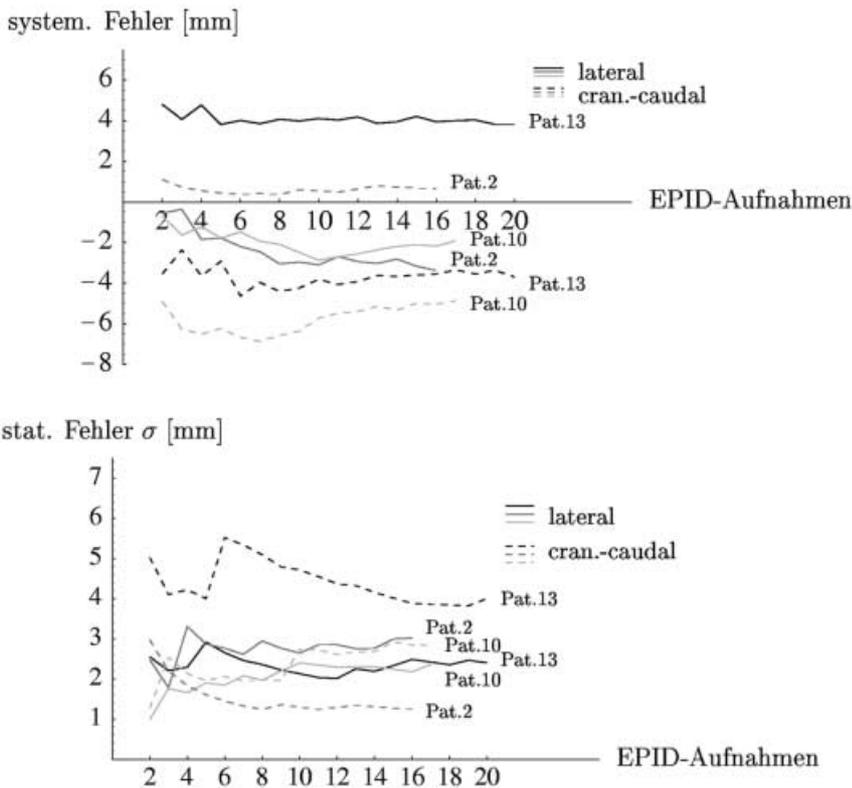
Die Untersuchungen ergaben ferner, dass je nach Adipositas des Patienten sechs bis acht EPID-Aufnahmen für eine aussagekräftige Abschätzung des systematischen bzw. statistischen Positionierungsfehlers ausreichen (Abbildung 3). Dabei ist es nicht von Bedeutung, ob der Patient mit Beckenmaske (Patient 13) oder ohne Beckenmaske (Patienten 2 und 10) gelagert wird. Bei korpulenten Patienten (Patient 10) sind tendenziell mehr EPID-Aufnahmen erforderlich, um den systematischen sowie den statistischen Positionierungsfehler zuverlässig abschätzen zu können, als dies bei schlanken Patienten (Patient 2) der Fall ist. Eine Tendenz für den Betrag des systematischen Positionierungsfehlers lässt sich bereits aus den Abweichungen zwischen Simulationsaufnahmen und Planungs-DRRs herauslesen.

Wie in Abbildung 4 zu sehen ist, zeigen die statistischen Fehler zwischen den einzelnen Patienten relativ große individuelle Unterschiede.

#### Elektronische kontra konventionelle Verifikationsaufnahmen

Die EPID-Aufnahmen, welche im Rahmen dieser Studie aufgezeichnet und analysiert wurden, erwiesen sich als qualitativ nur bedingt vergleichbar mit konventionellen Verifikationsaufnahmen auf Filmbasis. Dies folgte aus einem einfachen optischen Qualitätsvergleich der elektronischen Aufnahmen mit Filmverifikationsaufnahmen, welche im selben Zeitraum routinemäßig von Patienten mit Prostatakarzinom angefertigt wurden, die nicht an der Studie teilnahmen. Die elektronischen Aufnahmen waren z.T. relativ stark verrauscht, das Rauschen nahm mit der Betriebsdauer des Systems zu. Zudem war es oftmals schwierig, besonders bei den lateralen Aufnahmen und bedingt durch die anatomischen Verhältnisse, die keine großen Kontrastunterschiede erzeugten, in den kleinen Bildausschnitten (typische maximale Felddausdehnungen: 7–15 cm) Referenzstrukturen zu markieren.

Mittels der EPID-Aufnahmen war es jedoch schnell und bequem möglich, online die einzelnen Feldformen visuell zu analysieren. Dadurch konnten in zwei Fällen einzelne „hängende“ Lamellen oder in einem Fall ein falsch eingestellter Kollimatorwinkel mit wenigen Monitoreinheiten festgestellt und korrigiert werden.

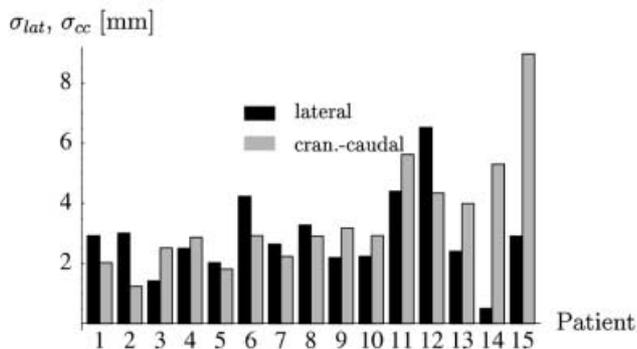


**Abbildung 3.** Änderung des Betrags des lateralen bzw. kraniokaudalen systematischen (oben) sowie statistischen (unten) Positionierungsfehlers mit der Anzahl der ausgewerteten EPID-Aufnahmen für verschiedene Patienten.

**Figure 3.** Change of the magnitudes of the lateral/cranio-caudal systematic (top) and random (bottom) positioning errors with increasing number of evaluated portal images.

**Interfraktionelle Organverschiebungen**

Um Rückschlüsse auf interne Organverschiebungen ziehen zu können, wurde in den EPID- sowie Simulationsaufnahmen der Patienten, die mit Rektumballon bestrahlt wurden,



**Abbildung 4.** Statistische Positionierungsfehler  $\sigma_{lat}$  bzw.  $\sigma_{cc}$  für die in dieser Studie untersuchten Patienten.

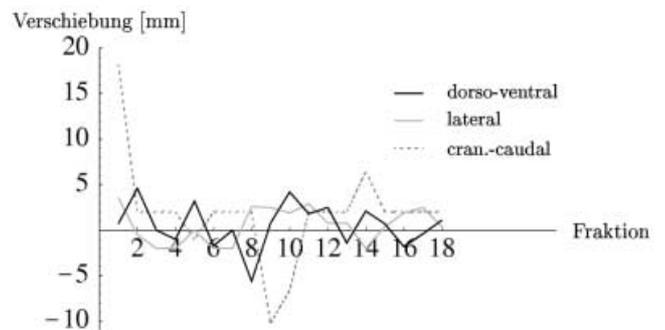
**Figure 4.** Random positioning errors  $\sigma_{lat}$  and  $\sigma_{cc}$  for the patients analyzed in this study.

jeweils die genaue Lage des Ballons relativ zur Knochenstruktur bestimmt. Auf diese Weise konnten im Rahmen der vorliegenden Arbeit dorsoventrale Verschiebungen des Rektumballons von durchschnittlich 2,4 mm festgestellt werden (Abbildung 5). Die kraniokaudale Position des Rektumballons wurde nicht analysiert, da sie keine Rückschlüsse auf Organverschiebungen in dieser Richtung erlaubt.

**Diskussion**

In der Literatur findet sich eine Vielzahl von Untersuchungen, die sich mit dem Thema Lagerungshilfen für die Patientenpositionierung bei Prostatabestrahlung sowie mit den erreichbaren Positionierungsgenauigkeiten befassen. Beispielsweise wurden von Fiorino et al. [5] verschiedene sog. Alpha Cradle Casts miteinander verglichen. Die Gruppe um Fiorino stellte fest, dass sich für Patienten in Rückenlage eine Fixierung der Beine sowohl vorteilhaft auf die Positionierungsgenauigkeit im Beckenbereich auswirkt als auch besser reproduzierbar ist. Die aus Filmverifikationsaufnahmen ermittelten Standardabweichungen der Positionierungsfehler lagen in lateraler Richtung im Bereich 2,4–3,6 mm, in kraniokaudaler Richtung im Bereich 2,7–3,3 mm und in dorsoventraler Richtung im Bereich

2,6–4,4 mm. Malone et al. [12] analysierten Kniekissen, Alpha-Cradle-Liegen und thermoplastische Beckenmasken. Sie beobachteten, dass die Beckenmasken den anderen Systemen signifikant überlegen waren, und stellten für diese Masken einen



**Abbildung 5.** Interfraktionelle Verschiebung des Rektumballons relativ zu seiner Position während der Aufnahme des Simulationsbildes.

**Figure 5.** Interfractional displacement of the rectum balloon relative to its position during acquisition of the simulation image.

mittleren absoluten Positionierungsfehler von 1,9–2,6 mm in den drei Raumrichtungen fest. Ferner berichteten sie, dass Positionierungsgenauigkeiten  $\geq 10$  mm durch den Einsatz einer Beckenmaske nahezu eliminiert werden konnten. Alle Patienten mit Beckenmaske waren in der zitierten Studie auf dem Bauch gelagert. Weber et al. [20] stellten in einer Studie, die ohne Positionierungshilfsmittel durchgeführt wurde, fest, dass Bauch- wie Rückenlage ähnliche Gesamtpositionierungsfehler verursachten, wobei sich für Rückenlage ein größerer systematischer Fehler zeigte. Kraniokaudal lag dieser bei 4,1 mm vs. 2,2 mm in Bauchlage. Der statistische Fehler betrug in dieser Richtung für Rückenlage etwa 3,6 mm. In der Arbeit wurden jedoch keine Abweichungen in lateraler Richtung quantifiziert; sie können daher nicht mit unseren Beobachtungen verglichen werden. Die vorliegende eigene Studie zeigt, dass ohne Beckenmaske besonders mit großen lateralen Positionierungsfehlern zu rechnen ist.

Es gibt noch eine Vielzahl weiterer interessanter Untersuchungen zum Thema Positionierungsgenauigkeit, z.B. [10, 14, 17]. Zwar ähneln sich die Untersuchungen alle, doch sind sie und insbesondere ihre Ergebnisse meistens nur unter Vorbehalt vergleichbar, bedingt durch die unterschiedliche Methodik. Größenordnungsmäßig stimmen die festgestellten Genauigkeiten jedoch meist recht gut überein.

Die vorliegende Arbeit zeigte, dass für die Abschätzung des systematischen sowie des statistischen Anteils am Gesamtpositionierungsfehler je nach Adipositas des Patienten die Anzahl der benötigten Verifikationsaufnahmen leicht schwankt. Dies lässt sich dadurch begründen, dass bei schlanken Patienten (Patient 2 in Abbildung 3) die Repositionierung verhältnismäßig einfach funktioniert, da sich hier kleinere Ungenauigkeiten beim Versuch, die Laser mit den Markierungen auf der Haut des Patienten deckungsgleich zur Überlagerung zu bringen, kaum auswirken. Bei korpolenten Patienten (Patient 10 in Abbildung 3) hingegen verursachen bereits die geringsten Ungenauigkeiten deutlich unterschiedliche Positionierungsergebnisse.

Ähnliche Ergebnisse bezogen auf die Zahl der benötigten Verifikationsaufnahmen zeigen auch die Untersuchungen von Denham et al. [4] und Yan et al. [22]. Denham et al. berichten beispielsweise, dass sechs bis sieben Verifikationsaufnahmen erforderlich sind, um den systematischen Fehler verlässlich detektieren und quantifizieren zu können, wenn statistische Fehler von etwa 10 mm möglich sind. Statistische Fehler in dieser Größenordnung konnten auch in der vorliegenden Studie festgestellt werden.

Während der systematische Positionierungsfehler korrigiert werden kann, ist es möglich, aus dem statistischen Fehler für jeden Patienten individuell einen Sicherheitssaum um das klinische Zielvolumen zu bestimmen, dadurch ein individuelles PTV festzulegen und dieses dann in den Planungsprozess einfließen zu lassen [9, 10, 21]. Die festgestellten großen individuellen Unterschiede in den statistischen Fehlern zeigen, dass dieses Vorgehen in der Tat klinisch relevant ist, möchte man optimale Behandlungsergebnisse erzielen.

Die Verwendung eines elektronischen Feldkontrollsystems für die vorliegende Untersuchung erwies sich als praktisch, wenn auch gleichzeitig als recht gewöhnungsbedürftig. Es zeigten sich die bereits vielfach diskutierten Vorteile [11, 18] von EPID, wie Zeitersparnis aufgrund der wegfallenden Filmentwicklung und der Tatsache, dass EPID-Aufnahmen bereits digitalisiert vorliegen und daher relativ einfach weiterverarbeitet werden können, oder die Möglichkeit einer schnellen und bequemen visuellen Analyse der Feldform durch routinemäßig durchgeführte Aufnahmen. Die Analyse der Aufnahmen wurde allerdings durch ihre eingeschränkte Qualität (Rauschen, geringe Kontrastunterschiede) sowie durch die geringe Größe der Bildausschnitte erschwert. Aufnahmen bei niedrigeren Photonenenergien sowie mit vergrößerten Feldern, wie man sie beispielsweise im Doppelbelichtungsmodus erhält, könnten die Analyse erleichtern und sind daher wünschenswert. Allerdings darf man dabei nicht vergessen, dass solche Aufnahmen mit zusätzlichen Monitoreinheiten für den Patienten verbunden sind und zu einer erhöhten Dosisbelastung des Normalgewebes und bestimmter Risikoorgane, hier z.B. des Rektums, führen können.

In verschiedenen Studien wurde untersucht, inwieweit sich EPID als Offline-Verifikationsmittel eignet und Filmaufnahmen ersetzen kann. Lavertu et al. [11] stellten z.B. fest, dass EPID für die Prostataregion durchaus geeignet ist. Allerdings verwendeten sie ein anderes als das hier eingesetzte EPID-System und bearbeiteten ihre Aufnahmen digital nach. Vigneault et al. [18], die ein drittes System einsetzten, berichteten ebenfalls von einer guten Qualität der Aufnahmen sogar bei 23-MV-Photonenstrahlung.

Die Lage des Rektumballons erlaubt, Rückschlüsse auf interfraktionelle Lageveränderungen der Rektumwand zu ziehen [16]. Interessant sind hierbei besonders Variationen der Ballonposition in dorsoventraler Richtung, da man die verschiedenen Positionen als grobe Anhaltspunkte für die Lage der vorderen Rektumwand ansehen kann, welche das der Prostata am nächsten liegende Risikoorgan darstellt. Diese Verschiebungen sind entkoppelt von den translatorischen Verschiebungen, welche durch die endliche Genauigkeit bei der externen Patientenpositionierung verursacht werden, überlagern sich diesen und sollten ebenfalls während des Planungsprozesses berücksichtigt werden [2, 17].

In der vorliegenden Arbeit war es mittels Rektumballon nur indirekt möglich, die Lage der vorderen Rektumwand und damit in gewissem Maße die der Prostata in dorsoventraler Richtung zu bestimmen. Mittels Kontrastmittelzugabe bzw. Implantation von internen Markern ist es jedoch möglich, interfraktionelle wie auch intrafraktionelle Organbewegungen im Beckenbereich direkt aufzuzeichnen, wie verschiedene Arbeitsgruppen untersucht haben. Balter et al. [2] haben z.B. anhand von Verifikationsfilmen und implantierten Markern herausgefunden, dass translatorische Verschiebungen der Prostata typischerweise in der Größenordnung 0–4 mm liegen; dabei treten bevorzugt Verschiebungen in kraniokaudaler sowie dorsoventraler Richtung auf. Auch die im Rahmen der eigenen Arbeit

festgestellten dorsoventralen Verschiebungen des Rektumballons bewegen sich betragsmäßig in diesem Bereich.

Gerne wird auch auf CT-Simulationsserien zurückgegriffen, um interne Organverschiebungen zu ermitteln oder um das Zielvolumen zu identifizieren (z.B. [21]). CT-Verlaufsserien unter Strahlentherapie mit wie ohne Rektumballon, wie von Gerstner et al. [7] durchgeführt, zeigen des Weiteren, dass durch die Anwendung eines Rektumballons eine Reduzierung der Prostataeigenbeweglichkeit besonders in dorsaler Richtung möglich ist. Außerdem wird durch den Ballonkatheter der Abstand zwischen Rektumhinterwand und Prostata vergrößert, an der Prostatabasis im Mittel bis zu 8 mm. Die Lage der Prostata in lateraler und kraniokaudaler Richtung wird, so wurde festgestellt, durch den Ballon nicht beeinflusst.

### Schlussfolgerungen

Mittels EPID ist es möglich, aus einer geringen Anzahl von Verifikationsaufnahmen für jeden Patienten den individuellen systematischen Positionierungsfehler zu ermitteln, der dann korrigiert werden kann. Gleichzeitig lassen sich auch die von Patient zu Patient stark variierenden statistischen Positionierungsfehler quantifizieren. Aus Letzterem kann individuell für jeden einzelnen Patienten der erforderliche Sicherheitsraum um das klinische Zielvolumen bestimmt werden. Die Bestimmung dieser beiden Anteile am Gesamtpositionierungsfehler ist mittels Portal-Imaging bequem möglich, sie wird jedoch durch die im Vergleich zu herkömmlichen Verifikationsaufnahmen verrauschteren Bilder erschwert. Während routinemäßig durchgeführte EPID-Aufnahmen eine schnelle Qualitätskontrolle der Bestrahlungsfelder ermöglichen, sollten daher bei Aufnahmen der Patientenanatomie vergrößerte Bestrahlungsfelder verwendet werden.

Der erfolgreiche Einsatz von Lagerungshilfen zur Patientenpositionierung erfordert jedoch – insbesondere in Hinblick auf IMRT – eine weitere Optimierung. Hier gilt besonders für Beckenmasken, dass der Spielraum, den diese in Richtung der Körperlängsachse aufweisen, erheblich reduziert werden muss.

Um zudem auch Organbewegungen während der Bestrahlung mittels Portal-Imaging adäquat aufzeichnen und berücksichtigen zu können, erscheint eine Kombination von EPID mit internen Markern bzw. Kontrastmittelzugabe sinnvoll.

### Danksagung

Diese Arbeit wurde mit Mitteln der Deutschen Krebshilfe e.V. unterstützt. – Die Autoren danken den medizinisch-technischen Assistentinnen der Abteilung für Strahlentherapie, die bei der Durchführung dieser Studie mitgewirkt haben.

### Literatur

1. Bakai A, et al. Untersuchungen zur Positionierungsgenauigkeit bei Prostata-Konformationsbestrahlungen mittels EPID. In: Kneschaurek P, Hrsg. Medizinische Physik. München: DGMP, 2000:149–50.
2. Balter JM, et al. Measurement of prostate movement over the course of routine radiotherapy using implanted markers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;31:113–8.

3. Dearnaley DP, et al. Comparison of radiation side-effects on conformal and conventional radiotherapy techniques in prostate cancer: a randomised trial. *Lancet* 1999;353:272–6.
4. Denham JW, et al. Objective decision-making following a portal film: the results of a pilote study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;26:869–76.
5. Fiorino C, 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.
6. Geinitz H, Zimmermann FB, Kuzmany A, Kneschaurek P. Daily CT planning during boost irradiation of prostate cancer. Feasibility and time requirements. *Strahlenther Onkol* 2000;176:429–32.
7. Gerstner N, et al. Die Bedeutung eines Rektumballons als interne Immobilisation bei der konformalen Strahlentherapie des Prostatakarzinoms. *Strahlenther Onkol* 1999;175:232–8.
8. Hanks G, 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.
9. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 50: Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD: ICRU, 1993.
10. Lattanzi J, 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.
11. Lavertu S, et al. Observation study of electronic portal images for off-line verification. *Radiother Oncol* 2000;54:47–55.
12. Malone S, et al. A prospective comparison of three systems of patient immobilization for prostate radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:657–65.
13. McLaughlin PW, et al. The effect of patient position and treatment technique in conformal treatment of prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45:407–13.
14. Nutting CM, et al. A randomised study of the use of a customised immobilisation system in the treatment of prostate cancer with conformal radiotherapy. *Radiother Oncol* 2000;54:1–9.
15. Schlegel W, Kneschaurek P. Inverse Bestrahlungsplanung. *Strahlenther Onkol* 1999;175:197–207.
16. Stroom J, et al. Detection of internal organ movement in prostate cancer patients using portal images. *Med Phys* 2000;27:452–61.
17. Stroom J, et al. Internal organ motion in prostate cancer patients treated in prone and supine treatment position. *Radiother Oncol* 1999;51:237–48.
18. Vigneault E, et al. Electronic portal imaging device detection of radioopaque markers for the evaluation of prostate position during megavoltage irradiation: a clinical study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37:205–12.
19. Webb S. The physics of conformal radiotherapy: advances in technology. Bristol: IOP Publishing, 1997.
20. Weber DC, et al. Patient positioning in prostate radiotherapy: is prone better than supine? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:365–71.
21. Yan D, et al. An off-line strategy for constructing a patient-specific planning target volume in adaptive treatment process for prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:289–302.
22. Yan D, et al. Adaptive modification of treatment planning to minimize the deleterious effects of treatment setup errors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;38:197–206.

### Korrespondenzanschrift

Dipl.-Phys. Annemarie Bakai  
Abteilung Medizinische Physik  
Universitätsklinik für Radioonkologie  
Hoppe-Seyler-Straße 3  
72076 Tübingen  
Deutschland  
Telefon (+49/7071) 29-80512, Fax -5920  
E-Mail: aebakai@med.uni-tuebingen.de