

Operative Technik der MRT-gesteuerten Biopsie der Schulterregion

Operative technique of MR-guided biopsy of the shoulder region

Thomas M¹, Schulz T², Bankwitz C³, Schmidt F², Kahn T², Busse MW³

Orthopädische Klinik und Poliklinik am Universitätsklinikum Leipzig AöR¹ (Direktor: Prof. Dr. G. von Salis-Soglio)

Klinik für Diagnostische Radiologie am Universitätsklinikum Leipzig AöR² (Direktor: Prof. Dr. T. Kahn)

Institut für Sportmedizin der Universität Leipzig³ (Direktor: Prof. Dr. M.W. Busse)

Zusammenfassung

Thomas M, Schulz T, Bankwitz C, Schmidt F, Busse MW. Operative Technik der MRT-gesteuerten Biopsie der Schulterregion. *Klinische Sportmedizin/Clinical Sports Medicine-Germany (KCS) 2004, 5 (1): 15-24.*

Die Entwicklung offener MR-Scanner und MRT-fähiger Instrumentarien hat zur weiteren Entwicklung der interventionellen MRT beigetragen, wobei die klinische Anwendung heute noch auf wenige Anwendungsgebiete begrenzt ist. Vorteile einer MRT-gesteuerten Biopsie am Bewegungsapparat sind die Visualisierung der Punktion eines repräsentativen Tumorareals bei fehlender Strahlenbelastung und freier Wahl der Schnittebenen. Das Ziel der Untersuchung war die Entwicklung einer neuen operativen Technik zur sicheren MRT-gestützten Biopsie intraossärer Läsionen des Humeruskopfes.

Material und Methode: Bei vier männlichen Patienten mit intraossären Läsionen des Humeruskopfes wurde in einem vertikal offenen MR-System (SIGNA SP/i 0,5 T, GE) eine MRT-gesteuerte Biopsie des Humeruskopfes durchgeführt. Die operative Technik mit der interaktiven MR-Bildgebung sowie das MRT-fähige Biopsiesystem werden beschrieben.

Ergebnisse: In allen Fällen konnte eine sichere Biopsie der intraossären Läsionen vorgenommen und eine repräsentative Gewebeprobe gewonnen werden. Komplikationen insbesondere Nerven- und Gefäßläsionen, Läsionen der Sehnen der Rotatorenmanschette bzw. eine intra-artikuläre Kontamination konnten sicher vermieden werden. In einem Fall wurde die mit der MRT-gesteuerte Biopsie gestellte Diagnose durch eine spätere offene Operation bestätigt.

Fazit: Eine neue operative Technik zur sicheren MRT-gesteuerten Biopsie intraossärer Läsionen des Humeruskopfes wird vorgestellt.

Schlüsselwörter: Intervention, MRT, Biopsie, Schulter

Summary

Thomas M, Schulz T, Bankwitz C, Schmidt F, Busse MW. Operative technique of MR-guided biopsy of the shoulder region. *Klinische Sportmedizin/Clinical Sports Medicine-Germany (KCS) 2004, 5 (1): 15-24.*

The availability of the open, whole body MRI magnets and the MR-compatible instrumentarium were essential conditions to the further development of interventional MRI. Today the clinical application is still limited of few medical fields. The advantages of a MR-guided biopsy at the musculoskeletal system are the visualization of the puncture of a representative area for tumor histology, the absence of exposure to radiation and the free selection of planes. The purpose of the study was the development of a new operative technique of secure MR-guided biopsy of intraosseous lesions of the humeral head.

Materials and methods: A MR-guided biopsy of a intraosseous lesion of the humeral head was performed with four masculine patients at a vertical open, whole body MRI magnet (SIGNA SP/i 0.5 T, GE). The operative technique with the interactive MR imaging and the MR-compatible instrumentarium were described.

Results: In all cases could a secure biopsy performed and to be taken a representative area for tumor histology. No complications occurred especially no nerve and vessel lesions, no lesions of the rotator cuff and no intra-articular contamination of the shoulder joint. The histological diagnosis of MR-guided biopsy was confirmed in a case by a later open operation.

Conclusion: A new operative technique is presented to MR-guided biopsy of intraosseous lesions of the humeral head.

Key words: interventional procedures, MRI, biopsy, shoulder joint

Einführung

Die ersten „Interventionen“ in der Magnetresonanztomographie waren Biopsien. Dabei handelte es sich um Feinnadelbiopsien des Abdomens in einem „geschlossenen“ Hochfeldgerät [43]. Der im „geschlossenen“ Hochfeldgerät deutlich eingeschränkte Zugang zum Patienten und die durch die Punktionsnadeln verursachten Suszeptibilitätsartefakte waren Probleme der ersten „Interventionen“ im MRT. Eine Lösung dieser Probleme ergab sich seit ca. 1993 mit der Entwicklung von interventionellen MR-Scannern und der Entwicklung MRT-fähiger Interventionsinstrumente.

Der erste, speziell für MRT-Interventionen entwickelte MR-Scanner war das vertikal offene MR-System „Signa Advantage SP, 0,5 T“ (General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI, USA). Der seit 1993 als „double-doughnut“ bekannte Magnet, erlaubt einen direkten Zugang zum Patienten von beiden Seiten. In der Folgezeit wurden weitere, meist horizontal offene MR-Scanner mit einer niedrigen Feldstärke von ungefähr 0,2 T (Siemens Magnetom Open, Picker Outlook, Hitachi Aris, General Electric Signa Profile) eingeführt. Diese sind C-Bogen-artig oder Tempel-artig konfiguriert und bieten zumindest von

einer Seite einen freien Zugang zum Patienten, wobei die Freiheit in vertikaler Richtung auf ca. 40 cm begrenzt ist.

Durch Entwicklungen auf dem Gebiet der MR-Bildgebung wurde die Durchführung MRT-gesteuerter Biopsien verbessert. Während stereotaktische MRT-gesteuerte Biopsien bereits in geschlossenen Ganzkörpertomographen möglich waren, erlaubten die optischen Lokalisationsysteme in offenen MRT-Systemen eine rahmenlose MR-Stereotaxie, die eine Interaktion von Bilddaten und Biopsieinstrument beinhaltet [28,38,53].

Es erfolgt zunächst eine Simulation des Punktionsweges, wobei das Punktioninstrument die Bildebene vorgibt und der beabsichtigte Punktionsweg anhand einer virtuellen Verlängerung des Punktioninstrumentes geplant werden kann. Die optische Kontrolle des Biopsievorganges ist anschließend durch Akquisition von Bildern in kurzen Abständen als nahezu Echtzeitbildgebung gewährleistet [28].

Neben dem Einsatz offener MR-Systeme mit entsprechenden MR-fähigen Geräten für Anästhesie und Patientenmonitoring war die Entwicklung von Biopsieinstrumenten für MRT-gesteuerte Interventionen ein weiterer entscheidender Schritt zur klinischen Anwendung der Methode in den verschiedenen Fachgebieten. Die ersten Punktionen wurden lediglich mit Feinnadeln aus ferromagnetischem Material ausgeführt. Die Artefakte waren dementsprechend groß. Mit der Einführung nicht-ferromagnetischer Legierungen (Titan- oder Nickel-Chrom-Legierungen) für MR-kompatible Instrumente konnte die Artefaktbreite aufgrund geringer ausgeprägter Suszeptibilitätseffekte [16] deutlich verringert werden. Heute sind alle gängigen Nadeltypen in einer MRT-fähigen Version kommerziell verfügbar. Die Sichtbarmachung der Biopsieinstrumente in der MRT ist mit einer passiven und einer aktiven Visualisierung möglich. Die passive Visualisierung nutzt dabei das Artefakt, das eine Nadel in der Bildrekonstruktion verursacht. Verschiedene Autoren [16,35,36,37] berichteten über den Einfluss einzelner Faktoren auf die Breite des Artefakts einer Nadel in der MRT. Breite des Artefaktes ist dabei abhängig vom Winkel der Punktionsschneide zur Ausrichtung des Grundmagneten B_0 , von der Feldstärke und der verwandten Sequenz. Am entscheidendsten ist dabei der Winkel der Punktionsschneide, wobei große Winkel zwischen 60° und 90° zu B_0 eine breitere Signalauslöschung als kleine Winkel unter 30° zu B_0 verursachen. Bei hohen Feldstärken und Gradientenechosequenzen ist mit breiteren Artefakten als bei niedrigen Feldstärken und Spin-Echo-Sequenzen zu rechnen. Neben der herkömmlichen passiven Visualisierung ist die aktive Visualisierung der Biopsienadeln aufwendig [61]. Eine aus artefaktfreiem Material bestehende Nadel enthält eine entsprechend kleine Sende- und Empfangsspule. Das Signal dieser Spule wird dem eigentlichen vorher akquirierten MRT-Bild überlagert.

Die Entwicklung offener MR-Scanner und MRT-fähiger Instrumentarien führte zu einer Anwendung von MRT-gesteu-

ter Interventionen auf verschiedenen Fachgebieten [19].

Neben abdominalen Biopsien [43] wurden frühzeitig auch Biopsien im Kopf-Hals-Bereich [11] beschrieben. Abdominelle Interventionen umfassten die Punktion und Applikation von Drainagen [1] und die Biopsie von Leberläsionen [39], wobei die Biopsie subphrenischer Prozesse zur Vermeidung eines Pneumothorax nur über eine stark angulierte Zugangsebene möglich ist [17,18]. Die beliebige multiplanare Schnittführung in der MRT weist dabei deutliche Vorteile gegenüber der CT-gesteuerten Punktion auf. Weiterhin wurden verschiedene Verfahren der MRT-gesteuerten Therapie von Leberläsionen vorgestellt [8,9,14,31,32]. Weiterhin wurden MRT-gesteuerte neurochirurgische Interventionen [4,3,50,56,69] und Interventionen im HNO-Bereich [5,27,40,54,65] publiziert.

Das Spektrum umfasst heute zudem Mammabiopsien [15,23,34,51] und brusterhaltende Operationen bei Mammakarzinom [25].

In einer tierexperimentellen Untersuchung erfolgte die MRT-gesteuerte Applikation intramyokardialer Katheter [29].

Verschiedene Autoren [6,20,33,38,45,44,46,48] berichteten über MRT-gesteuerte muskuloskeletale Biopsien. Zudem liegen erste Berichte über MRT-gesteuerte Punktionen der Wirbelgelenke [26] und der Bandscheiben [57] vor.

Biopsiesysteme für Knochenstanzbiopsien müssen entsprechend der zu überwindenden Kortikalis konzipiert sein. Bei osteolytischen Läsionen mit Destruktion der Kortikalis können die für die abdominelle Punktion üblichen Nadeln verwendet werden [45]. Von einer intakten Kortikalis umgebene Läsionen bzw. osteosklerotische Läsionen erfordern ein besonders stabiles Biopsiesystem, bestehend aus einer Führungskanüle mit Trokar. Es kann manuell oder motorgetrieben gebohrt werden [19].

Die histologische Sicherung einer Verdachtsdiagnose ist die wesentliche Voraussetzung für eine effektive Therapie bei raumfordernden Prozessen des muskuloskeletalen Systems, wobei eine repräsentative Gewebeprobe zur Vermeidung von Fehlinterpretationen gewonnen werden muss.

In der Literatur finden sich nur vereinzelt Angaben über MRT-gesteuerte Eingriffe im Bereich der Schulter. Über die MRT-gesteuerte Punktion von drei Schulterpräparaten berichteten Trattig et al. [63]. Lewin et al. [38] führten bei 11 Patienten eine Punktion und Arthrographie des Schultergelenkes durch. Eine erfolgreiche MRT-gesteuerte Punktion und Arthrographie des Glenohumeralgelenkes bei drei Patienten gaben Hilfiker et al. [24] an. Daecke et al. [6] berichteten über drei Humerusbiopsien, wobei keine speziellen Angaben zum operativen Vorgehen gemacht wurden.

Das Ziel der Untersuchung war die Entwicklung eines neuen operativen Verfahrens zur sicheren MRT-gesteuerten Biopsie intraossärer Läsionen des Humeruskopfes.

Material und Methode

Bei vier Patienten mit intraossärer Läsion unklarer Genese im Bereich des Humeruskopfes und der Humerusmetaphyse wurde eine MRT-gesteuerte Biopsie der Läsion durchgeführt. Eingeschlossen waren nur solche Läsionen, die zuvor in einem konventionellen 1,5 Tesla Hochfeld-MRT (Siemens Magnetom Vision, Erlangen, Deutschland) mit üblichen Turbo-Spin-Echo-Sequenzen in T2- und T1-Wichtung ausreichend sicher darstellbar waren. Die Bildgebung erfolgte vor und nach intravenöser Kontrastmittelapplikation (Gadolinium-DTPA, Magnevist, Schering, Berlin, Deutschland) in einer Konzentration von 0,1 mmol/kg Körpergewicht.

Vorbereitung und Lagerung des Patienten:

Alle Operationen fanden in Intubationsnarkose mit einem MR-kompatiblen Anästhesie- und Überwachungssystem (Servo Ventilator 900C, Siemens Elema, Schweden;

Multigas Monitor MR 9500, MR-Equipment Corporation, Bay Shore, USA) statt. Nach Einleitung der Narkose im Anästhesievorbereitungsraum wurde der Patient im vertikal offenen MR-System (SIGNA SP/i 0,5 T, General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) in Rückenlage gelagert. Die 58 cm breite Öffnung zwischen den Spulen des Hauptmagnetfeldes erlaubte den ungehinderten Zugang zum Patienten während der Operation (Abb. 1). Die Patienten wurden in Rückenlage mit Unterpolsterung der zu untersuchenden Schulter gelagert. Zur Bildgebung wurde eine flexible Oberflächenspule (Pelvic, GEMS) verwendet (Abb. 2), die stabil am Patienten mit Pflaster fixiert wurde. Nach Überprüfung der ungestörten Bildgebung wurde das Operationsgebiet desinfiziert und steril abgedeckt. Der Operateur befand sich zwischen den beiden Spulen des Hauptmagnetfeldes und konnte die Bildgebung über zwei LCD-Monitore verfolgen.

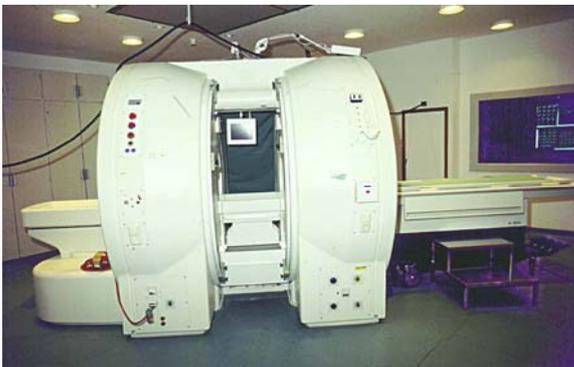


Abb. 1 vertikal offenes MR-System (SIGNA SP/i 0,5 T, GE Medical Systems, WI, USA)



Abb. 2 flexible Oberflächenspule (Pelvic) für vertikal offenes MR-System (SIGNA SP/i 0,5 T, GE Medical Systems, WI,

Operative Technik:

Nach Lokalisation der intraossären Läsion wurde die Biopsie in der sog. Grünen Zone (Abb. 3) vorgenommen. Die sog. Grüne Zone entspricht einem extraartikulären Bereich des Humeruskopfes, der ventral von der langen Bizepssehne, cranial vom Insertionsbereich der Supraspinatussehne, dorsal vom Insertionsbereich der Infraspinatussehne und caudal vom Verlauf des N. axillaris begrenzt wird. Die Biopsie erfolgte mit einem MR-fähigen Biopsie-Instrumentarium aus Titan-Legierung (Daum GmbH, Schwerin, Deutschland). Zunächst wurde der sog. „Einstichpunkt“ und der Zugang zur Läsion in verschiedenen Ebenen bestimmt. Hierzu erfolgte eine Simulation der Biopsierichtung und der Biopsieebene mit dem Lokalise-System. Danach erfolgte eine ca. 1 cm lange Inzision der Haut. Der Pfriem wurde in die Biopsiestanzen, die einen Durchmesser von 6 mm aufwies, eingeführt und das Subkutangewebe, die Faszie und der M. deltoideus per Hand durchdrungen. Die Kortikalis des Humeruskopfes wurde mit dem spitzen Pfriem perforiert. Nach Eröffnung der Kortikalis wurde der spitze Pfriem aus der Biopsiestanze entfernt und die Biopsiestanze unter leichten Hammerschlägen unter gleichzeitiger real-time MR-Bild-

gebung in axialer Schichtebene bis zur Läsion vorge- trieben. Danach erfolgte eine MR-Bildgebung in koronarer Schichtebene. Danach wurde die Stanze bei gleichzeitiger MR-Bildgebung in axialer Schichtebene bis zur medialen Begrenzung der ossären Läsion vorgetrieben. Es erfolgte eine erneute Positionskontrolle der Stanzenspitze durch eine MR-Bildgebung in koronarer Schichtebene. Anschließend wurde die Stanze über die ossäre Läsion hinaus in der Knochen vorgetrieben, wobei eine intra- artikuläre Perforation vermieden wurde. Die Bildgebung während der Biopsie ist in Abbildung 6 dargestellt. Abschließend erfolgte eine MR-Bildgebung in axialer und koronarer Schichtebene zur Dokumentation der Position der Biopsiestanze. Danach konnte die Biopsiestanze mit dem gewonnenen Knochenzylinder entfernt werden. Nach Entfernung der Biopsiestanze wurde ein Wundabstrich aus dem Biopsiekanal zur mikrobiologischen Untersuchung durchgeführt.

Der Knochenzylinder wurde aus der Biopsiestanze vor- sichtig entfernt. Der Biopsiezylinder wies an beiden Seiten gesunde Spongiosaanteile auf (Abb. 7). Damit war gewähr- leistet, dass die Übergangszone zum gesunden Gewebe

mit erfasst wurde. Nach Entfernung der Biopsiestanze erfolgte eine 3D-Bildgebung zur dreidimensionalen Darstellung des Biopsiekanals. Abschließend wurde die Haut-

inzision durch Einzelknopfnahnt verschlossen und ein steriler Verband angelegt.

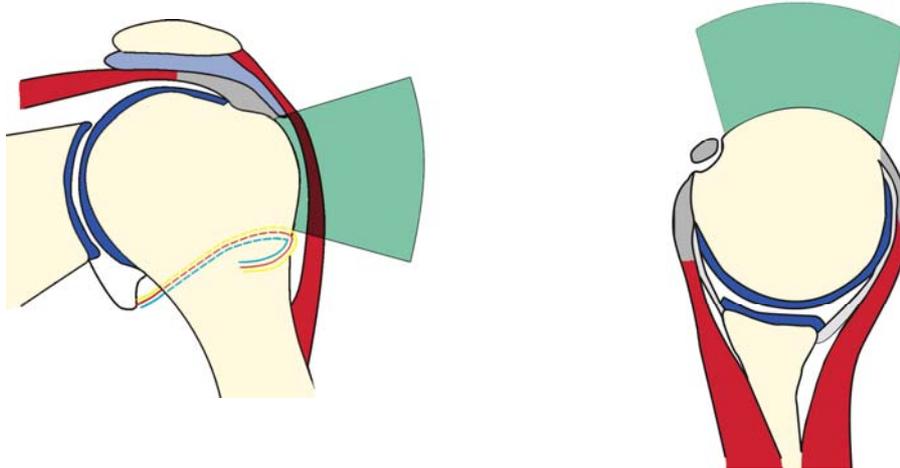


Abb. 3 Schematische Darstellung der für eine Punktion ossärer Läsionen geeignete Abschnitt des Humeruskopfes (grüne Zone). Innerhalb der grünen Zone ist eine Verletzung neurovaskulärer Strukturen, Sehnen bzw. eine intraartikuläre Kontamination mit Tumorzellen oder Bakterien ausgeschlossen.

MR-Bildgebung:

Die MR-Bildgebung erfolgte unter Einsatz eines interaktiven stereotaktischen Systems („Flashpoint 5000“, Image Guided Technologies, Boulder, Colorado, USA), welches mehrmals pro Sekunde die absolute Position und Orientierung eines Instruments im Raum liefert. Drei Infrarotsensoren sind fest am Magneten installiert. Anhand von auf dem Handstück platzierten Infrarot-emittierende Leuchtdioden (Abb. 4) kann die Position der Punktionkanülen im Raum und im Patienten dreidimensional bestimmt werden. Mit Hilfe dieses Systems werden automatisch Bilder in der Punktionsebene und senkrecht dazu generiert [58,61,60].

Zudem kam ein PC-basiertes Navigationssystem (LOCLITE Navigator, LOCALITE GmbH, Bonn, Deutschland) zur dreidimensionalen Simulation der Biopsierichtung zur Anwendung. Mit einem vor der Biopsie akquirierten, qualitativ

hochwertigen 3D-Referenzdatensatz erfolgte eine schnelle (3 Bilder pro Sekunde) Bilddarstellung mittels Rekonstruktion der interaktiv bestimmten Schichten und damit eine gute Auge-Hand-Koordination. Die Planungsbilder als auch die Navigation konnten vom Operateur auf zwei zwischen den Magneten angebrachten LCD-Monitoren verfolgt werden [42].

Während der Biopsie erfolgte eine real-time MR-Bildgebung mit einer T1-gewichteten Gradientenechosequenz (Parameter: 2D-FSPGR, TR 30 ms, TE 7,5 ms, FA 45°, Schichtdicke 10 mm, 1 NEX, Matrix 256 x 256) mit einer effektiven Bildrate von 0,25 Bildern pro Sekunde.

Es erfolgte ein schrittweises Vorschieben der Führungskanüle mit intermittierender Lagekontrolle der Biopsiekanüle anhand des Suszeptibilitätsartefakts.



Abb. 4 Handgriff für interaktives stereotaktisches System („Flashpoint 5000“) mit zentraler Öffnung zur Aufnahme der Biopsiestanze (weißer Pfeil) und drei Infrarot-emittierenden Leuchtdioden.

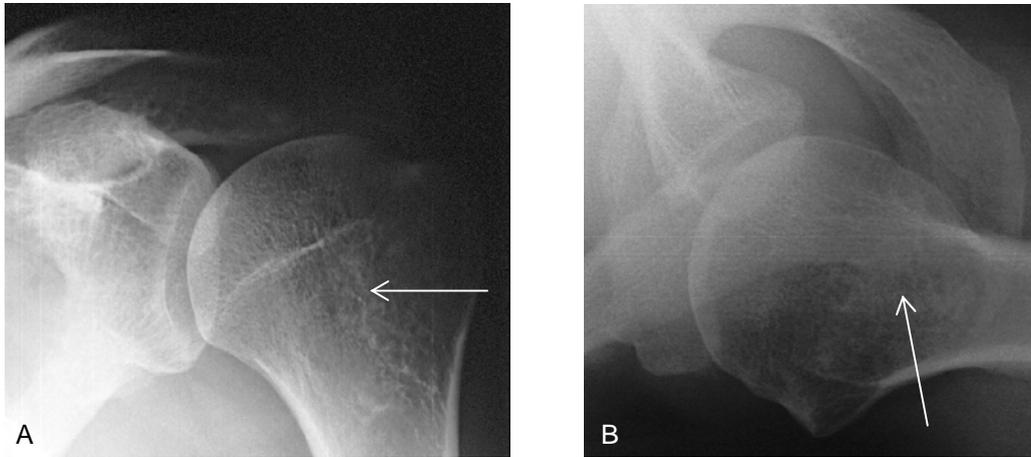


Abb. 5 Darstellung der intraossären Läsion (weißer Pfeil) im präoperativen Röntgenbild. A) anteroposteriorer und B) axialer Strahlengang.

Ergebnisse

Bei allen Patienten konnte eine sichere Biopsie der intraossären Läsion durchgeführt und eine repräsentative Gewebeprobe gewonnen werden. Nach Einschätzung des Operateurs und des assistierenden Radiologen konnte in allen Fällen das Biopsieinstrument im suspekten Herd platziert werden. Intra- und postoperative Komplikationen einschließlich anästhesiologischer Komplikationen traten nicht auf. Eine Verletzung neurovaskulärer Strukturen insbesondere des Nervus axillaris konnte vermieden werden. Zudem kam es in keinem Fall zur Verletzung von Sehnen der Rotatorenmanschette und der langen Bizepssehne. Eine intraartikuläre Kontamination mit Tumorzellen bzw. Bakterien trat nicht auf. In allen Fällen konnte ausreichend Material zur histologischen Untersuchung gewonnen wer-

den. In zwei Fällen wurde ein chondroider Tumor, in einem Fall eine chronische Osteomyelitis und bei einem Patienten eine Knochenzyste nachgewiesen (Tab. 1). Die präoperativen Röntgenaufnahmen und die intraoperative MR-Bildgebung bei einem Patienten mit einem chondroiden Tumor sind in Abb. 5 und 6 dargestellt.

Bei einem Patienten (K.G.) konnte die mit der MRT-gesteuerten Biopsie gestellten Diagnose in einer nachfolgenden offenen Tumorexstirpation bestätigt werden.

Die Operationszeit einschließlich der intraoperativen Bildgebung betrug durchschnittlich 57 Minuten (40 bis 90 min). Hierzu müssen die Zeiten für die Operationsvorbereitung einschließlich Lagerung des Patienten und die postoperative MR-Bildgebung hinzugerechnet werden.

Initialen der Patienten	Geschlecht	Alter (Jahre)	Seite	Verdachtsdiagnose vor MRT-gesteuerter Biopsie
G.G.	m	59	rechts	chronische Osteomyelitis
K.G.	m	50	links	chondroider Tumor
K.V.	m	60	links	chondroider Tumor
M.U.	m	21	rechts	juvenile/aneurysmatische Knochenzyste

Tabelle 1 Übersicht über die Patienten mit MRT-gesteuerter Biopsie des Humeruskopfes

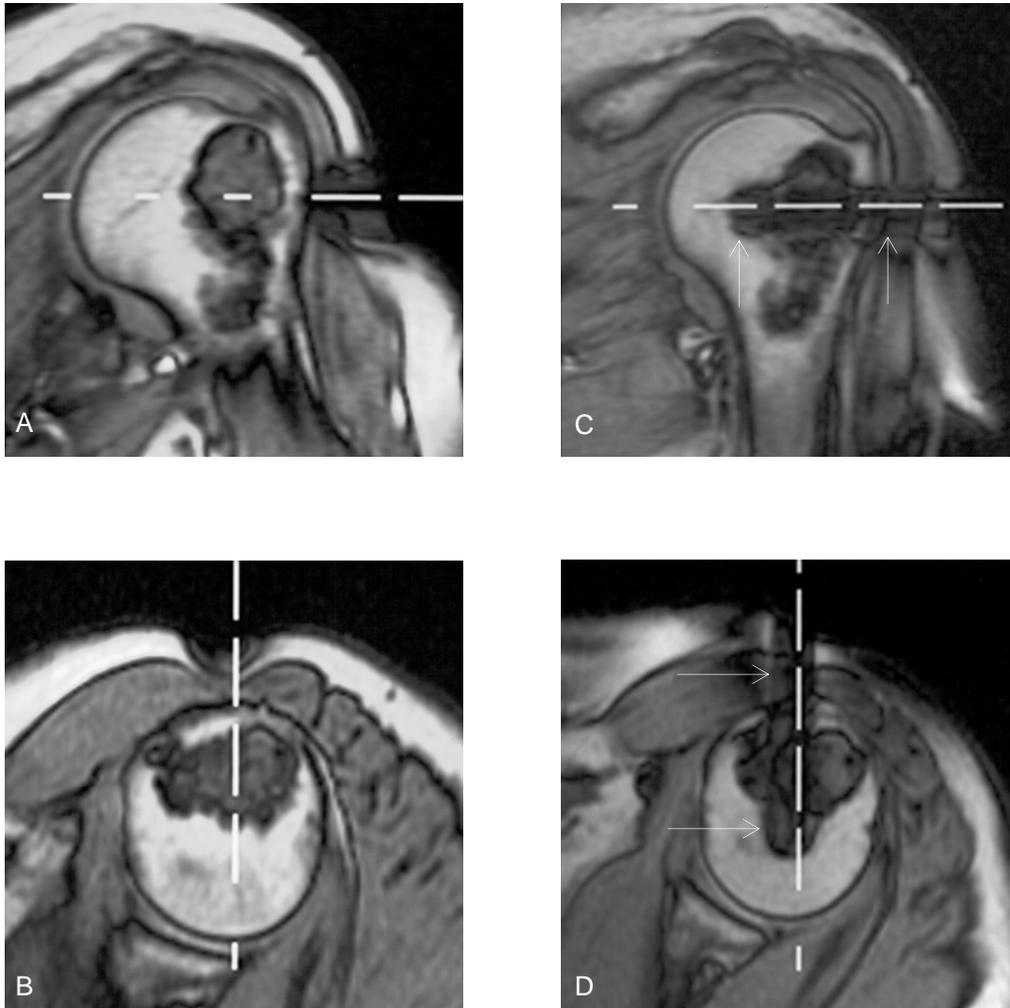


Abb. 6 MRT-gesteuerte Biopsie einer intraossären Läsion des Humeruskopfes. (Histologischer Befund: Enchondrom). A+B) Simulation der Punktionsrichtung anhand der virtuellen Verlängerung der Biopsiestanze (unterbrochene weiße Linie), C+D) nach Abschluss des Vorschubens der Biopsiestanze konnte deren Position in koronarer und axialer Schnittebene anhand des Artefaktes (weißer Pfeil) dargestellt werden



Abb. 7 Punktionszylinder nach MRT-gesteuerter Biopsie einer intraossären Läsion des Humeruskopfes. (Patient K.V., Histologischer Befund: Enchondrom)

Diskussion

Die MRT ist das jüngste Verfahren unter den interventionellen Bildgebungsmöglichkeiten zur Steuerung von Biopsien. Es muss sich hinsichtlich der Handhabbarkeit und der ökonomischen Effizienz mit den anderen bildgebenden Verfahren (CT, Sonographie, Röntgendurchleuchtung) messen lassen [28].

Als Vorteile der MRT können die hohe Kontrastauflösung, die freie Wahl der Schnittführung und das vollständige Fehlen einer ionisierenden Strahlung angeführt werden [10].

Die sog. „offene“ Biopsie gilt heute als Goldstandard [48]. Bei schwer zugänglichen Läsionen und bei unzureichender intraoperativer Bildgebung mittels Röntgendurchleuchtung können offene Biopsien problematisch sein. Mankin et al. [41] wiesen auf Probleme hinsichtlich von Wundheilungsstörungen und einer Wundkontamination mit Tumorzellen hin.

Die Entwicklung und Verbreitung von Nadelbiopsien und Feinnadelaspirationsbiopsien ging einher mit verbesserten histologischen und immunhistologischen Untersuchungstechniken. Den Vorteilen des kleineren Zugangsweges steht jedoch eine geringere histologische Treffsicherheit gegenüber [22,59,68].

Durch eine intraoperative Lagekontrolle der Punktionsnadel kann die Treffsicherheit erhöht werden. Die Sonographie [52,62] und die Computertomographie [13,21] haben sich hierfür bewährt.

Langen et al. [36] wiesen auf die geringere histopathologische Qualität von Stanzzyllindern hin, die mit MR-kompatiblen Biopsienadeln gewonnen wurden. Im Vergleich mit konventionellen Biopsienadeln wiesen die MR-kompatiblen Biopsienadeln einen geringeren Durchmesser auf. Hieraus ergibt sich die Notwendigkeit einer sehr exakten Positionierung des Biopsieinstrumentes. Der Durchmesser einer für eine MRT-gesteuerte Punktion geeigneten Läsion sollte nach Steiner et al. [60] größer 2 cm und nach Adam et al. [1] größer als 1 cm sein. Zudem beeinflusst der Winkel des Biopsieinstrumentes zum statischen Magnetfeld die Artefaktbreite des Instrumentes. Große Winkel von 60 bis 90 Grad zum Hauptmagnetfeld führen zu einem breiten Artefakt und können die Punktion kleinerer Herde zusätzlich erschweren [37].

Verschiedene Autoren [6,20,33,38,45,44,46,48] berichteten über MRT-gesteuerte muskuloskeletale Biopsien. Über Interventionen in einem geschlossenen MR-System berichteten Daecke et al. [7] und Neuerburg et al. [45]. Die weiteste Verbreitung für interventionelle Eingriffe fanden offene Magnetresonanztomographen mit einer Feldstärke von 0,2 oder 0,23 Tesla.

Bisher wurden keine größeren Serien von Knochenstanzbiopsien vorgestellt. Parkkola et al. [47] berichteten über 36 Knochenbiopsien in einem offenen 0,23 T-System. Lewin et al. [38] gaben insgesamt 23 Biopsien am muskuloskeletalen System in einem offenen 0,2 T-Magneten an. An einem vertikal offenen 0,5 Tesla MR-System führten Silverman et al. [58] insgesamt vier Biopsien am Bewegungsapparat durch.

Neben der bisher geringen Anzahl von MRT-gesteuerten Biopsien am muskuloskeletalen System liegen keine

detaillierten Beschreibungen des operativen Vorgehens MRT-gesteuerter Biopsien insbesondere im Bereich der Schulter vor.

Als Indikationen für das neue operative Verfahrens unter gleichzeitiger nahezu Echtzeit-MR-Bildgebung sind ossäre Läsionen des Humeruskopfes mit und ohne Weichteilanteil zu nennen. Insbesondere gilt dies für ausschließlich magnetresonanztomographisch sichtbare Läsionen.

Als Nachteile des neuen Verfahrens müssen der hohe apparative und personelle Aufwand sowie die noch relativ langen Operationszeiten angeführt werden. Weiterhin ist die im Vergleich mit offenen Biopsieverfahren geringere histologische Trefferquote zu berücksichtigen. Das Verfahren erfordert ein offenes MR-System mit der Möglichkeit einer real-time Bildgebung. Um den Vorteil einer präoperativen Simulation der Biopsierichtung nutzen zu können, ist zudem ein sog. Navigationssystem erforderlich. Über die Vorteile eines Navigationssystems im Hinblick auf die Zeitdauer und Genauigkeit MRT-gesteuerter Interventionen berichteten Khamene et al. [30].

Aufgrund der genannten technischen Voraussetzungen wird die neue operative Technik zunächst Einrichtungen vorbehalten bleiben, die diese Voraussetzungen erfüllen. Eine routinemäßige Anwendung der neuen operativen Technik ist somit gegenwärtig nicht zu erwarten.

Dennoch stellt die neue Technik der MRT-gesteuerten Biopsie suspekter Läsionen im Bereich der Schulter eine erfolversprechende und komplikationsarme Methode zur histologischen Diagnosesicherung dar. Ein Vorteil des verwendeten MR-Systems ist der weitgehend freie Zugang zum Patienten aufgrund der „double-doughnut“-Architektur des Magneten.

Verbesserungen in der Geschwindigkeit und der Qualität der MR-Bildgebung werden die Praktikabilität der MRT-gesteuerten Verfahren verbessern. Dies würde allgemein zu einer Erweiterung der Indikation für eine MRT-gesteuerte Biopsie beitragen und könnte zu einer Anwendung in der klinischen Routine führen.

Hinsichtlich der optimalen Anästhesieform besteht noch keine allgemeinverbindliche Richtlinie.

Gehl et al. [19] berichteten über die Durchführung von Knochenstanzbiopsien in Lokalanästhesie. Im Gegensatz hierzu führten wir alle Biopsien in Allgemeinanästhesie durch, da in Narkose eine stabile Lagerung des Patienten gewährleistet ist. Unerwünschte Bewegungen des Patienten verursachen Positionsänderung der Schulter und damit zeitliche Verzögerungen während der Biopsie durch eine notwendige Korrektur der Ebene der MR-Bildgebung. Eine Fortsetzung der Punktion ohne erneute Positionskontrolle hätte eine Gefährdung von neurovaskulären Strukturen zur Folge. Zudem wäre in Lokalanästhesie die Perforation einer stabilen Humeruskortikalis für den Patienten nicht vorteilhaft gewesen.

Über gute Ergebnisse mit der CT-gesteuerten Biopsie knöcherner Läsionen berichteten verschiedene Autoren [12,13,66,67]. Duckwiler et al. [10] wiesen auf die schlechtere Weichteildarstellung als Nachteil der CT hin.

Im Gegensatz zur CT-gesteuerten Biopsie kann bei MRT-gesteuerten Verfahren eine Strahlenexposition insbesondere bei Kindern sicher vermieden werden. Erste Untersuchungen zur MRT-gesteuerten Biopsie bei Kindern liegen vor [55,64]. Die MRT-gesteuerte Biopsie ist besonders bei Knochenmarkläsionen vorteilhaft, da diese anderweitig schlecht sichtbar sind [44].

Eine Kostenanalyse von CT- und MRT-gesteuerter Biopsie ossärer Läsionen stellte Alanen et al. [2] vor. Dabei waren die Kosten der MRT-gesteuerten Biopsien aufgrund höherer Material- und Personalkosten ca. 2,5fach höher als die der CT-gesteuerten Biopsien. Für die MRT-gesteuerte Biopsie sprachen in dieser Analyse die höhere Genauigkeit und das Fehlen ionisierender Strahlung.

Mit sonographisch kontrollierten Punktionen können weichteilige Prozesse muskuloskelettaler Läsionen sicher diag-

nostiziert werden [49,52,62]. Nach Torriani et al. [62] kann die Methode jedoch nur zur Diagnostik extraossärer Tumoranteile bei knöchernen Läsionen eingesetzt werden. Als wesentliche Vorteile der MRT gegenüber den beiden anderen bildgebenden Verfahren sind neben dem besseren Weichteilkontrast, die Möglichkeit einer multiplanaren Darstellung mit synchronisierter Darstellung der Bild- und Instrumentenebene zu nennen. Hierdurch ist eine bessere Lagekontrolle der Biopsienadel möglich.

Das neue operative Verfahren der MRT-gesteuerten Biopsie ossärer Läsionen des Humeruskopfes soll zur weiteren Verbreitung und Optimierung interventioneller Verfahren in der MRT beitragen und stellt eine wertvolle Ergänzung insbesondere zur CT-gesteuerten Biopsie dar.

Literatur

1. Adam G, Bucker A, Nolte-Ernsting C, Tacke J, Gunther RW (1999) Interventional MR imaging: percutaneous abdominal and skeletal biopsies and drainages of the abdomen. *Eur Radiol* 9(8): 1471-1478.
2. Alanen J, Keski-Nisula L, Blanco-Sequeiros R, Tervonen O (2004) Cost comparison analysis of low-field (0.23 T) MRI- and CT-guided bone biopsies. *Eur Radiol* 14(1): 123-128.
3. Bernays RL, Kollias SS, Khan N, Romanowski B, Yonekawa Y (2000) A new artifact-free device for frameless, magnetic resonance imaging-guided stereotactic procedures. *Neurosurgery* 46(1): 112-116; discussion 116-117.
4. Bernays RL, Kollias SS, Khan N, Brandner S, Meier S, Yonekawa Y (2002) Histological yield, complications, and technological considerations in 114 consecutive frameless stereotactic biopsy procedures aided by open intraoperative magnetic resonance imaging. *J Neurosurg* 97(2): 354-362.
5. Bootz F, Schulz T, Weber A, Scheffler B, Keiner S (2001) The use of open MRI in otorhinolaryngology: initial experience. *Comput Aided Surg* 6(5): 297-304.
6. Daecke W, Libicher M, Mädler U, Rumpf C, Bernd L (2002) Möglichkeiten mit der MRT-gesteuerten Tumorbiopsie am Bewegungsapparat. *Orthopäde* 31(2): 170-174.
7. Daecke W, Libicher M, Madler U, Rumpf C, Bernd L (2003) [MRI-guided musculoskeletal biopsy]. *Orthopäde* 32(2): 170-174.
8. Dick EA, Joarder R, de Jode M, Taylor-Robinson SD, Thomas HC, Foster GR, Gedroyc WM (2003) MR-guided laser thermal ablation of primary and secondary liver tumours. *Clin Radiol* 58(2): 112-120.
9. Dohi M, Harada J, Mogami T, Fukuda K, Toyama Y, Kashiwagi H (2003) MR-guided percutaneous cryotherapy of malignant liver tumor under horizontal-magnetic open system: initial experience. *J Hepatobiliary Pancreat Surg* 10(5): 360-365.
10. Duckwiler G, Lufkin RB, Hanafee WN (1989) MR-directed needle biopsies. *Radiol Clin North Am* 27(2): 255-263.
11. Duckwiler G, Lufkin RB, Teresi L, Spickler E, Dion J, Vinuela F, Bentson J, Hanafee W (1989) Head and neck lesions: MR-guided aspiration biopsy. *Radiology* 170(2): 519-522.
12. Duda SH, Johst U, Krahmer K, Pereira P, König C, Schafer J, Huppert P, Schott U, Böhm P, Claussen CD (2001) Technik und Ergebnisse der CT-gesteuerten perkutanen Knochenbiopsie. *Orthopäde* 30(8): 545-550.
13. Dupuy DE, Rosenberg AE, Punyaratabandhu T, Tan MH, Mankin HJ (1998) Accuracy of CT-guided needle biopsy of musculoskeletal neoplasms. *AJR Am J Roentgenol* 171(3): 759-762.
14. Eichler K, Mack MG, Straub R, Engelmann K, Zangos S, Woitaschek D, Vogl TJ (2001) Oligonodulares hepatozelluläres Karzinom (HCC): MR-gesteuerte laserinduzierte Thermoablation (LITT). *Radiologe* 41(10): 915-922.
15. Fischer U, Rodenwaldt J, Hundertmark C, Doler W, Grabbe E (1997) MRT-gestützte Biopsie und Lokalisation der Mamma. *Radiologe* 37(9): 692-701.
16. Frahm C, Gehl HB, Melchert UH, Weiss HD (1996) Visualization of magnetic resonance-compatible needles at 1.5 and 0.2 Tesla. *Cardiovasc Intervent Radiol* 19(5): 335-340.
17. Frahm C, Gehl HB, Weiss HD, Rossberg WA (1996) [Technique of MRT-guided core biopsy in the abdomen using an open low-field scanner: feasibility and initial clinical results]. *Rofo* 164(1): 62-67.
18. Gehl HB, Frahm C, Schimmelpennig H, Weiss HD (1996) Technik der MRT-gesteuerten abdominalen Drainage an einem offenen Niederfeldmagneten. Durchführbarkeit und erste Ergebnisse. *Rofo* 165(1): 70-73.
19. Gehl HB, Frahm C (1998) MR-gesteuerte Biopsien. *Radiologe* 38(3): 194-199.
20. Genant JW, Vandevenne JE, Bergman AG, Beaulieu CF, Kee ST, Norbash AM, Lang P (2002) Interventional musculoskeletal procedures performed by using MR imaging guidance with a vertically open MR unit: assessment of techniques and applicability. *Radiology* 223(1): 127-136.

21. Hau A, Kim I, Kattapuram S, Hornicek FJ, Rosenberg AE, Gebhardt MC, Mankin HJ (2002) Accuracy of CT-guided biopsies in 359 patients with musculoskeletal lesions. *Skeletal Radiol* 31(6): 349-353.
22. Heslin MJ, Lewis JJ, Woodruff JM, Brennan MF (1997) Core needle biopsy for diagnosis of extremity soft tissue sarcoma. *Ann Surg Oncol* 4(5): 425-431.
23. Heywang-Kobrunner SH, Heinig A, Pickuth D, Alberich T, Spielmann RP (2000) Interventional MRI of the breast: lesion localisation and biopsy. *Eur Radiol* 10(1): 36-45.
24. Hilfiker PR, Weishaupt D, Schmid M, Dubno B, Hodler J, Debatin JF (1999) Real-time MR-guided joint puncture and arthrography: preliminary results. *Eur Radiol* 9(2): 201-204.
25. Hirose M, Kacher DF, Smith DN, Kaelin CM, Jolesz FA (2002) Feasibility of MR imaging-guided breast lumpectomy for malignant tumors in a 0.5-T open-configuration MR imaging system. *Acad Radiol* 9(8): 933-941.
26. Jerosch J, Tappiser R, Assheuer J (1998) MR-gesteuerte Facettenblockade-Technik und erste Ergebnisse. *Biomed Tech (Berl)* 43(9): 249-252.
27. Kacel GM, Carls FR, Moll C, Debatin JF (1999) Interactive MR-guided biopsies of maxillary and skull-base lesions in an open-MR system: first clinical results. *Eur Radiol* 9(3): 487-492.
28. Kahn T, Schulz T, Moche M, Prothmann S, Schneider JP (2003) Klinischer Einsatz der interventionellen MRT (iMRT). *Z Med Phys* 13(3): 151-156.
29. Karmarkar PV, Kraitchman DL, Izbudak I, Hofmann LV, Amado LC, Fritzges D, Young R, Pittenger M, Bulte JW, Atalar E (2004) MR-trackable intramyocardial injection catheter. *Magn Reson Med* 51(6): 1163-1172.
30. Khamene A, Wacker F, Vogt S, Azar F, Wendt M, Sauer F, Lewin J (2003) An Augmented Reality system for MRI-guided needle biopsies. *Stud Health Technol Inform* 94: 151-157.
31. Klotz HP, Flury R, Erhart P, Steiner P, Debatin JF, Uhlschmid G, Largiader F (1997) Magnetic resonance-guided laparoscopic interstitial laser therapy of the liver. *Am J Surg* 174(4): 448-451.
32. Klotz HP, Flury R, Schonenberger A, Debatin JF, Uhlschmid G, Largiader F (1997) Experimental cryosurgery of the liver under magnetic resonance guidance. *Comput Aided Surg* 2(6): 340-345.
33. Koenig CW, Duda SH, Truebenbach J, Schott UG, Maurer F, Claussen CD, Pereira PL (2001) MR-guided biopsy of musculoskeletal lesions in a low-field system. *J Magn Reson Imaging* 13(5): 761-768.
34. Kuhl CK, Elevelt A, Leutner CC, Gieseke J, Pakos E, Schild HH (1997) Interventional breast MR imaging: clinical use of a stereotactic localization and biopsy device. *Radiology* 204(3): 667-675.
35. Ladd ME, Erhart P, Debatin JF, Romanowski BJ, Boesiger P, McKinnon GC (1996) Biopsy needle susceptibility artifacts. *Magn Reson Med* 36(4): 646-651.
36. Langen HJ, Kugel H, Ortmann M, Noack M, de Rochemont RM, Landwehr P (2001) Funktionsfähigkeit MR-kompatibler Biopsienadeln im Vergleich zu ferromagnetischen Biopsienadeln. In-vitro-Untersuchungen. *Rofo* 173(7): 658-662.
37. Lewin JS, Duerk JL, Jain VR, Petersilge CA, Chao CP, Haaga JR (1996) Needle localization in MR-guided biopsy and aspiration: effects of field strength, sequence design, and magnetic field orientation. *AJR Am J Roentgenol* 166(6): 1337-1345.
38. Lewin JS, Petersilge CA, Hatem SF, Duerk JL, Lenz G, Clampitt ME, Williams ML, Kaczynski KR, Lanzieri CF, Wise AL, Haaga JR (1998) Interactive MR imaging-guided biopsy and aspiration with a modified clinical C-arm system. *AJR Am J Roentgenol* 170(6): 1593-1601.
39. Lu DS, Lee H, Farahani K, Sinha S, Lufkin R (1997) Biopsy of hepatic dome lesions: semi-real-time coronal MR guidance technique. *AJR Am J Roentgenol* 168(3): 737-739.
40. Maghami EG, Bonyadlou S, Larian B, Borges A, Abemayor E, Lufkin RB (2001) Magnetic resonance imaging-guided fine-needle aspiration biopsies of retropharyngeal lesions. *Laryngoscope* 111(12): 2218-2224.
41. Mankin HJ, Mankin CJ, Simon MA (1996) The hazards of the biopsy, revisited. Members of the Musculoskeletal Tumor Society. *J Bone Joint Surg Am* 78(5): 656-663.
42. Moche M, Schmitgen A, Schneider JP, Bublat M, Schulz T, Vörkel C, Trantakis C, Bennek J, Kahn T, Busse H (2004) Erste klinische Erfahrungen mit einer erweiterten Eingriffsplanung und Navigation am interventionellen MRT. *Rofo* 176(7): 1013-1020.
43. Müller PR, Stark DD, Simeone JF, Saini S, Butch RJ, Edelman RR, Wittenberg J, Ferrucci JT, Jr. (1986) MR-guided aspiration biopsy: needle design and clinical trials. *Radiology* 161(3): 605-609.
44. Neuerburg JM, Adam G, Hunter D (1997) New Trends in Musculoskeletal Interventional Radiology: Percutaneous, MR-Guided Skeletal Biopsy. *Semin Musculoskelet Radiol* 1(2): 339-348.
45. Neuerburg JM, Adam G, Buecker A, Zilkens KW, Schmitz-Rode T, Hunter D, van Vaals JJ, Guenther RW (1998) MRI-guided biopsy of bone in a hybrid system. *J Magn Reson Imaging* 8(1): 85-90.
46. Ojala R, Sequeiros RB, Klemola R, Vahala E, Jyrkinen L, Tervonen O (2002) MR-guided bone biopsy: preliminary report of a new guiding method. *J Magn Reson Imaging* 15(1): 82-86.
47. Parkkola RK, Mattila KT, Heikkilä JT, Ekfors TO, Kallajoki MA, Komu ME, Vaara TJ, Aro HT (2001) Dynamic contrast-enhanced MR imaging and MR-guided bone biopsy on a 0.23 T open imager. *Skeletal Radiol* 30(11): 620-624.
48. Parkkola RK, Mattila KT, Heikkilä JT, Ekfors TO, Komu ME, Vaara T, Aro HT (2001) MR-guided core biopsies of soft tissue tumours on an open 0.23 T imager. *Acta Radiol* 42(3): 302-305.
49. Rizzato G, Solbiati L, Croce F, Derchi LE (1987) Aspiration biopsy of superficial lesions: ultrasonic guidance with a linear-array probe. *AJR Am J Roentgenol* 148(3): 623-625.

50. Rubino GJ, Farahani K, McGill D, Van De Wiele B, Villablanca JP, Wang-Mathieson A (2000) Magnetic resonance imaging-guided neurosurgery in the magnetic fringe fields: the next step in neuronavigation. *Neurosurgery* 46(3): 643-653; discussion 653-644.
51. Schneider JP, Schulz T, Horn LC, Leinung S, Schmidt F, Kahn T (2002) MR-guided percutaneous core biopsy of small breast lesions: first experience with a vertically open 0.5T scanner. *J Magn Reson Imaging* 15(4): 374-385.
52. Schulte M, Heymer B, Sarkar MR, Negri G, von Baer A, Hartwig E (1998) Die farbdopplersonographisch gesteuerte Nadelbiopsie in der Diagnostik von Weichteil- und Knochentumoren. *Chirurg* 69(10): 1059-1067.
53. Schulz T, Schneider JP, Winkel A, Daum W, Trantakis C, Bootz F, Laufer M, Dietrich J, Schmidt F (1999) Der MR-Track-Pointer. Ein wiederverwendbares Instrument zur Lokalisation bei Interventionen. *Rofo* 171(3): 244-248.
54. Schulz T, Schneider JP, Bootz F, Keiner S, Scheffler B, Weidenbach H, Dietrich J, Schirmer T, Schmidt F, Kahn T (2001) Transnasal and transsphenoidal MRI-guided biopsies of petroclival tumors. *J Magn Reson Imaging* 13(1): 3-11.
55. Schulz T, Bennek J, Schneider JP, Trobs RB, Trantakis C, Bootz F, Scholz R, Tannapfel A, Hirsch W, Schmidt F, Kahn T (2003) MRT-gestützte Interventionen bei Kindern - Retrospektive Auswertung einer Fallserie. *Rofo* 175(12): 1673-1681.
56. Seifert V, Zimmermann M, Trantakis C, Vitzthum HE, Kuhnel K, Raabe A, Bootz F, Schneider JP, Schmidt F, Dietrich J (1999) Open MRI-guided neurosurgery. *Acta Neurochir (Wien)* 141(5): 455-464.
57. Sequeiros RB, Klemola R, Ojala R, Jyrkinen L, Vaara T, Tervonen O (2003) Percutaneous MR-guided discography in a low-field system using optical instrument tracking: a feasibility study. *J Magn Reson Imaging* 17(2): 214-219.
58. Silverman SG, Collick BD, Figueira MR, Khorasani R, Adams DF, Newman RW, Topulos GP, Jolesz FA (1995) Interactive MR-guided biopsy in an open-configuration MR imaging system. *Radiology* 197(1): 175-181.
59. Skrzynski MC, Biermann JS, Montag A, Simon MA (1996) Diagnostic accuracy and charge-savings of outpatient core needle biopsy compared with open biopsy of musculoskeletal tumors. *J Bone Joint Surg Am* 78(5): 644-649.
60. Steiner P, Schoenenberger AW, Penner EA, Erhart P, Debatin JF, von Schulthess GK, Kacl GM (1996) Interaktive, stereotaktische Interventionen im supraleitenden, offenen 0.5-Tesla-MR-Tomographen. *Rofo* 165(3): 276-280.
61. Steiner P, Erhart P, Heske N, Dumoulin CL, von Schulthess GK, Debatin JF (1997) Active biplanar MR tracking for biopsies in humans. *AJR Am J Roentgenol* 169(3): 735-738.
62. Torriani M, Etchebehère M, Amstalden E (2002) Sonographically guided core needle biopsy of bone and soft tissue tumors. *J Ultrasound Med* 21(3): 275-281.
63. Trattng S, Breitenseher M, Pretterklieber M, Kontaxis G, Rand T, Imhof H (1996) MR-gezielte MR-Arthrographie der Schulter. *Radiologe* 36(9): 709-712.
64. Vitaz TW, Hushek SG, Shields CB, Moriarty TM (2002) Interventional MRI-guided frameless stereotaxy in pediatric patients. *Stereotact Funct Neurosurg* 79(3-4): 182-190.
65. Wang SJ, Sercarz JA, Lufkin RB, Borges A, Wang MB (2000) MRI-guided needle localization in the head and neck using contemporaneous imaging in an open configuration system. *Head Neck* 22(4): 355-359.
66. Welch TJ, Sheedy PF, 2nd, Johnson CD, Johnson CM, Stephens DH (1989) CT-guided biopsy: prospective analysis of 1,000 procedures. *Radiology* 171(2): 493-496.
67. Wutke R, Schmid A, Fellner F, Horbach T, Kastl S, Papadopoulos T, Hohenberger W, Bautz W (2001) CT-gesteuerte perkutane Schneidbiopsie: effektive Genauigkeit, diagnostischer Nutzen und effektive Kosten. *Rofo* 173(11): 1025-1033.
68. Yao L, Nelson SD, Seeger LL, Eckardt JJ, Eilber FR (1999) Primary musculoskeletal neoplasms: effectiveness of core-needle biopsy. *Radiology* 212(3): 682-686.
69. Zimmermann M, Seifert V, Trantakis C, Raabe A (2001) Open MRI-guided microsurgery of intracranial tumours in or near eloquent brain areas. *Acta Neurochir (Wien)* 143(4): 327-337.

Korrespondenzadresse: Dr. med. Michael Thomas
Orthopädische Klinik und Poliklinik der Universität Leipzig
Simmelweisstrasse 10
D-04103 Leipzig
E-Mail: thom@medizin.uni-leipzig.de, Fax: +49 341 9723009