

3D-Navigation in der interstitiellen stereotaktischen Brachytherapie

T. Auer¹, E. Hensler¹, P. Eichberger¹, A. Bluhm¹, A. Gunkel², W. Freysinger², R. Bale²,
O. Gaber³, W. F. Thumfart², P. Lukas¹

¹Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie (Vorstand: Prof. Dr. P. Lukas), ²Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde (Vorstand: Prof. Dr. W. F. Thumfart) und ³Institut für Anatomie (Vorstand: Prof. Dr. W. Platzer) der Universität Innsbruck

Ziel: Es war das Ziel dieser Arbeit, ein 3D-Infrarotnavigationssystem für die Anforderungen der interstitiellen stereotaktischen Brachytherapie zu adaptieren. Damit wird die Planung der Therapie verbessert (prospektive Planung der Nadelpositionen und der Dosisverteilung), und eine virtuelle Simulation wird realisierbar (Kontrolle des vorgeplanten Zugangs bezüglich Verletzungsmöglichkeit von Gefäßen oder Nerven).

Material und Methode: Das EasyGuide-Neuro[®]-Navigationssystem (Philips) wurde so verändert, daß Nadeln, die in der Brachytherapie Verwendung finden, am Pointer befestigt werden konnten und am Bildschirm angezeigt wurden. Um die Genauigkeit der Positionierung zu bestimmen, wurde versucht, an Phantomen definierte Zielpunkte zu treffen. Dazu wurden zwei unterschiedliche Methoden miteinander verglichen. Einerseits das „freie Navigieren“, eine Applikationsmethode, bei der die Nadel mit Hilfe des Navigationssystems geführt wurde, und andererseits das „Navigieren mit Template“, bei der die Nadel über ein ausgerichtetes Template und das Navigationssystem ins Ziel geführt wurde. Es wurde auch getestet, ob ein Maskensystem die Anforderungen der stabilen und reproduzierbaren Lagerung erfüllt. Die Umsetzbarkeit der neuen Methode in die klinische Praxis wurde anschließend an einem anatomischen Präparat geprüft.

Ergebnisse: 91% aller durchgeführten Versuche mit den Phantomen wiesen eine Abweichung < 5 mm auf. Die Versuche auf einem stabileren Tisch lieferten deutlich bessere Ergebnisse (94% < 4 mm). Kein Unterschied konnte zwischen den Applikationsmethoden („freies Navigieren“ und „Navigieren mit Template“) festgestellt werden.

Schlußfolgerungen: Die Genauigkeit der Phantomversuche und die Versuche mit dem anatomischen Präparat zeigten, daß mit stabilen Tischen und Lagerungssystemen auch im klinischen Einsatz ausgezeichnete Ergebnisse erzielt werden können.

Schlüsselwörter: Interstitielle Brachytherapie · 3D-Navigation · Simulation

3D-Navigation for Interstitial Stereotactic Brachytherapy

Aim: The aim of this paper is to describe the adaption of 3D-navigation for interstitial brachytherapy. The new method leads to prospective and therefore improved planning of the therapy (position of the needle and dose distribution) and to the possibility of a virtual simulation (control if vessels or nerves are on the pathway of the needle).

Material and Methods: The EasyGuide Neuro[®] navigation system (Philips) was adapted in the way, that needles for interstitial brachytherapy were made connectable to the pointer and correctly displayed on the screen. To determine the positioning accuracy, several attempts were performed to hit defined targets on phantoms. Two methods were used: “free navigation”, where the needle was under control of the navigation system, and the “guided navigation” where an aligned template was used additionally to lead the needle to the target. In addition a mask system was tested, whether it met the requirements of stable and reproducible positioning. The potential of applying this method in clinical practice was tested with an anatomical specimen.

Results: About 91% of all attempts lied within 5 mm. There were even better results on the more rigid table (94% < 4 mm). No difference could be seen between both application methods (“free navigation” and “navigation with template”), they showed the same accuracy.

Conclusions: The accuracy of the phantom experiments and the confirmation by the experiment with the anatomical specimen showed that excellent results can be expected in clinical practice using rigid tables and patient supporting systems.

Key Words: Interstitial brachytherapy · 3D-Navigation · Simulation

Die vorliegende Arbeit beschreibt die Adaptierung eines 3D-Computernavigationssystems für die interstitielle Brachytherapie. Das Computernavigationssystem verbessert die Therapieplanung und ermöglicht eine virtuelle Simulation der Therapie. Es wird nicht, wie normalerweise üblich, die Dosisverteilung nach Applikation der Nadeln berechnet, sondern es kann, basierend auf einer optimalen Dosiskalkulation, die theoretisch beste Nadelposition bestimmt und verwirklicht werden. Die optimierten Nadelpositionen und Bestrahlungszeiten sind wesentliche Kriterien für gute Erfolge der interstitiellen Brachytherapie [2, 5, 6, 10]. Die Dosisverteilung wird mit dieser Methode homogener, und eine Bestrahlung mit kleinerem Sicherheitssaum wird ermöglicht. Außerdem kann die Distanz zu kritischen Strukturen mit hoher Genauigkeit und Sicherheit eingehalten werden. Durch die Planung des Eintrittspfades kann zum Beispiel auch die Verletzung von Gefäßen [7] vermieden werden. Mit dem Computernavigationssystem sind tieferliegende Tumoren zugänglich, die mit der herkömmlichen Methode bisher nur schlecht erreichbar waren. Auch andere Gruppen [3, 4, 8, 11] beschäftigen sich mit der Planung von interstitieller Strahlentherapie bzw. Hyperthermie. Es ist uns aber nicht bekannt, daß die Art der Applikation der Katheter beschrieben wird und mit welcher Genauigkeit diese Applikation durchgeführt wird.

Indikationen für diese Methode sind zum Beispiel alle bisher interstitiell behandelbaren Tumoren aus dem HNO-Bereich, vor allem Rezidive und therapieresistente Lymphknotenmetastasen, insbesondere im Bereich der Schädelbasis und des Retroorbitalraumes.

Material und Methode

Navigationssystem und Adaption

Für die Versuche wurde das Navigationssystem EasyGuide Neuro® (Philips Medizinische Systeme) verwendet. Es besteht aus drei Teilen: einer mobilen Workstation (SUN SPARC), einem Pointer (Zielsonde), der mit drei Leuchtdioden (IR-LED's) bestückt ist, und einem Kamerasystem (zwei CCD-Kameras) zur digitalen Erfassung der Position des Pointers (Abbildung 1). Der Pointer und die Software wurden so modifiziert, daß die Spitze der Spicknadel (Sauerwein Spick-Applikator 12i Edelstahl-nadel 200- oder 113-mm-Trocar) die Sondenspitze bildete.

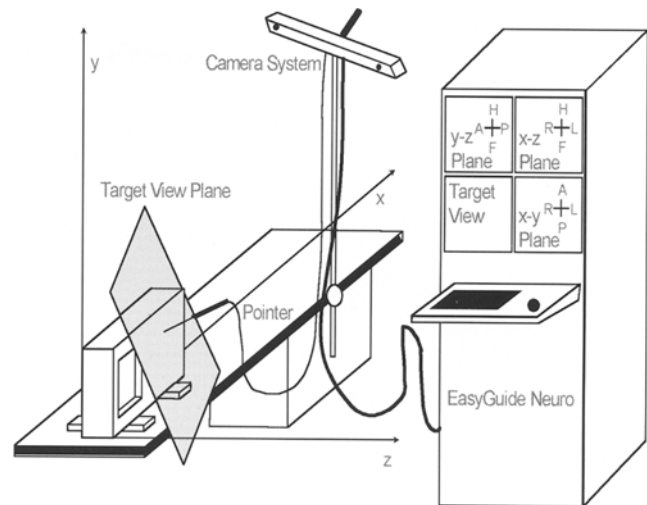


Abbildung 1. Versuchsaufbau. A = anterior, P = posterior, R = right, L = left, H = head, F = foot.

Figure 1. Set-up for experiments. A = anterior, P = posterior, R = right, L = left, H = head, F = foot.

Durchführung einer Spickung

Vorgangsweise bei Spickungen am Phantom:

1. CT-Untersuchung,
2. Registration des Phantoms,
3. Planung des Eintrittspfades,
4. Applikation der Nadeln,
5. Kontrollmessung.

Die CT-Untersuchungen wurden mit einem Spiral-CT durchgeführt. Der Tischvorschub betrug 3 mm. Die CT-Schnittbilder wurden in Schritten von 1 mm rekonstruiert.

Die Registration diente dazu, das Koordinatensystem im realen Raum mit dem Koordinatensystem des CT-Datensatzes zu korrelieren. Dazu wurden am Patienten CT-Marker, Kugeln oder Scheiben aus einer im CT-Bild ohne Artefakte sichtbaren Legierung aufgeklebt. Diese Marker wurden im CT-Datensatz mit der Maus markiert. Nach dem Set-up wurden die im Computer definierten Marker am Phantom mit dem Pointer angefahren und die Koordinaten abgespeichert. Mit den markierten Punkten und den gespeicherten Koordinaten wurden die Koordinatensysteme korreliert und der root mean square error (RMSE) angegeben. Die Genauigkeit der Registration wurde durch die Vermessung von CT-Markern mit der Funktion „Nearest Marker“ überprüft. Diese Funktion gab den Abstand der Pointerspitze zum nächsten Registrierungspunkt an.

Für das Einrichten der Nadel bzw. das Zielen wurden drei orthogonale Schnitte und der Target View (dies war ein Schnitt normal auf die Pointerachse durch den Zielpunkt) verwendet. Es wurde einerseits versucht, nur mit Hilfe des Navigationssystems die Nadel entlang dem gewählten Pfad einzuführen („freies Navigieren“); andererseits wurde ein Template (Fa. Sauerwein) als Führung für die Nadeln verwendet. Es wurde an einem Gelenkarm befestigt und mit dem Navigationssystem so eingerichtet, daß die Verlängerung der Lochachse durch den Eintritts- und Zielpunkt führte. Nach dem Einrichten wurde die Nadel ohne weitere Korrektur der Richtung appliziert („Navigieren mit Template“).

Phantomversuche

Die Versuche wurden an zwei quaderförmigen Phantomen durchgeführt. Phantom 1 bestand aus drei Platten (Moulage-Schaumstoff-Moulage), die durch einen Holzrahmen zusammengehalten wurden (Breite [z]/Höhe [y]/Länge [x] 8/18,5/32 cm). Dieser Aufbau sollte Gewebe simulieren. Das zweite Phantom bestand aus einem mit Aluminiumfolie beschichteten Dämmstoffblock, der in einem Holzrahmen fixiert wurde (Breite [z]/Höhe [y]/Länge [x] 7,5/29/39 cm). Der Abstand von der oberen Begrenzungsfläche des Phantoms bis zum Kamerasystem lag im Bereich von etwa 100 bis 150 cm. Für jeden Versuch wurden auf der Oberfläche des Phantoms ein Zielpunkt und ein Eintrittspunkt durch Kreuze markiert und mit dem Pointer an das Navigationssystem übergeben. Die Koordinaten des Austrittspunkts wurden mit dem Pointer abgenommen und der Abstand zum geplanten Zielpunkt berechnet („Pointermessung“). Bei der Kontrolle des Zielpunktes mit dem Pointer waren die vom Navigationssystem angegebenen Abweichungen stets kleiner als 0,6 mm (Mittelwert 0,3 mm; Anzahl 58). An den Phantomflächen war Millimeterpapier befestigt, von dem die Abweichung zum markierten Zielpunkt abgelesen wurde („Millimeterpapiermessung“-Ablesegenauigkeit etwa 0,5 mm).

Die erste Hälfte der Versuchsreihe wurde auf einem älteren Operationstisch durchgeführt (Tisch 1), für die zweite stand ein wesentlich stabilerer Tisch zur Verfügung (Tisch 2).

Test eines Maskensystems

Für den Einsatz des Navigationssystems in der klinischen Routine wurde das Maskensystem (Orfit Raycast®) mit dem menschenähnlichen Alderson®-Phan-

tom durch wiederholtes Lagern getestet. Für die Registrierung wurden nur die CT-Marker auf der Maske verwendet. Im Anschluß an die Registrierung wurden vier Punkte am Kopf und drei Punkte auf der Maske mit der Funktion „Nearest Marker“ kontrolliert. Nach der Umlagerung und vor der neuerlichen Registrierung wurden die Punkte nochmals vermessen. Dieser Vorgang wurde neunmal durchgeführt.

Versuche mit einem anatomischen Präparat

Für Versuche mit einem anatomischen Präparat wurde die Vogele-Bale-Hohner-(VBH-)Kopfhaltung [1] verwendet. Zwei kurze Nadeln wurden ohne Template appliziert und ihre Positionen in den Kontroll-CT-Schnittbildern vermessen.

Ergebnisse

Phantomversuche: Insgesamt wurden 115 Versuche mit den Phantomen durchgeführt. 64 (30 mit Template/34 ohne Template) auf Tisch 1 und 51 (35 mit Template/16 ohne Template) auf dem stabileren Tisch 2. Der RMSE der Registrierung lag im Bereich von 0,7 bis 1,3 mm (Mittelwert 1,1 mm). Die Kontrolle der Registrierung mit der Funktion „Nearest Marker“ ergab einen Mittelwert von 0,9 mm mit einer Standardabweichung von 0,4 mm (Maximum: 2 mm, Minimum: 0,2 mm).

Die mittlere Abweichung vom Ziel aller Versuche betrug 0,1 mm in x-Richtung, -0,9 mm in y-Richtung mit den dazugehörigen Standardabweichungen von 1,9 mm bzw. 2,7 mm. Detaillierte Ergebnisse sind in Tabelle 1 dargestellt. Die mittlere Abweichung, die Standardabweichung und die maximale Abweichung sind nach Tisch und Zielmethode aufgeschlüsselt angegeben. Wie aus Tabelle 1 ersichtlich, waren die Abweichungen in y-Richtung speziell bei Versuchen auf Tisch 1 größer als in x-Richtung. Die Versuche am stabileren Tisch ergaben etwa gleich große Werte für x- und y-Richtung. Der Unterschied zwischen Mittelwert in x- und Mittelwert in y-Richtung war beim „Navigieren mit Template“ größer als beim „freien Navigieren“.

Für einen Vergleich der Ergebnisse der Meßmethoden wurde der Datensatz auf jene Punkte reduziert, die mit beiden Methoden kontrolliert wurden. Im unteren Teil von Tabelle 1 sind die entsprechenden Ergebnisse angeführt. Außer bei den Versuchen mit Tisch 1 und Template als Führung erbrachten die „Millimeterpapier-“ und „Pointermessung“ annähernd dieselben

Abweichung deviation	„Navigieren mit Template“ „Navigation with template“			„freies Navigieren“ „free navigation“	
	Tisch 1 table 1	Tisch 2 table 2	Tisch 2-b table 2-b	Tisch 1 table 1	Tisch 2 table 2
	Versuche attempts	30	35	28	34
x Richtung x direction	-1,2 / 1,8 (-4,5)	1,1 / 1,6 (3,5)	0,5 / 1,3 (2,5)	0,2 / 1,9 (5)	0,5 / 1,1 (3)
y Richtung y direction	-1,9 / 2,9 (-7)	-0,6 / 1,6 (-4,5)	-0,5 / 1,4 (-3,5)	-1,2 / 3,4 (-11)	0,7 / 1,4 (3)
$\sqrt{(x^2+y^2)}$	3,7 / 1,8 (7,8)	2,2 / 1,2 (5,1)	1,8 / 0,8 (3,6)	3,5 / 2,1 (11,9)	1,7 / 1,0 (4,2)
Vergleich der Ergebnisse der beiden Meßmethoden comparison of the results of the two measurement methods					
Versuche attempts	20	26	19	21	16
x Richtung x direction	-1,3 / 1,5 (-3,5)	1,6 / 1,3 (3,5)	1,0 / 1,0 (2,5)	-0,2 / 1,5 (2,5)	0,5 / 1,1 (3)
y Richtung y direction	-2,8 / 2,2 (-7)	-0,2 / 1,6 (-4,5)	0,0 / 0,7 (2,9)	-1,9 / 1,9 (-5,5)	0,7 / 1,4 (3)
$\sqrt{(x^2+y^2)}$	3,7 / 1,7 (7,8)	2,3 / 1,2 (5,1)	1,7 / 0,7 (2,9)	2,8 / 1,3 (5,5)	1,7 / 1,0 (4,2)
Pointer	2,7 / 1,4 (6,0)	2,0 / 1,2 (4,5)	1,4 / 0,6 (2,7)	2,7 / 1,5 (5,7)	1,7 / 0,9 (3,5)

Tabelle 1. Ergebnisse der 115 Versuche mit den Phantomen. Gegliedert nach: „Navigieren mit Template“, „freies Navigieren“ und den Tischen. Die Spalte Tisch 2-b gibt die Ergebnisse an, ohne jene Versuche, die durch die eingeschränkte Bewegungsfreiheit des Gelenkarms beeinflusst wurden. Mittelwert (mm)/Standardabweichung (mm) (Maximum [mm]).

Table 1. Results of 115 attempts with phantoms. Separated by "navigation with template", "free navigation", and tables. Column table 2-b shows the results, without the attempts influenced by the restricted mechanical movement of the arm where the template was mounted. Mean (mm)/standard deviation (mm) (maximum [mm]).

Ergebnisse für den Mittelwert der Abweichungen bzw. die dazugehörigen Standardabweichungen. Die Verteilung der Abweichungen, aufgeschlüsselt wie in Tabelle 1, wird in den Abbildungen 2a und 2b gezeigt. Bei allen Versuchen wies nur ein einziger Punkt eine Abweichung von 11,9 mm auf, alle anderen Abweichungen waren < 8 mm. 91% der Versuche zeigten Abweichungen < 5 mm. Tisch 2 separat betrachtet ergab, daß 94% der Versuche innerhalb eines Kreises

Abbildung 2a. Abweichung vom geplanten Zielpunkt. Links: „Navigieren mit Template“, rechts: „freies Navigieren“.

Figure 2a. Deviation from planned target. Left: "navigation with template", right: "free navigation".

Abbildung 2b. Abweichung vom geplanten Zielpunkt. Links: „Navigieren mit Template“, rechts: „freies Navigieren“.

Figure 2b. Deviation from planned target. Left: "navigation with template", right: "free navigation".

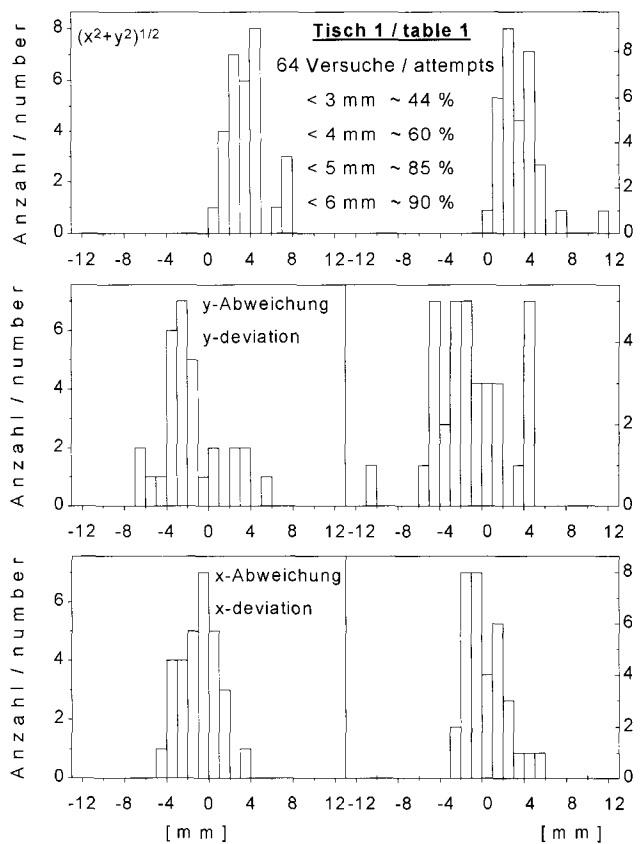


Abbildung 2a – Figure 2a

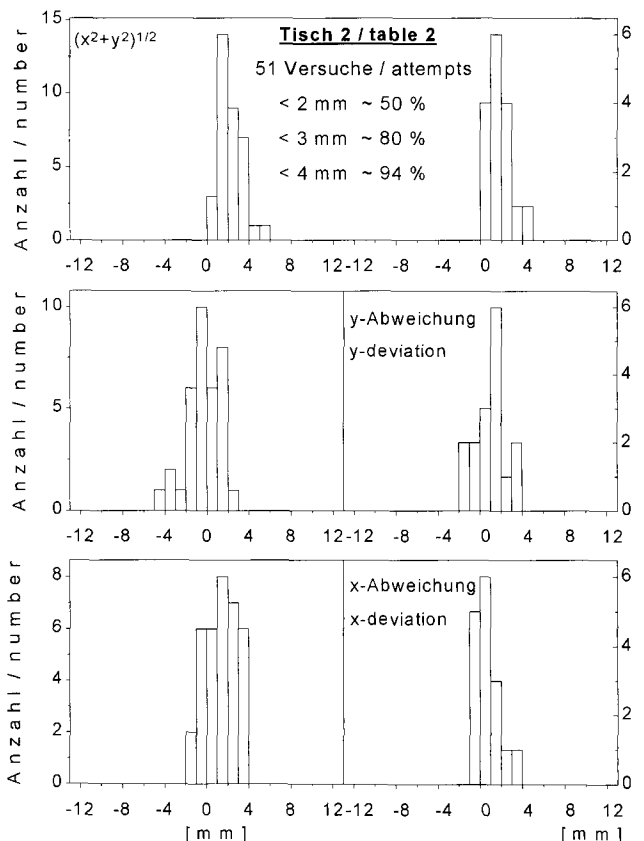


Abbildung 2b – Figure 2b

von 4 mm lagen mit einer maximalen Abweichung von 5,1 mm (Abbildung 2b).

Durch die eingeschränkte mechanische Bewegungsfreiheit des Gelenkarms, an dem das Template befestigt war, traten Rückstellkräfte auf, die eine stabile und genaue Winkeleinstellung verhinderten. Dies verursachte bei sieben Versuchen auf Tisch 2 Abweichungen $> 3,5$ mm. Die fünf Versuche mit dem gleichen Zielpunkt lagen aber innerhalb von 1,5 bis 2 mm. Läßt man bei der Auswertung diese sieben Punkte weg, verringert sich der Fehler, wie in Tabelle 1 (Spalte: Tisch 2-b) angeführt. Bei dieser Auswertung konnte kein Genauigkeitsunterschied zwischen „freiem Navigieren“ und „Navigieren mit Template“ festgestellt werden.

Maskenhalterung: Beim Test der Maskenhalterung konnten folgende Ergebnisse erzielt werden: Beim Vermessen der CT-Marker am Phantom nach der Registration ergab sich eine mittlere Abweichung von 3,5 mm (Standardabweichung 1,7 mm, Maximum 7,8 mm). Die Punkte auf der Maske wiesen eine mittlere Abweichung von 0,9 mm (Standardabweichung 0,5 mm, Maximum 2,1 mm) auf. Nach dem Umlagern ohne neuerliche Registration wurde eine mittlere Abweichung am Kopf von 5,7 mm gemessen (Standardabweichung 2,1 mm, Maximum 7,5 mm) und auf der Maske 3,5 mm (Standardabweichung 1,4 mm, Maximum 6,5 mm). Der RMSE für die Registration lag bei diesen Tests im Bereich von 1,2 bis 1,3 mm.

Versuche mit einem anatomischen Präparat: Bei den Versuchen mit dem anatomischen Präparat betrug der RMSE der Registration 1,6 mm. Die Kontrolle der Registration mit der Funktion „Nearest Marker“ ergab Werte im Bereich von 0,8 bis 2,2 mm am Kopf. Die axiale Abweichung der Nadelspitze vom geplanten Zielpunkt betrug für die erste Nadel 1 mm und für die zweite Nadel 2 bis 3 mm. Lateral konnte für beide Versuche eine gute Übereinstimmung zwischen dem geplanten Zielpunkt und der Nadelspitze festgestellt werden. Es trat aber in beiden Fällen eine ventrale Verschiebung von etwa 5 bis 6 mm auf.

Diskussion

Die unterschiedlichen Ergebnisse bei Messungen in x- und y-Richtung können durch das stärkere Verkippen des älteren Tisches und durch unterschiedlich starkes Aufstützen auf den Tisch bei den einzelnen Arbeitsvorgängen wie „freiem Navigieren“, „Navigieren mit

Template“ und Messen erklärt werden. Die Resultate für die mittlere Abweichung, die Standardabweichung und das Maximum sind nicht nur vom verwendeten Tisch, sondern auch von der Navigationsmethode abhängig. Es wurde für jede Registration eine systematische Verschiebung der mittleren Abweichung zu negativen y-Werten festgestellt, die auf den Tisch zurückzuführen ist. Werte für die mittlere Abweichung betragen bis zu 1,5 mm.

Verwendet man für den Vergleich zwischen „freiem Navigieren“ und „Navigieren mit Template“ die Werte aus Tabelle 1, Spalte Tisch 2-b, dann kann kein Genauigkeitsunterschied festgestellt werden. Beim „freien Navigieren“ kam man aber leicht vom Pfad ab, und es waren einige Richtungskorrekturen während des Einführens der Nadel notwendig. Es bedurfte außerdem einiger Übung, um eine zufriedenstellende Genauigkeit zu erreichen. Um die aufwendige Nachjustierung zu vermeiden, wurde das Template als Führung verwendet, mit dem man wesentlich weniger Zeit benötigte. Das Template hat darüber hinaus den Vorteil, daß mehrere Nadeln in kurzer Zeit genau parallel appliziert werden könnten. Die Einstellung des Gelenkarmes kann für eine fraktionierte Bestrahlung beibehalten werden. Dadurch wird die Repositionierung der Nadeln von Fraktion zu Fraktion sehr genau. Eine reproduzierbare Befestigungsmöglichkeit ist bereits an der VBH-Halterung vorgesehen. Um die Genauigkeit zu steigern, wird derzeit an der Entwicklung einer Zielvorrichtung, basierend auf den Erfahrungen bei der „Navigation mit Template“, gearbeitet. Ein wesentlicher Vorteil der computergestützten Brachytherapie ist, daß die Applikatorgeometrie und die Bestrahlungsplanung schon vor der Applikation optimiert werden können und die Geometrie nicht erst rekonstruiert werden muß, bevor die Dosisberechnung durchgeführt werden kann. Dadurch kann mehr Zeit für die Bestrahlungsplanung aufgebracht werden, ohne den Patienten, der unter Umständen narkotisiert ist, zu belasten. Eine gute Dosishomogenität im Tumor und Schonung des umliegenden gesunden Gewebes werden durch die genau vordefinierte Applikatorgeometrie, die mit Hilfe des Navigationssystems auch verwirklicht werden kann, erreicht.

Die Versuche mit dem Maskensystem zeigten, daß die Maske nicht für den klinischen Einsatz tauglich war, denn ein Patient ist in der Halterung noch schlechter zu lagern und außerdem leichter verschiebbar als das Phantom. Durch die Verschiebung wird die Genauigkeit verschlechtert, daher ist ein stabiles Lagerungssy-

stem [9] besonders wichtig. Die VBH-Kopfhaltung ist sehr stabil und wird bereits jetzt mit Erfolg an der HNO-Klinik für stereotaktische Operationen eingesetzt.

Das etwas schlechtere Ergebnis der Versuche mit dem anatomischen Präparat konnte dadurch erklärt werden, daß bei diesen Versuchen zur Ungenauigkeit des Navigierens noch die Ungenauigkeit der Registrierung kam. Bei den Phantomversuchen konnte nämlich der Einfluß der Registrierung auf die Abweichung durch die Definition der Zielpunkte mit dem Pointer eliminiert werden.

Schlußfolgerungen

Mit der in dieser Arbeit ermittelten Genauigkeit der computerunterstützten interstitiellen Brachytherapie können deutliche Verbesserungen der Therapie erzielt werden. Diese Methode ermöglicht es, die Nadeln sehr exakt und vor allem vorgeplant zu plazieren. Mit der an der Klinik weiterentwickelten Zielvorrichtung ist nach ersten Ergebnissen eine weitere Verbesserung der Genauigkeit zu erreichen, so daß Ergebnisse wie bei der perkutanen stereotaktischen Bestrahlung möglich erscheinen, die mit den Vorteilen einer interstitiellen Therapie verbunden werden können.

Wir danken der Firma Philips, die das Navigationssystem Easy-Guide Neuro® zu wissenschaftlichen Untersuchungen zur Verfügung gestellt hat. Diese Arbeit wurde durch den Jubiläumsfonds der Österreichischen Nationalbank unterstützt.

Literatur

1. Bale RJ, Vogele M, Freysinger W et al. A minimally invasive head holder for frameless stereotaxy. Proc. Int. Symposium on Computer and Communication Systems for Image Guided Diagnosis and Therapy, Paris, June 1996 (CAR 96). Amsterdam: Elsevier Sci., 1996:1042.
2. Bauer B, Van der Laarse R. Aspects of brachytherapy treatment planning: 3D & modern imaging methods. Brachytherapy review proceedings. German Brachytherapy Conference, Freiburg, November 1994. Albert-Ludwigs-University, Freiburg 1994:28-33.
3. Beier J, Wust P, Huth O et al. Planning of catheter implantation for interstitial radiation and hyperthermia therapy. Proc. Int. Symposium on Computer and Communication Systems for Image Guided Diagnosis and Therapy, Paris, June 1996 (CAR 96). Amsterdam: Elsevier Sci., 1996: 643-47.
4. Hilaris BS, Tenner M, Moorthy C et al. Three-dimensional brachytherapy treatment planning at New York Medical College. Brachytherapy from radium to optimization. Nucletron International B. V., TH Veenedaal, The Netherlands, 1994:307-13.
5. Jacobs H. HDR Brachytherapy for head and neck tumors. Proc. German Brachytherapy Conference, Freiburg 1994. Albert-Ludwigs-University, Freiburg 1994:181-7.
6. Meertens H, Borger J, Steggerda M, Blom A. Evaluation and optimization of interstitial brachytherapy dose distributions. Brachytherapy from radium to optimization. Nucletron International B. V., TH Veenedaal, The Netherlands, 1994:300-6.
7. Hensler E, Auer T, Gaber O et al. Introduction of computer assisted navigation to radiation brachytherapy. Proc. Int. Symposium on Computer and Communication Systems for Image Guided Diagnosis and Therapy, Paris, June 1996 (CAR 96). Amsterdam: Elsevier Sci., 1996: 1040.
8. Kovacs G, Hebbinghaus D, Dennert P, Kohr P, Wilhelm R, Kimming B. Conformal treatment planning for interstitial brachytherapy. Strahlenther Onkol 1996;172:469-74.
9. Lea JT, Watkins D, Mills A, Peshkin MA, Kienzle TC, Stulberg SD. Registration and immobilization in robot-assisted surgery. J Image Guid Surg 1995;1/2:80-7.
10. Pfreundner L, Bratengeier K. CT Planning in interstitial brachytherapy for head and neck cancer. Proc. German Brachytherapy Conference, Freiburg, November 1994. Albert-Ludwigs-University, Freiburg 1994:188-93.
11. Seegenschmiedt MH, Martus P, Erb J, Fietkau R, Sauer R. Radiotherapy of head and neck tumors. Proc. German Brachytherapy Conference, Freiburg, November 1994. Albert-Ludwigs-University, Freiburg 1994:194-203.

Für die Verfasser: Prof. Dr. P. Lukas, Universitätsklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Anichstraße 35, A-6020 Innsbruck.