

Stereotaxie und Robotik zur Ablation – Spielzeug oder Werkzeug?

Minimalinvasive ablative Verfahren erlangen eine zunehmende Bedeutung in der Tumorthapie. Um eine lokale Kuration zu erreichen, ist eine vollständige thermische Zerstörung des makroskopisch erkennbaren Tumors einschließlich eines Sicherheits-saums mit Erfassung aller Tumorzellen erforderlich. In allen bisher publizierten Studien zeigt sich eine deutliche Zunahme der Rezidivrate mit zunehmender Tumorgroße. Es stellt sich die Frage, ob die Ergebnisse durch die Verwendung aufwendigerer primär für die Neurochirurgie entwickelter stereotaktischer und roboterunterstützter Planungs- und Punktions-techniken verbessert werden können.

Radiofrequenzablation

Die Radiofrequenzablation (RFA) ist eine etablierte und derzeit die am häufigsten angewendete lokal kurative Ablationsmethode zur Behandlung von Tumoren in verschiedenen Körperregionen. Durch hochfrequenten Wechselstrom zwischen der RFA-Sonde im Tumor und Hautelektroden kommt es zu Ionenbewegungen im Gewebe um die Sonde. Eine Temperatur von über 60° bewirkt eine irreversible Gewebeschädigung. Aufgrund der minimalen Invasivität und der hohen Effektivität wird die RFA als lokal kurative Therapie der Wahl für die Behandlung nicht-resektabler Lebertumoren eingesetzt. Andere Anwendungsgebiete sind Lungen-, Nieren-, Knochen- und Nebennierentu-

moren. Die Resultate hängen bei der konventionellen Punktions-technik von der Tumorgroße ab, wobei bei Lebertumoren bis zu einem Durchmesser von 3 cm mit der Resektion vergleichbare lokale Kontrollraten erzielt werden können. Alternative thermische Ablationsverfahren sind die laserinduzierte interstitielle Thermotherapie, die Kryotherapie und die an Bedeutung zunehmende Mikrowellenablation, mit der sich in kürzerer Zeit größere Ablationsareale erzeugen lassen.

Limitationen der konventionellen US-, CT- und MRT-gezielten Sondenpositionierung

Derzeit werden Ablationssonden manuell unter CT-/US-/MRT-Kontrolle platziert. Der strahlungsfreie Ultraschall (US) er-

laubt eine Echtzeitvisualisierung der Sonde. Allerdings ist die US-gezielte Punktions-technik stark behandlerabhängig und nicht alle Läsionen ausreichend gut beurteilbar bzw. einsehbar. Etwaige Sondenrepositionierungen bei großen Tumoren gestalten sich aufgrund der eingeschränkten Einsehbarkeit durch die Entwicklung von Gasbläschen während der Ablation sehr schwierig. Die meisten Tumoren sind im kontrastmittelunterstützten CT erkennbar. Allerdings sind oft doppelt angulierte Zugänge erforderlich, und viele Raumforderungen sind in den nativen Kontroll-CTs nicht erkennbar, wodurch die Punktions-erschwerung und die Punktionsgenauigkeit beeinträchtigt wird. Die ebenfalls strahlenfreie, jedoch teure und kaum für Interventionen verfügbare MRT vereint die Vorteile von Ultraschall und CT, einen Nadelvorschub mit nahezu Echtzeitbild-

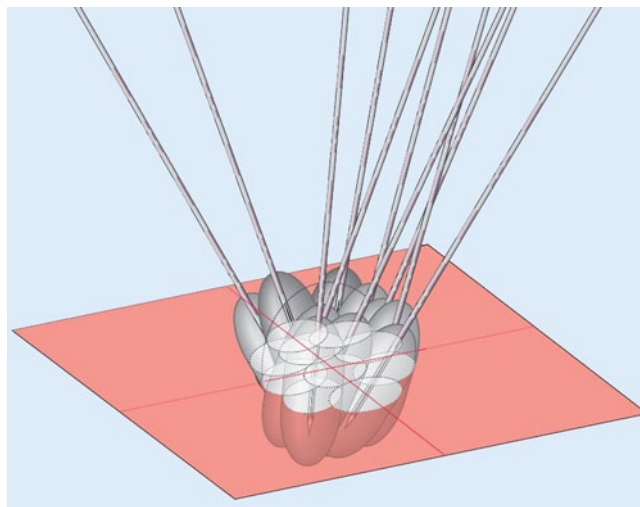


Abb. 1 ◀ Für die Ablation großer und irregulärer Tumoren sind überlappende Nekroseareale erforderlich

gebung und die Sichtbarkeit der Tumoren in der Nativuntersuchung.

Die häufigsten Risikofaktoren für ein Lokalrezidiv sind eine Diskrepanz zwischen Tumor- und Ablationsvolumen bzw. ein ungenügender Sicherheitssaum, ungenaue Sondenpositionierung und der „Heat-sink“-Effekt in der Nähe großer Gefäße. Die Größe des von einer Sonde induzierten Ablationsvolumens ist einerseits technisch limitiert und andererseits von gewebespezifischen und anatomischen Faktoren abhängig.

Die Nachteile aller konventioneller Methoden sind das Fehlen einer Planungssoftware, die ungenaue manuelle Nadelplatzierung sowie die ungenaue Erfolgskontrolle der Nadelplatzierung und der Ablation. Dadurch können große und irregulär geformte Tumoren, die überlappende Nekroseareale (Abb. 1) erfordern, nur eingeschränkt therapiert werden. Weitere Probleme sind die fehlende Zuverlässigkeit und Wiederholbarkeit, bedingt durch verschiedenste individuelle Methoden der bilddatenunterstützten Sondenpositionierung und Ablationsstrategie. Der Erfolg hängt dabei weitgehend von den Fähigkeiten und Erfahrungen des Behandlers ab. Ziel sollte jedoch eine wiederholbare, zuverlässige, standardisierte und vom Behandler möglichst unabhängige Methode sein. Um auch größere und irregulär geformte Tumoren mit hoher Sicherheit und Effizienz behandeln zu können, bieten sich stereotaktische und robotische Systeme an.

Stereotaxie

Die Stereotaxie (von griech. stereós „starr, Raum“ und táxis „Anordnung, Einrichtung“) wird im Kopfbereich schon seit Jahrzehnten in der Neurochirurgie und der Strahlentherapie für Biopsien, funktionelle Stimulationen und Tumorbehandlungen eingesetzt. Um höchste Genauigkeit zu erreichen, werden der Kopf des Patienten und die medizinischen Instrumente in einem fest verschraubten Rahmen fixiert. Die bildgesteuerte, computerunterstützte Berechnung der Wege und Abstände in einem karthesischen Koordinatensystem erlaubt eine geometrische Berechnung und eine präzise Platzierung der Instrumente im Körperinneren.

Radiologe 2012 · 52:56–62 DOI 10.1007/s00117-011-2212-0
© Springer-Verlag 2012

R. Bale · G. Widmann · W. Jaschke

Stereotaxie und Robotik zur Ablation – Spielzeug oder Werkzeug?

Zusammenfassung

Klinisches/methodisches Problem. Ablative Verfahren erlauben eine lokal kurative Tumorthherapie durch thermische Zellzerstörung. Voraussetzung ist die Erfassung aller Tumorzellen. Die Tumorgöße ist der wichtigste limitierende Faktor.

Radiologische Standardverfahren. Die Nachteile konventioneller CT-/US-/MRT-gezielter Methoden sind das Fehlen einer Planungssoftware, die ungenaue manuelle Nadelplatzierung, die ungenaue Erfolgskontrolle der Nadelplatzierung und Ablation sowie die fehlende Zuverlässigkeit und Wiederholbarkeit.

Methodische Innovationen. Stereotaktische und roboterunterstützte Systeme erlauben die Planung mehrerer Sondenpositionen auf CT-/MRT- und PET-Planungsdaten und auf Basis der aus den 3-D-Planungsdatensätzen gewonnenen räumlichen Koordinaten eine präzise Umsetzung.

Leistungsfähigkeit. Die 1- und 3-Jahres-Überlebensraten nach stereotaktischer Radiofrequenzablation (SRFA) cholangiozellulärer Karzinome betragen 91 und 70% und das mediane Gesamtüberleben 60 Monate.

Nach SRFA von 189 kolorektalen Lebermetastasen bei 63 Patienten zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Lokalrezidivraten zwischen Tumoren <3 cm (17,7%), 3–5 cm (11,1%) und >5 cm (17,4%). Das mediane Gesamtüberleben betrug 33,2 Monate und die 1-, 3-, und 5-Jahres-Überlebensraten nach SRFA von Patienten mit operablen kolorektalen Karzinomen betragen 92, 66 und 48%.

Bewertung. Die durch stereotaktische Methoden erzielten viel versprechenden und weitgehend behandlerunabhängigen Erfolgsraten rechtfertigen den erhöhten apparativen und personellen Aufwand insbesondere zur Therapie von Patienten mit großen und irregulär geformten Tumoren.

Empfehlung für die Praxis. Stereotaxie und Robotik sind hilfreiche Werkzeuge für eine effektive Ablation auch großer Tumoren und werden in Zukunft eine zunehmende Bedeutung erlangen.

Schlüsselwörter

Robotik · Stereotaxie · Navigation · Bildfusion · Ablation

Stereotaxy and robotics for ablation – toy or tool?

Abstract

Clinical and methodological issues. Ablative technologies allow local curative tumor treatment by thermal tissue damage. An important prerequisite is the coverage of all tumor cells. Tumor size is the most important limiting factor.

Standard radiological methods. The drawbacks of conventional computed tomography/ultrasound/magnetic resonance imaging (CT/US/MRI) guided radiofrequency ablation (RFA) are the absence of planning software, imprecise probe placement, imprecise control of probe placement and the ablation zone as well as the lack of reliability and reproducibility.

Methodological innovations. Stereotactic and robot-assisted systems allow planning of multiple probe positions based on CT/MRI and positron emission tomography (PET) planning data. The probes can be precisely placed according to the coordinates of the image datasets.

Performance. The 1 and 3 year survival rates after stereotactic RFA (SRFA) of cholangiocellular carcinoma were 91% and 70% respec-

tively and the median overall survival was 60 months. After SRFA of 189 colorectal liver metastases in 63 patients there was no significant difference in local recurrence rates between tumors <3 cm (17.7%), 3–5 cm (11.1%) and >5 cm (17.4%). The median overall survival was 33.2 months and the 1, 3, and 5 year overall survival rates after SRFA in patients with resectable colorectal cancer were 92%, 66% and 48%, respectively.

Achievements. In our opinion the excellent and, to a large extent user-independent results justify the increased efforts in time and costs especially for the treatment of patients with large and irregular tumors.

Practical recommendations. Stereotaxy and robotics are valuable tools for effective tumor ablation especially of large tumors and are likely to gain in importance in the next few years.

Keywords

Robotics · Stereotaxy · Navigation · Image fusion · Ablation

Geschichte

Die Erfolgsgeschichte der Stereotaxie [11] ist eng verknüpft mit der Entwicklung der bildgebenden Verfahren. Die von Wilhelm Conrad Roentgen 1895 entdeckten Röntgenstrahlen erlaubten erstmalig einen nichtinvasiven Blick in das Körperinnere. Die Stereotaxie nahm aufgrund der hohen Anforderungen an Präzision und der der Stereotaxie entgegenkommenden anatomischen Gegebenheit einer weitgehend unbeweglichen Weichteilstruktur inmitten des knöchernen Schädels ihren Ursprung in der Neurochirurgie bzw. Neurophysiologie. Im Jahr 1890 entwickelte der russische Anatom Zernov [30] den „Enzephalometer“, einen am Schädel fixierten Rahmen zur Ansteuerung intrakranieller Strukturen. Mit einem 1908 von Horsley u. Clarke [14] entwickelten stereotaktischen Rahmen konnte der Nucleus dentatus bei Affen angesteuert und mittels Elektrolyse präzise ablatiert werden. Kirschner [17] setzte 1933 die Stereotaxie erstmalig beim Menschen ein. Er führte eine stereotaktische Radiofrequenzablation des Ganglion Gasseri über eine durch das Foramen ovale eingebrachte Elektrode durch.

In der Pionierzeit der Stereotaxie wurden lediglich externe anatomische Landmarken und anatomische Atlanten als Basis für die stereotaktische Berechnung herangezogen. Diese beruhten auf Mittelwerten aus anatomischen Daten großer Kollektive und waren aufgrund der interindividuellen Variabilitäten naturgemäß ungenau. Die bereits 1918 von Dandy [8] zufällig entdeckte Ventrikulographie nach einer Röntgenaufnahme eines Patienten mit einer offenen Schädelverletzung und die Visualisierung der durch die Luft negativ kontrastierten Ventrikel bildeten aufgrund der fixen räumlichen Beziehungen die Grundlage für das 1947 von Spiegel et al. [23] entwickelte „Stereoenzephalotom“, einen stereotaktischen Rahmen zur Ansteuerung von Zielstrukturen im Bereich der Basalkerne und des Thalamus auf der Basis eines anatomischen Gehirnatlas und 2 orthogonalen Ventrikulographien. Im Jahr 1949 integrierten Talairach et al. [26] in Paris angiographische Daten in die anatomischen Atlanten. Die Entwicklung der Computertomographie

durch Hounsfield [15] im Jahre 1971 und die dadurch ermöglichte Anfertigung von 3-D-Bilddaten revolutionierte die Stereotaxie. Im Jahr 1979 wurden erstmalig CT-Daten in den Brown-Roberts-Wells-Rahmen integriert [13].

Rahmenlose Systeme

Die Nachteile der Rahmenstereotaxie sind insbesondere die Limitation der chirurgischen Zugangswege und die invasive Fixierung des Rahmens am Patienten. Ende der 80er Jahre wurden bedingt durch die Fortschritte auf dem Gebiet der Informatik und Elektronik erste rahmenlose stereotaktische Navigationssysteme entwickelt. Moderne rahmenlose stereotaktische Navigationssysteme, bei der mechanische, optische oder elektromagnetische 3-D-Koordinatenmesssysteme eingesetzt werden, erlauben eine computergestützte Instrumentenführung in Echtzeit auf Basis der vor der Operation erzeugten CT-/MRT-/PET-/SPECT-Bilddaten. Zusätzlich kann eine Echtzeitbildgebung mittels Ultraschall [18], Computertomographie und Magnetresonanztomographie, durch die die Änderungen im Laufe des Eingriffs dokumentiert werden, integriert werden.

Obwohl die rahmenlosen stereotaktischen Navigationssysteme erst in den 90er Jahren entwickelt wurden, gehören diese in den meisten neurochirurgischen Abteilungen mittlerweile zur Standardausrüstung. Voraussetzung für die Entwicklung der stereotaktischen Systeme waren Fortschritte auf den Gebieten der Bildgebung, Software, Elektronik und Navigationstechnologie. Moderne Navigationssysteme erlauben eine präoperative Operationssimulation auf der Basis multimodaler Daten, und durch die Anwendung verschiedener 3-D-Trackingmethoden und Zielvorrichtungen eine präzise intraoperative Umsetzung. In die Navigationssysteme integrierte Bildfusionssoftware erlaubt eine exakte Genauigkeitskontrolle bzw. postoperative Analyse. Durch die Anwendung der vielfältigen Möglichkeiten der Navigation haben sich Operationsverfahren bzw. operative Zugänge verändert. Ursprüngliche Standardzugänge können durch individualisierte Zugänge auf Basis der individuellen Bilddaten optimiert werden.

Navigationssysteme

Der Vorteile der Navigation ist die größere Flexibilität, da kein Rahmen den Eingriff behindert. Zusätzlich kann die Bildgebung zeitlich und räumlich unabhängig von der Operation erfolgen. Verschiedenste anatomische und funktionelle Bilddatensätze können integriert und für die Planung und virtuelle Simulation des Eingriffs herangezogen werden. Die präzise Planung und die hohe Genauigkeit der intraoperativen Umsetzung führen zu einem reduzierten Risiko für den Patienten. Das Hauptproblem der Navigation, die Organverschiebung bzw. -deformierung während der Operation, kann durch intraoperative Bildgebung und elastische Deformierungsalgorithmen weitgehend korrigiert werden. Die rahmenlose Stereotaxie wird den Anforderungen nach präziser Navigation und minimaler Invasivität gerecht. Zusätzlich sind moderne Navigationssysteme durch ihre Flexibilität in verschiedenen Körperregionen einsetzbar und werden schon seit Jahren routinemäßig auch in der Schädelbasischirurgie sowie bei endonasalen und orthopädischen Eingriffen verwendet.

Navigationssysteme wurden zunächst lediglich zum Verfolgen manuell geführter Instrumente, also zur intraoperativen Orientierung, eingesetzt. Weitere Fortschritte waren die in Innsbruck entwickelten nichtinvasiven Fixationsvorrichtungen für den Kopf (Vogele-Bale-Hohner HeadFix, Medical Intelligence Inc., Schwabmünchen, Germany) und die Weichteile (BodyFix, Medical Intelligence Inc., Schwabmünchen, Germany) sowie die 3 weltweit ersten in der Neurochirurgie, HNO und Orthopädie eingesetzten Zielvorrichtungen (Vertek, Medtronic; EasyTaxis, Philips; Atlas Medical Intelligence). Dabei wird die reale Achse der Zielvorrichtung mittels der speziellen Zielsoftware des Navigationssystems mit der virtuellen Verlängerung des geplanten Pfads zur Deckung gebracht. Das Verschieben der Nadel bzw. des Instruments erfolgt manuell. Erste Anwendungen waren die Thermokoagulation des Ganglion Gasseri bei Patienten mit Trigemineuralgie sowie die navigierte interstitielle Brachytherapie bei Patienten mit Tumoren im Bereich der Schädelbasis. Andere Anwendungsgebiete sind die retrograde

Anbohrung osteochondraler Läsionen im Talus und die perkutane Verschraubung von Beckenfrakturen. Durch die Atemtriggerung in Narkose [28] können auch atemverschiebliche Organe präzise punktiert werden. Damit ist die Grundlage für die Anwendung von Navigationssystemen für die Ablation von Lebertumoren geschaffen.

Roboter

Während bei passiven Navigationssystemen die Zielvorrichtung manuell in Echtzeit mit Hilfe der Zielvorrichtungssoftware eingestellt wird, führen roboterassistierte Systeme diese Einstellungen automatisch durch. Das Instrument bzw. die Nadel können je nach System manuell oder automatisch vorgeschoben werden. Roboter haben eine hohe mechanische Genauigkeit und können Interventionen semiautomatisch oder automatisch durchführen. Sie eignen sich daher insbesondere für wiederholte, monotone, präzise durchzuführende Aufgaben. Medizinische Roboter unterliegen strengen Sicherheitsvorschriften, um weder den Patienten noch den Operateur zu verletzen. Sie werden auch in der Orthopädie, Kardiologie und Viszeralchirurgie eingesetzt. Je nach Einsatzgebiet haben Roboter unterschiedliche Funktionen. Masterslave-Telemanipulatoren (z. B. da-Vinci-System) werden in der laparoskopischen Chirurgie eingesetzt und setzen grobe Bewegungen des Chirurgen an einem Bedienpult in feine Instrumentenbewegungen beim Patienten um. Roboter werden auch verwendet, um Strahlenquellen präzise auf den Patienten auszurichten (CyberKnife). Das AcuBot-System [7], der Innomotion- [20, 24] und der iSys-Roboter [16] wurden entwickelt, um Nadeln präzise in den Patienten einzubringen. Um in die klinische Routine Eingang zu finden müssen Roboter intuitiv bedienbar sein. Zusätzlich sollten die Kosten und die Eingriffszeit verhältnismäßig zum Genauigkeitsgewinn sein.

Einsatz der Stereotaxie, Navigation und Robotik in der interventionellen Radiologie

Von interventionellen Radiologen werden zunehmend perkutane Eingriffe für Biopsien sowie für die Schmerz- und Tumorthherapie durchgeführt. Die meisten Eingriffe erfolgen dabei US- oder CT-gezielt. Minimalinvasive Techniken in anatomisch schwierigen Lokalisationen sowie die Ablation großer Tumoren mittels überlappender Ablationsareale stellen erhöhte Anforderungen an die Eingriffsplanung sowie die Genauigkeit der Umsetzung (■ **Abb. 1**).

Die mit rahmenlosen stereotaktischen Navigationssystemen erzielbaren Genauigkeiten wurden in zahlreichen Studien untersucht: Das optische Navigationssystem CAPP-IRAD (CAS Innovations AG, Erlangen, Deutschland [19]) erlaubt eine automatische Registrierung und die Nadel wird über die manuell eingestellte Atlaszielvorrichtung (Medical Intelligence, Schwabmünchen, Deutschland) vorgeschoben. Die Nadelabweichung im Phantomversuch lag bei $1,1 \pm 0,4$ mm (Standardabweichung). Die mittleren Abweichungen lagen mit 3 anderen Navigationssystemen und bei Verwendung von MRT-Daten zwischen 1,67 und 2,91 mm [6]. In weiteren Phantomversuchen mit einem optischen Navigationssystem und der EasyTaxis-Zielvorrichtung (Philips Medical Systems, Best, Niederlande) wurden Abweichungen der Punktionsgenauigkeit von $1,1 \pm 0,5$ mm erzielt [9].

Stoffner et al. [24] führten in einem Phantomversuch 300 Punktionen mit dem TREON-Navigationssystem (Medtronic Inc., Louisville, USA) in Kombination mit der Atlaszielvorrichtung sowie 50 Punktionen mit dem Innomotion-Roboter (Innomedic GmbH, Deutschland) durch. Bei Schichtdicken von 3 mm ergab das Navigationssystem eine mittlere euklidische Abweichung von $2,2 \pm 1,136$ und einen mittleren Normalabstand von $1,84 \pm 1,189$. Die Ergebnisse mit dem Roboter waren mit $1,91 \pm 0,673$ und $1,60 \pm 0,733$ geringfügig besser. Allerdings war der Zeitaufwand von ~ 30 min/Punktion beim Innomotion-System größer als beim Navigationssystem (~ 18 min), und das Navigationssystem war dem Roboter in der

Anwendbarkeit bzw. Benutzerfreundlichkeit überlegen. Hauptprobleme des Innomotion-Roboters sind der eingeschränkte Zugang insbesondere bei adipösen Patienten sowie die hohen Kosten.

Der an einem mechanischen Arm angebrachte iSys-Miniroboter (iSys Medizintechnik, Kitzbühel, Österreich) zeichnet sich durch eine wesentlich bessere Patientenzugänglichkeit aus. Er kann mit rahmenlosen stereotaktischen Systemen kombiniert werden und die manuelle Zielvorrichtung ersetzen. Dabei wird die Navigationssonde in Analogie zur Zielvorrichtung in die Instrumentenführung des iSys-Roboters eingebracht und mittels Robotersteuerung und der Zielvorrichtungssoftware des Navigationssystems entlang des virtuellen Pfads ausgerichtet (■ **Abb. 2**). Nach Entfernung der Navigationssonde wird das Instrument bzw. die Nadel manuell in den Patienten vorgeschoben.

Alternativ können stereotaktische und roboterunterstützte Punktionen auch auf Basis von 3-D-Angiographiedaten durchgeführt werden. Mit einer speziellen Planungs- und Zielvorrichtungssoftware (XPer Guide, Philips, Best, Niederlande) kann die Führungshülse des Roboters entlang eines am 3-D-Datensatz geplanten Eintrittswegs unter Durchleuchtung mittels Joystick eingestellt und die Nadel manuell in den Patienten vorgeschoben werden. Im Phantomversuch wurden dabei Genauigkeiten von < 2 mm erreicht (unveröffentlichte Daten).

Ultraschallnavigation

Navigationssysteme erlauben nach erfolgter Registrierung Rekonstruktionen der CT- und MRT-Bilddaten in der jeweiligen Ultraschallebene in Echtzeit [18]. Somit können auch Tumoren außerhalb des CT-/MRT-Raums punktiert werden, die im Ultraschall nur eingeschränkt erkennbar sind. Dies ist insbesondere bei eingeschränkter CT-/MRT-Verfügbarkeit hilfreich.

Grundprobleme sind derzeit allerdings noch Einschränkungen in der Genauigkeit und Zuverlässigkeit. Diese sind durch die Registrierung, welche durch manuelle Definition anatomischer Landmarken in der Leber erfolgt, sowie durch

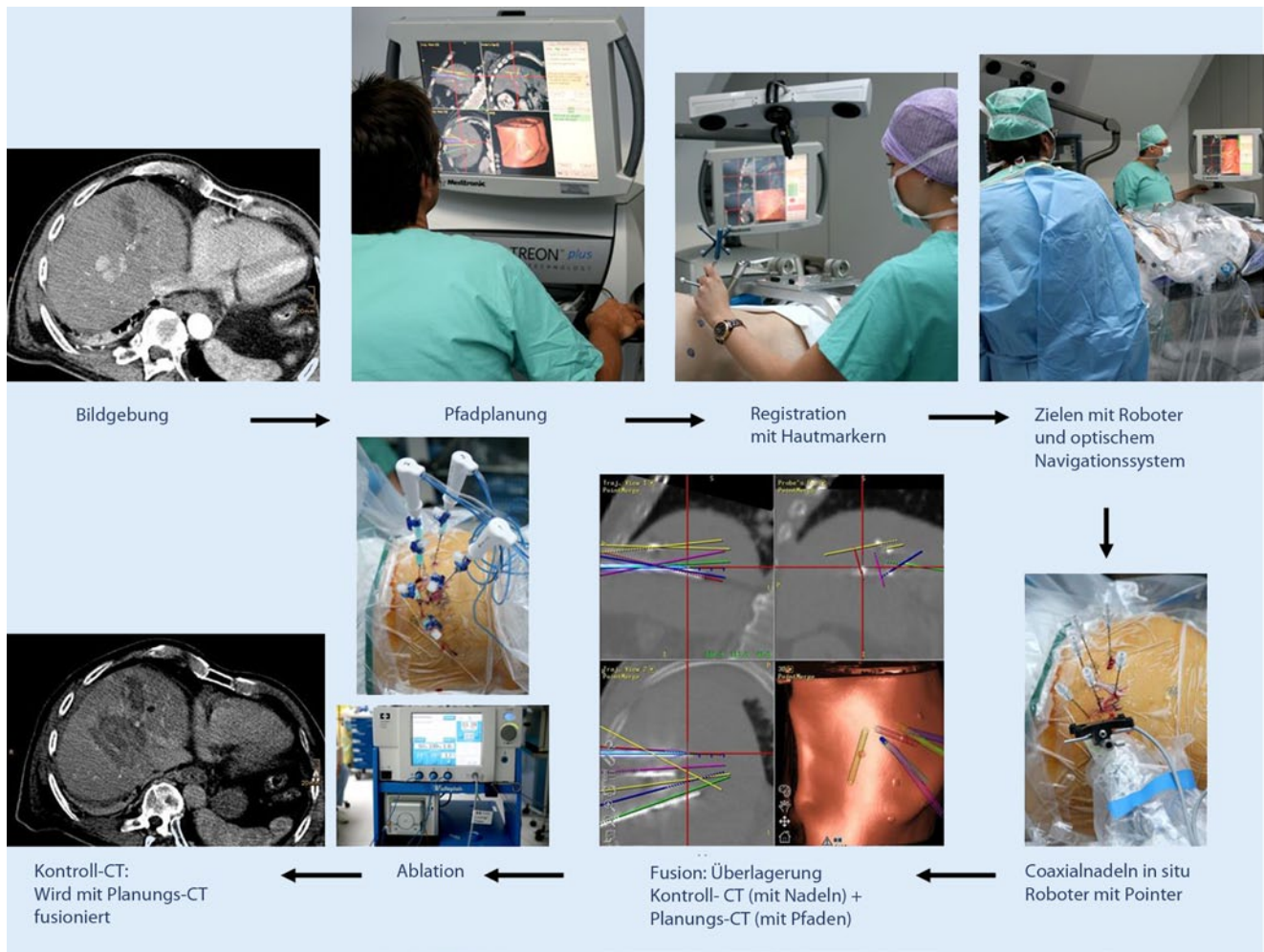


Abb. 2 ▲ Ablauf der roboterunterstützten stereotaktischen Radiofrequenzablation

Atembewegungen bzw. die damit einhergehende elastische Deformierung der Leber bedingt. Derzeit wird an der (semi-)automatischen Fusion des intraoperativen 3-D-Ultraschalls mit präoperativen CT-/MRT-Daten gearbeitet. Dabei können z. B. Gefäßstrukturen als Marker verwendet werden.

Stereotaktische Radiofrequenzablation (SRFA)

Hierzu s. [2, 3, 4].

Bildfusion

Raumforderungen sind nicht in jeder Modalität gleich gut sichtbar. Grundvoraussetzung für einen guten Plan ist die Wahl der richtigen Bildgebung, bei der die Raumforderung und eventuelle Risikostrukturen sichtbar und möglichst gut ab-

grenzbar sind. Prinzipiell sollten die Eingriffe daher mit der Modalität erfolgen, mit der der Tumor auch ausreichend gut erkennbar ist. Für konventionelle Punktionen ist die Sichtbarkeit der Zielstruktur in der Nativbildgebung während des Nadelvorschubs erforderlich. Viele Tumoren sind im Nativ-CT nur schwer abgrenzbar. Im Nativ-CT unzureichend abgrenzbare hepatozelluläre Karzinome (HCCs) sollten daher durch eine vorhergehende Angiographie mit Lipiodol markiert werden.

Im Unterschied zur konventionellen CT-gezielten Punktionstechnik erfolgt die Nadelplatzierung bei stereotaktischen Punktionen lediglich über eine Punktion, Kontroll-CTs während des Nadelvorschubs sind nicht erforderlich. Wenn eine Raumforderung auch im kontrastmittelunterstützten CT nicht ausreichend gut erkennbar bzw. abgrenzbar ist, können ursprünglich diagnostische anatomische

(MRT) und funktionelle Bilddaten (PET) mit den CT-Daten fusioniert werden und zur Eingriffsplanung herangezogen werden. Die in 3-D-Navigationssystemen verfügbare Bildfusion erlaubt daher eine MRT-gezielte Behandlung außerhalb des MRT durch Überlagerung der CT-Daten mit den diagnostischen MRT-Daten.

Ablationsplanung

Ziel der Ablation ist eine vollständige Tumorerstörung. Dies erfordert eine Ablation des makroskopisch erkennbaren Tumors einschließlich eines Sicherheitsraums von 1 cm, d. h. mit einer Sonde, die ein 5 cm im Durchmesser messendes Ablationsareal erzielt, kann man mit einer Sondenposition bei präziser zentraler Platzierung lediglich Tumoren bis 3 cm Durchmesser sicher behandeln. Aufgrund des begrenzten Ablationsvo-

lumens pro Sondenposition müssen bei großen Tumoren überlappende Nekroseareale erzeugt werden (■ **Abb. 1**). Dies kann durch Sondenpositionierungen oder durch Platzierung mehrerer Sonden bzw. Platzhalter (Koaxialnadeln) erfolgen. Je nach verwendetem Ablationssystem erfolgt eine simultane oder sequenzielle Ablation. Die einzelnen Sonden sind je nach verwendetem Ablationssystem in entsprechenden Abständen zu platzieren. Bei zu großer Distanz verbleiben dazwischen vitale Tumorzellen. Außerdem erfordern multipolare Sonden eine weitgehend parallele Positionierung.

Insbesondere irregulär konfigurierte Raumforderungen und solche mit Satellitenläsionen können nicht auf Basis einfacher Kugelmodelle geplant werden. Zusätzlich muss der Heat-sink-Effekt durch große Gefäße in der Planung berücksichtigt werden. In diesem Fall müssen enger platzierte Sonden sehr nahe an das Gefäß gebracht werden, ohne es zu verletzen. Die Zugangswege werden abhängig von der Tumorkonlokation bzw. der individuellen Anatomie gewählt. Hindernisse (Gefäße, Nerven, Organe, Rippen...) müssen passiert werden, ohne diese zu verletzen. Atembewegungen erschweren zusätzlich den sicheren Zugang.

Moderne 3-D-Planungsmethoden erlauben die Pfadplanung anhand von multiplanaren Rekonstruktionen und virtuelle Simulationen der Sondenplatzierung. Zusätzlich werden Softwarealgorithmen entwickelt, die eine Simulation der Ablation unter Berücksichtigung der Gewebeeigenschaften und der Gefäße ermöglichen [21].

Sondenplatzierung

Neben der dreidimensionalen Pfadplanung ist die präzise Umsetzung entscheidend. Stereotaktische (roboterunterstützte) Navigationssysteme erlauben sichere, wiederholbare und präzise Punktionen auf Basis der dreidimensionalen Planung. Grundvoraussetzung dafür ist, dass sich das Zielorgan sowohl im Planungs-CT als auch bei der Punktion an identischer Stelle befindet. Bei Atemverschieblichen Organen ist daher eine präzise Repositionierung der Zielstruktur durch Atemtriggerung erforderlich. Mittels Intuba-

tionsnarkose, Muskelrelaxation und Diskonnektion des Beatmungsschlauchs liegt die Genauigkeit der Repositionierung bei $1,41 \pm 0,75$ (Range 0,46–3,18; [28]). Die Punktionsgenauigkeit in der Leber liegt bei 3–4 mm [22].

Interventionsmonitoring

Kontrolle der Genauigkeit der Nadelplatzierung

Ein Kontroll-CT mit liegenden Nadeln bzw. Sonden kann mit dem Planungs-CT bzw. den geplanten Pfaden überlagert werden. Somit können die Punktionsgenauigkeit quantifiziert und eventuelle Sondenfehlagen vor der Ablation manuell oder durch erneute stereotaktische Punktion korrigiert werden.

Kontrolle des Ablationsareals

Die Fusion eines kontrastmittelunterstützten Kontroll-CTs mit dem kontrastmittelunterstützten Planungsdatensatz bei noch narkotisierten Patienten erlaubt eine unmittelbare Erfolgskontrolle. Der Tumor einschließlich eines Sicherheitsraums von 1 cm sollte durch die Ablationszone überdeckt sein. Andernfalls können weitere Sonden platziert werden.

Der praktische Ablauf der (roboterunterstützten) stereotaktischen RFA (SRFA, ■ **Abb. 2**) wurde an anderen Stellen bereits detailliert beschrieben [2, 3, 27].

Limitationen der Navigation, Stereotaxie und Robotik

Der wichtigste Schritt bei stereotaktischen und roboterunterstützten Eingriffen ist die Registrierung, bei der die räumlichen Informationen der virtuellen Bilddaten mit den realen Raumkoordinaten abgeglichen werden. Als Grundlage dienen anatomische Landmarken, Oberflächen oder künstliche am oder in den Patienten (an-) eingebrachte Marker. Grundvoraussetzung ist die eindeutige und exakte Definition der Registrierungsmarker sowohl im Bilddatensatz als auch beim Patienten und ist insbesondere bei der Verwendung anatomischer Marker sehr stark behandlerabhängig.

Hauptlimitationen bzw. Ursachen für Ungenauigkeiten sind Patienten- und

Organbewegungen, die durch Fixationssysteme und Bewegungstriggerung kompensiert werden müssen. Da stereotaktische Punktionen in einem fixen Koordinatensystem geplant und ausgeführt werden, müssen bei der Bildgebung, Registrierung und Punktion identische räumliche Situationen gewährleistet sein.

Derzeit bedeutet die Anwendung stereotaktischer Systeme und Roboter für radiologische Punktionen im Vergleich zu konventionellen Punktionen einen erhöhten Aufwand an Personal, Zeit und Kosten. Der Zeitaufwand bei der Anwendung dieser Systeme relativiert sich, wenn mehrere Nadeln platziert werden müssen. Nach dem Systemaufbau und der Registrierung beträgt der Zeitaufwand für die Platzierung jeweils einer Nadel lediglich 1–2 min [27].

Klinische Ergebnisse der stereotaktischen Radiofrequenzablation (SRFA)

Die primäre technische Effektivität der SRFA bei der Therapie von 177 primären und sekundären Lebermalignomen mit einem mittleren Durchmesser von 2,9 (0,5–11 cm) lag bei 95,5%, die sekundäre bei 97,7%. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Tumoren mit einem Durchmesser <3 cm (95,9%) und 3–5 cm (100%). Bei Tumoren >5 cm lag die technische Effektivität immer noch bei 87,5%. Dabei zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen dem erfahrenen Oberarzt und dem weitgehend unerfahrenen Assistenzarzt [27]. Mittels SRFA können Lebertumoren mit 10 cm Durchmesser komplett ablatiert werden [2]. Bei 11 konsekutiven Patienten wurden insgesamt 36 inoperable intrahepatische cholangiozelluläre Karzinome mit einem mittleren Durchmesser von 3 (0,5–10 cm) mittels SRFA behandelt. Nach einem mittleren Follow-up von 31 Monaten ergaben sich 1- und 3-Jahres-Überlebensraten von 91 und 70% und ein medianes Gesamtüberleben von 60 Monaten [12].

Nach SRFA von 189 kolorektalen Lebermetastasen bei 63 Patienten zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Lokalrezidivaten zwischen Tumoren <3 cm (17,7%), 3–5 cm (11,1%) und >5 cm (17,4%). Das mediane Gesamtüberleben

betrug 33,2 Monate und die 1-, 3- und 5-Jahres-Überlebensraten lagen bei 87, 44 und 27%, bei den operablen Patienten 58 Monate bzw. 92, 66 und 48% [4].

Fazit für die Praxis

- Für die Tumorablation sind je nach verwendeter Ablationstechnik, Tumormgröße und Geometrie mehrere Sondenpositionen zur Erzielung überlappender Nekrosen erforderlich.
- Stereotaktische Systeme zeichnen sich durch hohe Präzision, Verlässlichkeit und Reproduzierbarkeit aus; insbesondere die Möglichkeiten der 3-D-Planung und der Bildfusion zur Planung an multimodalen Datensätzen und zur Kontrolle der Sondenpositionen und des Ablationserfolgs sowie die exakte Umsetzung des virtuellen Plans beim realen Patienten sind wesentliche Vorteile.
- Erste sehr gute klinische Ergebnisse insbesondere nach Ablation großer Tumoren rechtfertigen den erhöhten Aufwand.
- Stereotaktische Methoden können prinzipiell mit allen Ablationstechniken kombiniert und in allen Körperregionen angewendet werden.
- Stereotaktische Systeme werden kostengünstiger, ergonomischer und anwenderfreundlicher und es ist wahrscheinlich, dass diese zunehmend Bestandteile der klinischen Routine werden.

Korrespondenzadresse



Prof. Dr. R. Bale
Sektion für Mikroinvasive
Therapie (SIP), Radiologische
Klinik, Medizinische Universität
Innsbruck,
Anichstr. 35, A-6020 Innsbruck,
Österreich
reto.bale@i-med.ac.at

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor weist auf folgende Beziehung hin: Prof. Bale ist Mit-erfinder der VBH HeadFix und BodyFix Fixationssysteme sowie der Atlas, Vertek und EasyTaxis Zielvorrichtungen. Er hat RFA-Workshops für die Firmen Covidien und Olympus abgehalten.

Literatur

1. Bale R, Widmann G (2007) Navigated CT-guided interventions. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 16:196–204
2. Bale R, Widmann G, Haidu M (2011) Stereotactic radiofrequency ablation. *Cardiovasc Intervent Radiol* 34(4):852–856
3. Bale R, Widmann G, Stoffner R (2010) Stereotaxy: breaking the limits of current radiofrequency ablation techniques. *Eur J Radiol* 75(1):32–36
4. Bale R, Widmann G, Schullian P et al. (2011) Percutaneous stereotactic radiofrequency ablation of colorectal liver metastases. *Eur Radiol* [Epub ahead of print]
5. Baumgartner RW (1997) History of neurovascular ultrasonography. *Ther Umsch* 54:24–30
6. Benardete EA, Leonard MA, Weiner HL (2001) Comparison of frameless stereotactic systems: accuracy, precision, and applications. *Neurosurgery* 49:1409–1415, discussion 1415–1406
7. Cleary K, Melzer A, Watson V et al (2006) Interventional robotic systems: applications and technology state-of-the-art. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 15:101–113
8. Dandy WE (1919) Roentgenography of the brain after the injection of air into the spinal canal. *Ann Surg* 70:397–403
9. Dorward NL, Alberti O, Palmer JD et al (1999) Accuracy of true frameless stereotaxy: in vivo measurement and laboratory phantom studies. Technical note. *J Neurosurg* 90:160–168
10. Eljamel MS (2007) Validation of the PathFinder neurosurgical robot using a phantom. *Int J Med Robot* 3:372–377
11. Enchev Y (2009) Neuronavigation: genealogy, reality, and prospects. *Neurosurg Focus* 27(3):E11
12. Haidu M, Dobrozemsky G, Widmann G et al (2011) Stereotactic radiofrequency ablation of unresectable intrahepatic cholangiocarcinomas. *Cardiovasc Intervent Radiol* [Epub ahead of print]
13. Heilbrun MP, Roberts TS, Apuzzo ML et al (1983) Preliminary experience with Brown-Roberts-Wells (BRW) computerized tomography stereotaxic guidance system. *J Neurosurg* 59:217–222
14. Horsley V, Clarke RH (1908) The structure and functions of the cerebellum examined by a new method. *Brain* 31:45–124
15. Hounsfield GN (1973) Computerized transverse axial scanning (tomography): part I. Description of system. *Br J Radiol* 46:1016–1022
16. Kettenbach J, Kronreif G, Figl M et al (2005) Robot-assisted biopsy using computed tomography-guidance: initial results from in vitro tests. *Invest Radiol* 40(4):219–228
17. Kirschner M (1933) Die Punktionstechnik und die Elektrokoagulation des Ganglion Gasserii. Über gezielte Operationen. *Arch Klin Chir* 176:581–620
18. Krücker J, Xu S, Venkatesan A et al (2011) Clinical utility of real-time fusion guidance for biopsy and ablation. *J Vasc Interv Radiol* 22(4):515–24
19. Meier-Meitingner M, Nagel M, Kalender W et al (2008) Computergestütztes Navigationssystem für CT-gesteuerte Interventionen: Ergebnisse am Phantom und im klinischen Einsatz. *Röntgenstr Fortschr* 180:310–317
20. Melzer A, Gutmann B, Remmele T et al (2008) IN-NOMOTION for percutaneous image-guided interventions: principles and evaluation of this MR- and CT-compatible robotic system. *IEEE Eng Med Biol Mag* 27:66–73
21. Schumann C, Rieder C, Bieberstein J et al (2010) State of the art in computer-assisted planning, intervention, and assessment of liver-tumor ablation. *Crit Rev Biomed Eng* 38(1):31–52
22. Schullian P, Widmann G, Lang TB, Knoflach M et al (2011) Accuracy and diagnostic yield of CT-guided stereotactic liver biopsy of primary and secondary liver tumors. *Comput Aided Surg* 16(4):181–187
23. Spiegel EA, Wycis HT, Marks M et al (1947) Stereotactic apparatus for operations on the human brain. *Science* 106:349–350
24. Stoffner R, Augschöll C, Widmann G et al (2009) Accuracy and feasibility of frameless stereotactic and robot-assisted CT-based puncture in interventional radiology: a comparative phantom study. *Rofo* 181(9):851–858
25. Stoianovici D, Cleary K, Patriciu A et al (2003) AcuBot: a robot for radiological interventions. *IEEE Trans Rob Autom* 19:927–930
26. Talairach J, Hecaen H, David M et al (1949) Recherches sur la coagulation thérapeutique des structures sous-corticales chez l'homme. *Rev Neurol* 81:4–24
27. Widmann G, Schullian P, Haidu M et al (2011) Stereotactic radiofrequency ablation (SRFA) of liver lesions: technique effectiveness, safety, and inter-operator performance. *Cardiovasc Intervent Radiol* [Epub ahead of print]
28. Widmann G, Schullian P, Haidu M et al (2010) Respiratory motion control for stereotactic and robotic liver interventions. *Int J Med Robot* 6(3):343–349
29. Wood BJ, Locklin JK, Viswanathan A et al (2007) Technologies for guidance of radiofrequency ablation in the multimodality interventional suite of the future. *J Vasc Interv Radiol* 18:9–24
30. Zernov DN (1890) L'encéphalometrie. *Rev Gen Clin Ther* 19:302