

Aus dem Institut für Röntgendiagnostik  
der Universität Würzburg  
Direktor: Professor Dr. med. D. Hahn

MRT gesteuerte Punktionen an einem  
offenen 0,2 T Kernspintomographen

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde der  
Medizinischen Fakultät  
der  
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg  
vorgelegt von  
Alexander Meinhardt  
aus Meiningen

Würzburg, den 08.12.2007

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. W. Kenn

Koreferent: Prof. Dr. med. D. Hahn

Dekan: Prof. Dr. med. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 25.06.2008

Der Promovend ist Arzt

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2. Material und Methoden</b>	<b>3</b>
2.1 Magnetresonanztomograph	3
2.2 Punktionssystem	4
2.3 Kontrastmittel	4
2.4 Patienten und Biopsien	5
2.5 Punktionsindikation	5
2.6 Punktionssequenzen	5
2.7 Auswertung	6
2.8 Statistik	8
<b>3. Ergebnisse</b>	<b>9</b>
3.1 Punktierte Organe	9
3.2 Histologie der Biopsate	10
3.3 Auswertung der Punktionsdaten	14
3.4 Statistik	19
3.5 Befunde	21
<b>4. Diskussion</b>	<b>25</b>
4.1 MR gesteuerte Punktionen	25
4.2 Leberpunktionen	31
4.3 Punktionen am Bewegungs- und Stützapparat	33
4.4. Vergleich mit anderen bildgebenden interventionellen Verfahren	36
4.5 Neue Verfahren	39

<b>5. Zusammenfassung</b>	<b>40</b>
<b>6. Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>43</b>
<b>7. Literaturverzeichnis</b>	<b>44</b>

# 1 Einleitung

Bereits kurz nach Einführung der Magnetresonanztomographie als bildgebendes Verfahren Anfang der 80er Jahre wurde von ersten erfolgreichen MRT-gesteuerten Punktionen berichtet. Diese erfolgten vor allem im Bereich des Abdomens und der Kopf-, Halsregion [13]. Mit der Entwicklung offener MRT-Systeme sowie MRT-tauglicher, nicht ferromagnetischer Punktionssysteme Mitte der 90er Jahre kam es zu einem schwunghaften Anstieg MRT-gesteuerter Punktionen.

Die offenen MRT-Systeme bieten den Vorteil eines guten Zugangs zum Patienten, während dieser bei der Punktion innerhalb des Gerätes verbleiben kann. Von Nachteil ist die schlechtere Orts- und Zeitauflösung offener Systeme, die mit Ausnahme eines erst kürzlich produktreif gewordenen offenen Hochfeldgerätes als Niederfeldtomographen konzipiert sind und somit ein niedrigeres Signal/Rausch Verhältnis haben.

Ein Nachteil der geschlossenen MRT-Systeme ist der erhöhte Zeitaufwand und der erschwerte Zugang zum Patienten. Jede Korrektur der Nadellage muss außerhalb des MRT-Gerätes erfolgen und erfordert dann eine Neupositionierung des Patienten. Anwendung finden MRT-gesteuerte Interventionen heutzutage bei Punktionen, therapeutischen Injektionen, laserinduzierten Thermoablationen, Drainageanlagen, PTA's und intraoperativ, vor allem in der Neurochirurgie, zur Neuronavigation.

Punktionen werden an allen Organsystemen durchgeführt. Am häufigsten erfolgen Punktionen der Leber, der Mamma sowie des Stütz- und Bewegungsapparates. Bei allen Weichteilprozessen hat die MRT aufgrund des besseren Weichteilkontrastes, Vorteile gegenüber der Computertomographie und dem Ultraschall. Ein wesentlicher Vorteil der MRT liegt in der Multiplanarität dieses bildgebenden Verfahrens. Somit ist eine Schichtangulierung entlang der Verlaufsrichtung der Nadel möglich, was schwierige Einfach- und Doppelangulierungen der Nadel erleichtert.

Indikationen für MRT gesteuerte Punktionen sind Raumforderungen, die sich mit Hilfe der Computertomographie oder der Ultraschalldiagnostik nicht

darstellen lassen oder deren Punktion aufgrund ihrer komplexen anatomischen Lage (z.B. subdiaphragmale Leberherde) eine Angulierung erfordern.

Einen weiteren Einsatzbereich stellen MRT-gesteuerte Punktionen im Kleinkindes- und Kindesalter dar, wo die Indikation zur Anwendung ionisierender Strahlen zurückhaltend gestellt werden sollte. Gerade hier ist die MRT-gesteuerte Punktion eine sinnvolle Alternative zur CT-gesteuerten Punktion.

Betrachtet man die veröffentlichten Fallzahlen MRT-gesteuerter Punktionen, so liegen sie jedoch deutlich im Vergleich zu CT-gesteuerten Punktionen zurück. Dies liegt zum einen an der unterschiedlichen Verfügbarkeit der Systeme, zum anderen aber auch an dem deutlich höheren Zeit- und Materialaufwand.

Die Fallzahlen bisher veröffentlichter MRT-Studien sind beschränkt und liegen in der Größenordnung von etwa 40 Fällen.

Ziel dieser Studie war es, den Stellenwert MRT-gesteuerter Punktion an einem größeren Kollektiv retrospektiv zu evaluieren. Dabei lag das Augenmerk sowohl auf Sensitivität, Spezifität und Erfolgsrate in Korrelation zu Punktionsweg, Punktionlänge, Größe und Visualisierbarkeit der Läsionen als auch auf der Interventions-, Room-in-Zeit und den aufgetretenen Komplikationen. Verschiedene Sequenzen und Kontrastmittel wurden im Hinblick auf ihre Punktionstauglichkeit hin untersucht. In einem Literaturvergleich wurden die Ergebnisse mit denen der beiden Konkurrenzverfahren, der CT- und ultraschallgestützten Punktion, verglichen.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Magnetresonanztomograph

Für die Punktionen wurde ein offenes 0,2-Tesla-MRT-System (Magnetom Open, Siemens, Erlangen) mit einer Gradientenstärke von 15 mT/m verwendet. Dieses Gerät ermöglicht einen großen lateralen Zugang zum Patienten. Der Abstand zwischen Liegefläche und oberem Polschuh beträgt 40cm. Das Magnetfeld hat eine senkrechte Ausrichtung und wird durch einen konventionellen Elektromagneten erzeugt, welcher im Gegensatz zu Supraleitern ausgeschaltet werden kann. Der Elektromagnet kann eine Feldstärke von max. 0,2 T generieren.

*Abbildung 1: Magnetom Open, Siemens, Erlangen*

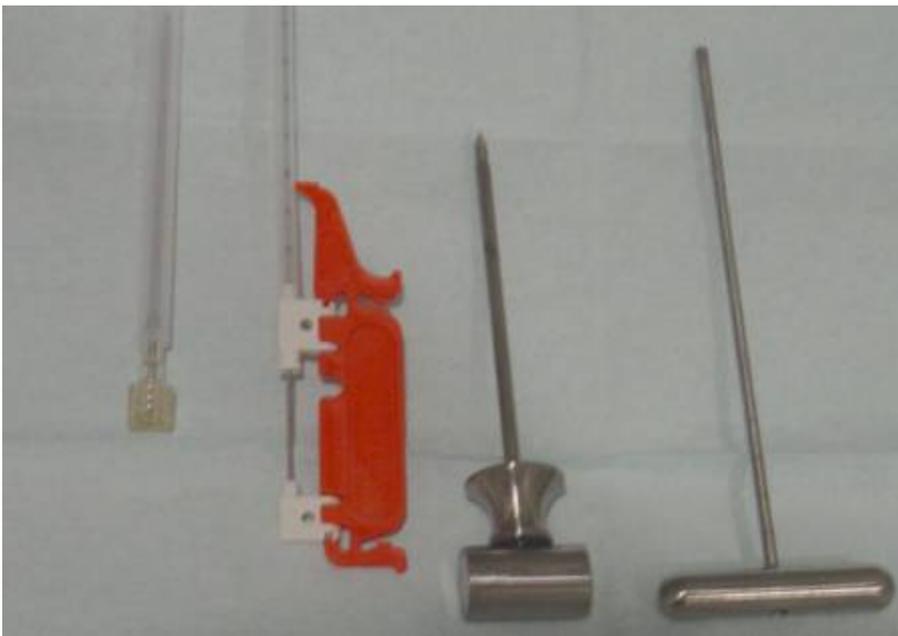


## 2.2 Punktionssystem

Für die Weichteilpunktionen wurde ein koaxiales Punktionssystem der C.R. Bard GmbH; Karlsruhe (Magnum™ Core High Speed) verwendet. Dieses besteht aus einer 14G Koaxialnadel (Titanlegierung) und einer Hochgeschwindigkeitsbiopsiepistole, welche eine mit ferromagnetischem Material beschichtete 16G Biopsienadel enthält. In Abhängigkeit von der Läsionsgröße kann bei diesem Biopsiesystem ein Vorschub von 15mm bis 22mm eingestellt werden.

Bei Knochenpunktionen wurde ein Knochenbiopsieset der Invivo Germany GmbH; Schwerin mit einem Bohrerdurchmesser von 4mm verwendet.

*Abbildung 2: Knochenbiopsieset*



## 2.3 Kontrastmittel

Als unspezifisches Kontrastmittel (Anreicherung im Extrazellularraum) wurde Gd-DTPA eingesetzt. Gd-DTPA wird renal ausgeschieden und kann die intakte Blut-Hirn-Schranke nicht überschreiten. Als spezifische Kontrastmittel wurden

die eisenhaltigen Kontrastmittel Endorem® und Resovist® eingesetzt. Endorem® und Resovist® enthalten supramagnetische Eisenoxidpartikel und sind leberspezifisch.

## **2.4 Patienten und Biopsien**

Es wurden 70 Punktionen an 69 Patienten (42 männlich, 27 weiblich) im Zeitraum von 10/1997 bis 12/2003 durchgeführt. Das Durchschnittsalter betrug 56,4 Jahre (2 J. - 83 J.).

## **2.5 Punktionsindikation**

Indikationen für die Durchführung einer MR gesteuerten Punktion waren:

- die schlechte Visualisierbarkeit oder Abgrenzbarkeit des zu punktierenden Herdes im CT oder US
- eine erschwerte Angulierung bei CT gesteuerten Punktionen (z.B. subdiaphragmale Lage des zu punktierenden Herdes)
- Punktionen bei Kindern, die sonographisch schwierig bzw. nicht zu punktieren waren und bei denen zur Vermeidung einer Strahlenexposition von einer CT gesteuerten Punktion abgesehen wurde

## **2.6 Punktionssequenzen**

Zur Punktion wurde die Sequenz benutzt, bei der die Signalintensität zwischen Läsion und umgebenden Gewebe den größten Unterschied zeigte. In 94% der Fälle war dies eine T1 gewichtete Sequenz.

Folgende Tabelle zeigt die verwendeten Sequenzen.

**Tabelle 1: Punktionssequenzen**

Sequenz	TA in Sekunden	Bildwichtung	Häufigkeit
fl2d 70	15 bis 34	T1	38
se1 90	51 bis 218	T1	13
trufi 90	5,52 bis 269	T1	5
fl2d 50	5,34	T1	2
scout 40	19 ; 44	T1	2
fl2d 30	23	T1	2
se170	33	T1	1
fl2d_1s50	9,15 ; 140	T1	1
ci2d_h120	10	T1	1
fl2d_1s60	3,12	T2	1
tse2_5	84	T2	1
truf 1 90	2,13	T2	1
Tse1_3	55	T2	1
fl2d_1s	140	T1	1

## 2.7 Auswertung

Für die Auswertung der Punktionsergebnisse wurden folgende Parameter erfasst: Raumzeit, Läsionsgröße (größter Durchmesser der Läsion), Breite der Nadelspitze, Angulation der Punktionsnadel (Nadelstellung zur Körperoberfläche), Kontrast zu Rausch Verhältnis sowie histologisches Ergebnis.

Als Raumzeit wurde die gesamte Untersuchung, vom Auflegen des Patienten bis zur letzten Kontrollsequenz, gewertet. Eine Erfassung der reinen Interventionszeit entfiel.

Das Kontrast zu Rausch Verhältnis wurde folgendermaßen berechnet:

$$\text{KRV} = \frac{\text{Signalintensität}_{\text{Läsion}} - \text{Signalintensität}_{\text{Umgebung}}}{\text{Hintergrundrauschen}}$$

Bei benignen Histologien wurden die Patienten über einen Zeitraum von 2 Jahren zum Ausschluss eines Malignoms beobachtet. Wurde ein Malignom im Verlauf ausgeschlossen, handelte es sich um ein richtig negatives Ergebnis.

Ein Ergebnis war richtig positiv, wenn Histologie und Krankheitsverlauf des Patienten ein Malignom bestätigten und falsch negativ, wenn histologisch ein gutartiger Befund vorlag, sich aber im Follow up (2 Jahre) ein Malignom zeigte. Als falsch positives Ergebnis gilt eine als histologisch primär maligne eingestufte Läsion, welche sich dann aber bei differenzierter Aufarbeitung (Referenzpathologie, Immunhistologie) doch als benigne herausstellt.

Die Abhängigkeit der Punktionsdauer von Punktionsweg, Läsionsgröße und Kontrast zu Rausch Verhältnis wurde für die erfolgreichen Punktionen graphisch dargestellt.

## 2.8 Statistik

Es wurden Sensitivität, Spezifität, positiver Vorhersagewert, negativer Vorhersagewert und Treffsicherheit für die Punktionsergebnisse folgendermaßen berechnet:

**Sensitivität:** Anteil der richtig erkannten Malignome unter allen Malignomen (richtig positiv / richtig positiv + falsch negativ).

**Spezifität:** Anteil der richtig erkannten gutartigen Veränderungen unter allen gutartigen Veränderungen (richtig negativ / richtig negativ + falsch positiv).

**Positiver Vorhersagewert:** Anteil der Malignome unter den Personen mit positivem Testergebnis (richtig positiv / richtig positiv + falsch positiv).

**Negativer Vorhersagewert:** Anteil der gutartigen Veränderungen unter den Personen mit negativem Testergebnis (richtig negativ / richtig negativ + falsch negativ).

**Treffsicherheit (Genauigkeit):** Anteil richtiger Testergebnisse unter allen getesteten Personen (richtig positiv+ richtig negativ / richtig positiv + richtig negativ + falsch positiv + falsch negativ).

Für die Auswertung von Punktionsdauer, Punktionsweg, Läsionsgröße und KRV bei richtig positiven, richtig negativen und falsch negativen Punctionen erfolgte einer Berechnung der Korrelation (nach Pearson), der Normalverteilung (Kolmogorow-Smirnow Test) und der signifikanten Unterschiede (T-Test für unabhängige Stichproben).

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Punktierte Organe

70 MRT gesteuerte Punktionen an Weichteilen und Knochen wurden im Zeitraum von 10/97 bis 12/03 durchgeführt.

Drei dieser Punktionen, allesamt Punktionen der Wirbelsäule konnten wegen unrepräsentativem Material histologisch nicht ausgewertet werden. Die Erfolgsrate betrug somit 96% (67/70).

In 64% der histologisch auswertbaren Fälle erfolgte eine Punktion im Bereich des Abdomens und Beckens (davon 80% Leberpunktionen), in 21% eine Punktion des Skeletts, in 10% eine Thoraxpunktion und in 5% eine Punktion im Kopf-Halsbereiches.

(siehe Tabelle 2 und 3).

**Tabelle 2: Weichteilpunktionen**

Bereich	Anzahl
Abdomen	42
- Leber	34
Thorax	7
Kopf/Hals	3
Becken	1
<b>Ges.:</b>	<b>53</b>

**Tabelle 3: Knochenpunktionen**

Bereich	Anzahl
Becken	7
Wirbelsäule	4
Femur	2
Tibia	1
<b>Ges.:</b>	<b>14</b>

*Abbildung 3: Punktion einer abd. RF bei einem 14 jährigem Mädchen  
Histologie: alveoläres Rhabdomyosarkom*



### **3.2 Histologie der Biopsate**

In der histologischen Aufarbeitung zeigten sich folgende Befunde (siehe Tabellen 4-6).

**Tabelle 4: Primär maligne Tumoren**

Tumor	Anzahl
<b>Karzinome</b>	
HCC	6
Rektum-Ca	1
Myxoider Stromatumor	2
Zungengrund-Ca	1
<b>Sarkome</b>	
Sarkom (unspez.)	2
Osteosarkom	1
Ewingsarkom	1
Rhabdomyosarkom	1
<b>Lymphome</b>	
NHL	3
Plasmozytom	1
Chordom	1
<b>Gesamt</b>	<b>20</b>

**Tabelle 5: Sekundär maligne Tumoren**

Lebermetastasen	Anzahl
Mamma-Ca	3
Melanom	2
Bronchial-Ca	2
Pankreas-Ca	2
Kolon-Ca	2
PE-Ca	1
Karzinoid	1
<b>Knochenmetastasen</b>	
Bronchial-Ca	1
Urothel-Ca	1
<b>LK-Metastasen</b>	
Karzinom	1
<b>Thoraxwandmetastasen</b>	
Hypopharynx-Ca	1
<b>Gesamt:</b>	<b>17</b>

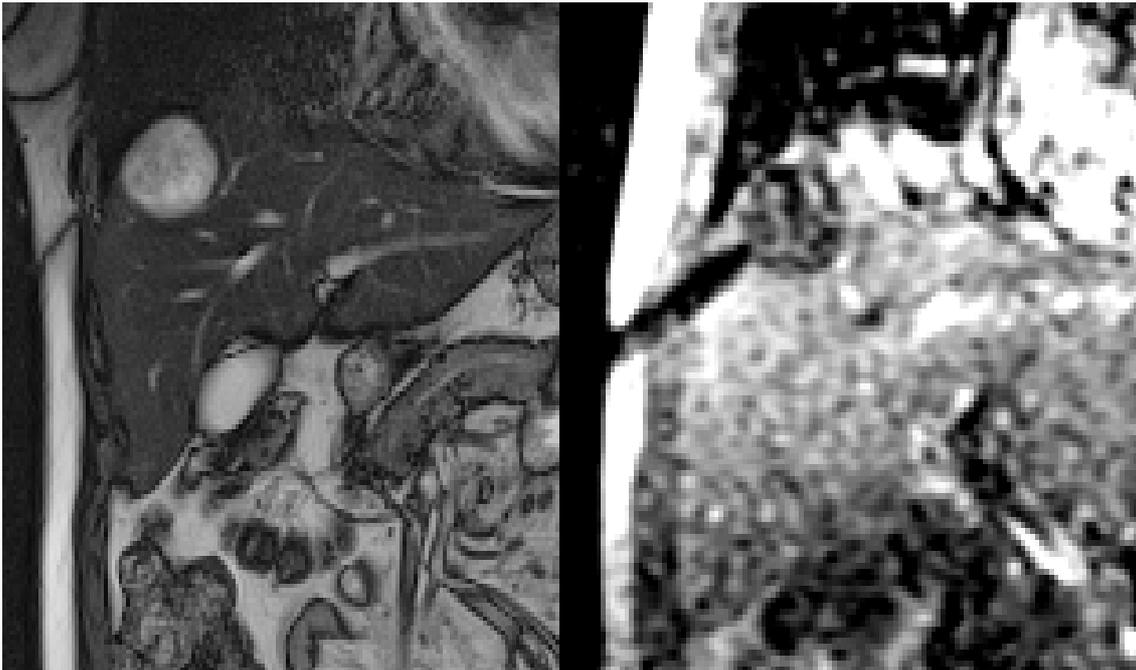
**Tabelle 6: Benigne Histologien**

<b>Gewebe</b>	<b>Anzahl</b>
<b>Leberveränderungen</b>	
Entzündliche Veränderungen	4
Normales Leberparenchym	4
Zirrhose	5
Fokal noduläre Hyperplasie	3
Alkoholtoxischer Leberschaden	2
Glomangiom	1
<b>Andere Organe</b>	
Entzündliche Veränderungen	8
Normales Knochengewebe	1
Fettgewebe	1
benignes Phäochromozytom	1
<b>Ges.:</b>	<b>30</b>

*Abbildung 4: Punktion eines Lebertumors bei einem 61 jährigem Mann*

*Histologie: primäres Glomangiom der Leber*

*Indikation zur MRT gesteuerten Punktion wegen  
subdiaphragmaler Lage des Herdes*



### **3.3 Auswertung der Punktionsdaten**

#### **3.3.1 Raumzeit**

Die Raumzeit umfasst die Zeit vom Auflegen des Patienten bis zur letzten Kontrollsequenz. Die mittlere Raumzeit aller Punktions betrug 71 Minuten. Bei den richtig positiven Punktions (histologisches Ergebnis stimmte mit Krankheitsverlauf überein) betrug sie 70 Minuten, bei den falsch negativen Punktions 82 Minuten. Der Unterschied war nicht signifikant (T-Test für ungepaarte Stichproben).

#### **3.3.2 Punktionsweg**

Die Länge des Punktionsweges lag zwischen 0,6 und 12,4 cm (Mittel 6,5 cm). Bei den richtig positiven und richtig negativen Punktions betrug er im Mittel 6,72 cm und bei den falsch negativen Punktions 4,18 cm.

Der Unterschied des Punktionsweges der richtig positiven und richtig negativen Punktions im Vergleich zu den falsch negativen Punktions war signifikant (T-Test für ungepaarte Stichproben).

Ein kurzer Punktionsweg erleichtert die richtige Platzierung der Punktionsnadel im Herd. Überraschender Weise war in dieser Studie der Punktionsweg bei den falsch negativen Punktions kürzer als bei den richtig negativen und richtig positiven Punktions. Die erleichterte Platzierung der Punktionsnadel führte somit nicht zu einer Erhöhung des Punktionserfolges.

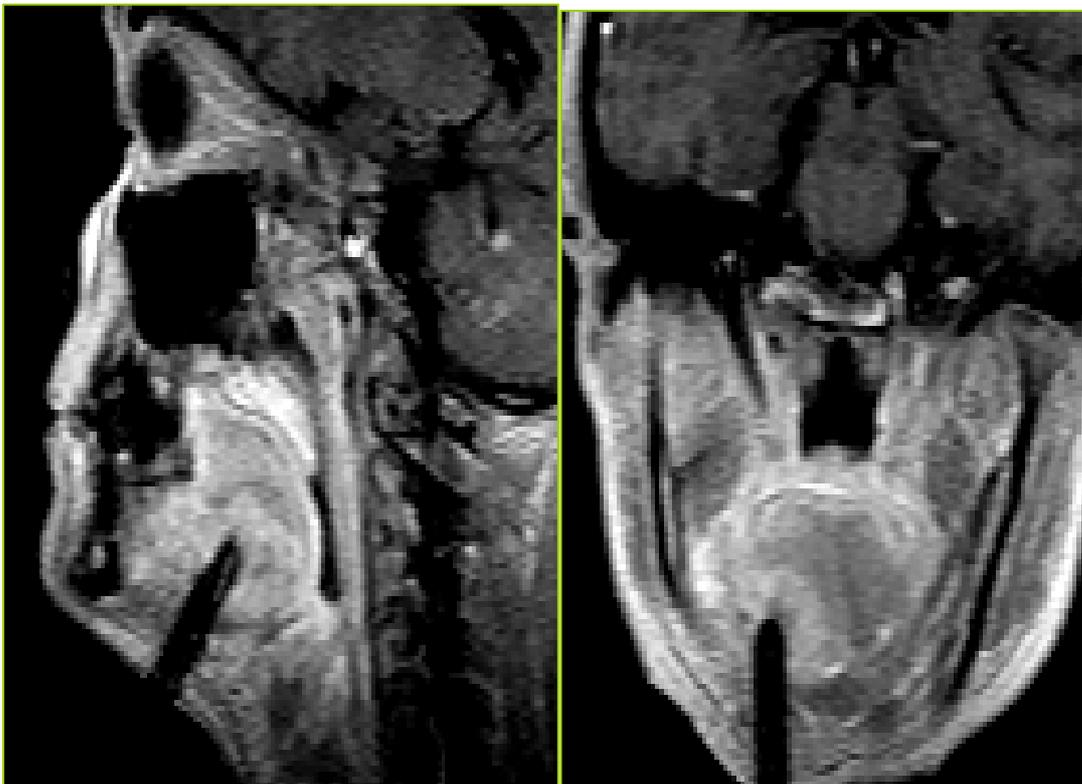
### 3.3.3 Angulation

In Abhängigkeit von der Lage des zu punktierenden Herdes wurde die Punktionsnadel im rechten Winkel zur Körperoberfläche (keine Angulierung) eingeführt oder musste bezogen auf die Körperebenen (transversal, koronar, sagittal) einfach bzw. zweifach anguliert werden. Der Angulierungswinkel ist hierbei der kleinste Winkel zwischen Punktionsnadel und Körperoberfläche.

**Tabelle 7: Angulation**

Angulation	Anzahl
Einfach	46
zweifach	21

*Abbildung 5: Punktion einer RF des Zungengrunds bei einer 64 jährigen Frau  
Histologie: Plattenepithelkarzinom*

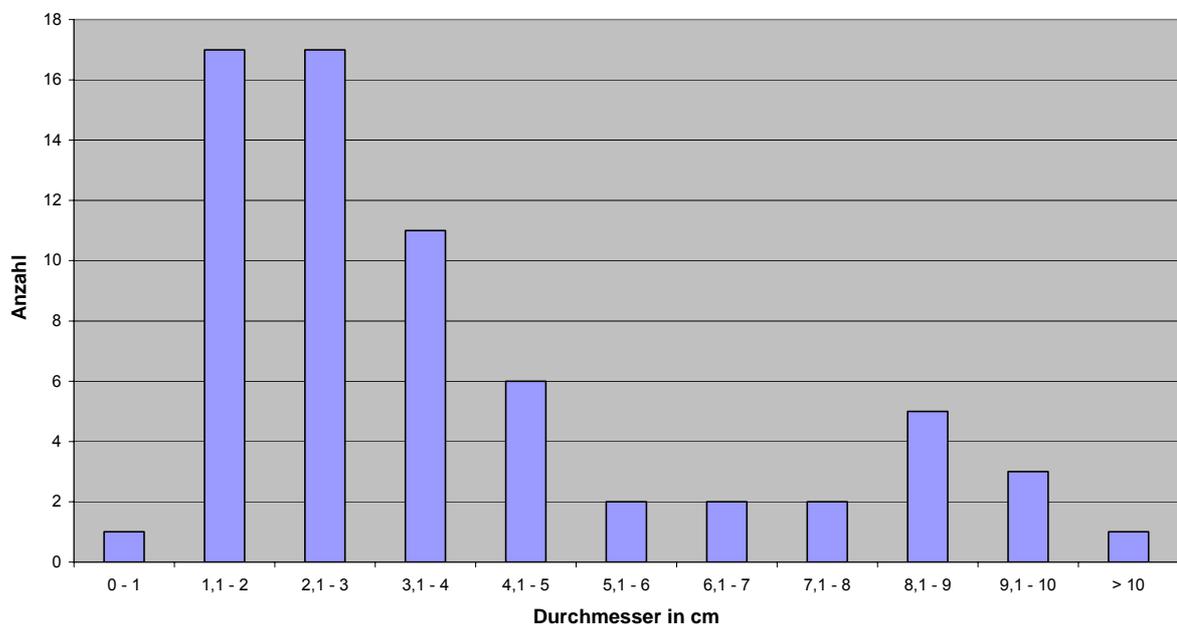


### 3.3.4 Läsionsgröße

Die Läsionsgröße wurde durch die Berechnung des größten Durchmessers bestimmt. Im Mittel betrug der größte Durchmesser aller Läsionen 3,90cm. Bei den richtig positiven und richtig negativen Punktungen betrug er 4cm und bei den falsch negativen 2,86cm. Der Unterschied war nicht signifikant (T-Test für ungepaarte Stichproben).

Mehr als 50% aller Läsionen lagen im Bereich von 0,9cm bis 3cm, hiervon wiederum 50% im Bereich von 0,9cm bis 2cm. Bei der Punktung dieser Herde kam es in einem Fall zu einem falsch negativen Ergebnis. Dieses Ergebnis zeigt, dass das Risiko einer falsch negativen Punktung steigt, je kleiner der zu punktierende Herd ist, dass aber auch sehr kleine Herde erfolgreich punktiert werden können.

Diagramm 1: Läsionsgrößen



### **3.3.5 Kontrast-Rausch Verhältnis**

Das Kontrast-Rausch-Verhältnis lag im Mittel bei 3,60. Bei den richtig positiven/richtig negativen betrug der Mittelwert 3,63 und bei den falsch negativen 3,19. Der Unterschied war nicht signifikant (T-Test für ungepaarte Stichproben).

Bei sehr großen Läsionen entfiel die Berechnung des KRV.

### **3.3.6 Punktionsnadelspitzenbreite**

Die Breite der Punktionsnadel im MR-Bild variierte in Abhängigkeit von Punktionssequenz und Stellung zum Magnetfeld zwischen 3mm und 13mm. Im Mittel aller Werte waren es 6,9mm. Bei den richtig positiven Punktionen waren es 7,1mm und bei den falsch negativen 5mm. Der Unterschied war nicht signifikant (T-Test für ungepaarte Stichproben). Punktiert wurde mit 14G und 16G Nadeln, bei denen der Außendurchmesser 2 bzw. 1,7mm beträgt.

### **3.3.7 Kontrastmittel**

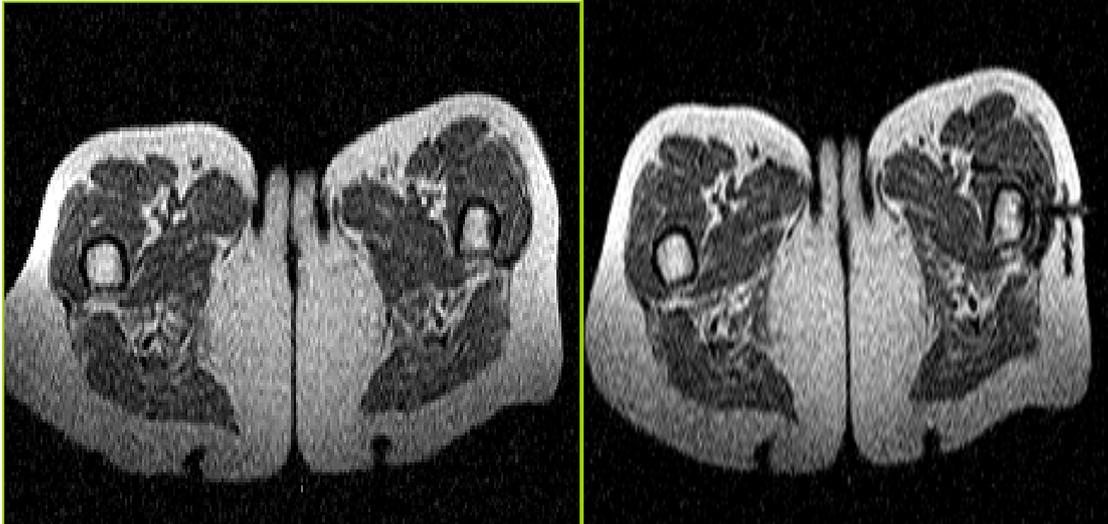
In 16 Fällen (23%) wurde zur besseren Visualisierung der Läsionen Kontrastmittel verabreicht. Dreizehn mal nichteisenhaltiges (Gd-DTPA) und dreimal spezifisches, eisenhaltiges (Endorem, Resovist).

Bei Punktionen mit richtig positivem/richtig negativem Ergebnis, erfolgte die Kontrastmittelgabe in 14 und bei falsch negativem Ergebnis in 2 Fällen.

### **3.3.8 Komplikationen**

Es kam in einem Fall, bei einer Punktion des Mediastinums, zu einer Tumorblutung, welche nicht interventionsbedürftig war und unter konservativen Maßnahmen zum Stillstand gebracht wurde.

*Abbildung 6: Punktion des Femurs bei einer 61 jährigen Patientin mit operablen Bronchial-Ca. In der Skelettszintigraphie suspekter Befund, es erfolgte die MRT gesteuerte Punktion  
Histologie: Metastase des Bronchial Ca; dadurch M1 Situation*



### 3.4 Statistik

	Alle Punktionen	Leberpunktionen
Sensitivität:	<b>0,88</b>	<b>0,90</b>
Spezifität:	<b>1</b>	<b>1</b>
Positiver Vorhersagewert:	<b>1</b>	<b>1</b>
Negativer Vorhersagewert:	<b>0,83</b>	<b>0,89</b>
Treffericherheit:	<b>0,93</b>	<b>0,95</b>
Erfolgsrate:	<b>0,96</b>	<b>1</b>

#### Muskuloskelettale Punktionen:

Sensitivität:	<b>0,89</b>
Spezifität:	<b>1</b>
Positiver Vorhersagewert:	<b>1</b>
Negativer Vorhersagewert:	<b>0,83</b>
Treffericherheit:	<b>0,93</b>
Erfolgsrate:	<b>0,82</b>

**Korrelation nach Pearson:** siehe Tabelle 8

***Tabelle 8: Korrelationen***

Zusammenhang zwischen	Richtig Positiv / Richtig Negativ	Falsch Negativ
Punktionsdauer / Punktionsweg	<b>0,11</b>	<b>0,37</b>
Punktionsdauer / Läsionsgröße	<b>-0,20</b>	<b>-0,28</b>
Punktionsdauer / KRV	<b>-0,085</b>	<b>-0,49</b>

## T-Test für unabhängige Stichproben

Es wurde die Signifikanz für die Punktionsdauer, den Punktionsweg, das KRV und die Läsionsgröße bei den richtig positiven/richtig negativen und falsch negativen Punktionen berechnet.

Hierbei zeigte nur der Punktionsweg einen signifikanten Unterschied (siehe Tabelle 9).

***Tabelle 9: Ergebnisse T-Test***

Untersuchter Parameter	Signifikanz
Punktionsdauer	<b>0,501</b>
Punktionsweg	<b>0,034</b>
Läsionsgröße	<b>0,104</b>
KRV	<b>0,894</b>

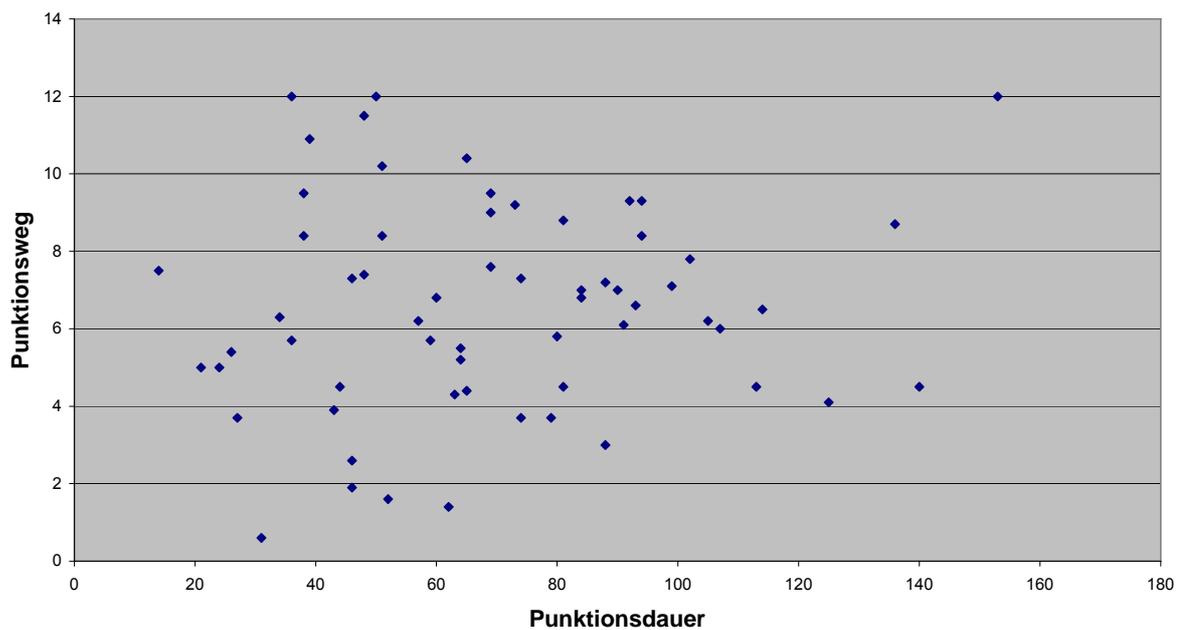
## 3.5 Befunde

### 3.5.1 Richtig positiv/Richtig negativ

62 von 67 Punktionen waren richtig positiv oder richtig negativ.

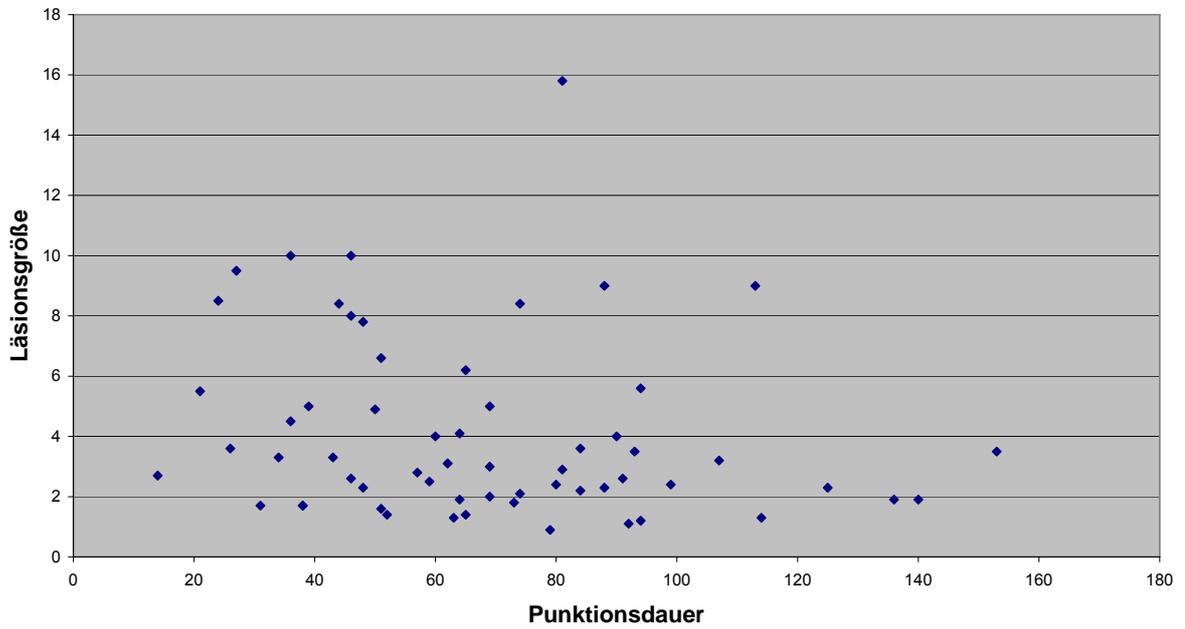
Die folgenden Diagramme zeigen den Zusammenhang zwischen Punktionsweg, Läsionsgröße und Kontrast zu Rausch Verhältnis zur Punktiondauer bei den richtig positiven/negativen Punktionen.

Diagramm 2: Zusammenhang Punktiondauer und Punktionsweg



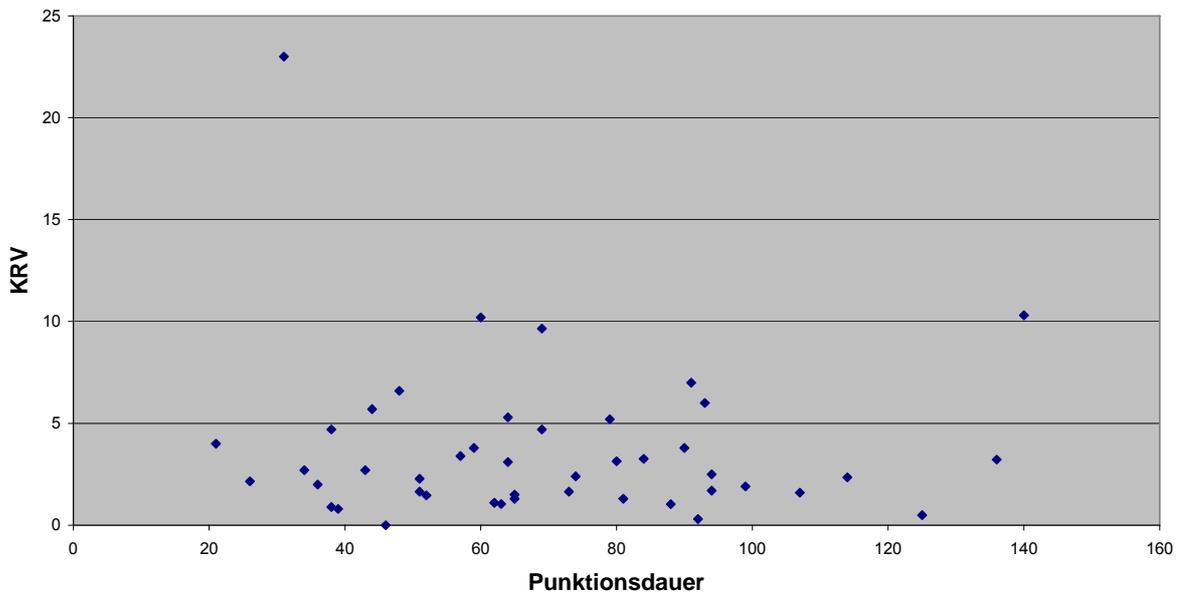
**Korrelation: 0,11**

**Diagramm 3: Zusammenhang Punktionsdauer und Läsionsgröße**



**Korrelation: -0,20**

**Diagramm 4: Zusammenhang Punktionsdauer und Kontrast/Rausch Verhältnis**



**Korrelation: -0,085**

Aus den Diagrammen (2-4) wird ersichtlich, dass die Punktionsdauer von keinem der 3 Parameter (Läsionsgröße, Punktionsweg, KRV) abhängt.

### 3.5.2 Falsch negative Befunde

5/67 Punktionen ergaben einen falsch negativen Befund (siehe Tabelle 10).

***Tabelle 10: Histologie und tatsächlicher Befund der falsch negativen Biopsien***

Fall	Histologisches Ergebnis	Tatsächlicher Befund
1	Callusgewebe	Langerhanszellhistiozytose
2	Fibrinöse Pleuritis	Mesotheliom
3	Leberzirrhose	Lymphom
4	Leberverfettung	Melanommetastase
5	Verschwielung	PE-Ca

### 3.5.3 Ursachen der falsch negativen Ergebnisse

#### **Fall 1:**

Punktion im Bereich des Acetabulums. Vorausgegangene Chemotherapie hatte zu Umbauvorgängen im Knochen geführt. Herd war wahrscheinlich eine Umbauzone und keine Infiltration der bekannten Langerhanszellhistiozytose.

#### **Fall 2:**

Es konnten nur 2 sehr kleine Stanzzyylinder gewonnen werden. Der Herd war mit einer max. Ausdehnung von 2,6cm klein. Das falsch negative Ergebnis, ist am ehesten auf die schlechte Qualität der Punktionszyylinder zurückzuführen.

Im Follow up zeigte sich in diesem Fall ein Mesotheliom. Durch die schlechte Qualität der Stanzzyylinder war die histologische Diagnose nicht möglich, da für die Diagnose eines Mesothelioms hochwertige Gewebeproben benötigt werden.

**Fall 3:**

Die Läsion war in der Bildgebung sichtbar, konnte jedoch in der Punktionssequenz nicht gegen das Leberparenchym abgegrenzt werden. Die Punktion erfolgte daher nach dem Vorbefund und Anhand anatomischer Leitstrukturen.

**Fall 4:**

In der Bildgebung klarer Befund (1,8cm), welcher nur im Randbereich getroffen wurde.

**Fall 5:**

In der Bildgebung großer maligner Befund, mit ausgeprägter entzündlicher Reaktion des umgebenden Gewebes. Biopsie erfolgte im Randbereich.

## **4 Diskussion**

### **4.1 MRT gesteuerte Punktionen**

Zur Durchführung von Punktionen, stehen heutzutage als bildgebende Verfahren die Sonographie, die Computertomographie, die Durchleuchtung und die Magnetresonanztomographie zur Verfügung. Die MRT wird seit Mitte der 80er Jahre für Punktionen verwendet. Anfangs beschränkten sich die MRT gesteuerten Punktionen auf die Leber, die Extremitäten und den HNO Bereich. Vorwiegend wurden Feinnadelaspirationbiopsien durchgeführt. In der Anfangszeit standen nur geschlossene MRT Systeme zur Verfügung. Diese haben den Nachteil, dass jede Korrektur der Punktionsnadelage außerhalb des Gerätes erfolgen muss. Der Zeitaufwand für eine Punktion ist sehr hoch und es besteht die Gefahr, dass durch die Bewegung am Patienten die Punktionsnadel bei der eigentlichen Biopsie nicht mehr korrekt platziert werden kann. Durch die Einführung offener MRT Systeme (z.B. Doughnut) Mitte der 90er Jahre wurde die MRT gesteuerte Punktion interessanter, da die offenen Systeme einen direkten Zugang zum Patienten ermöglichten. Weiterhin wurden neue Biopsiesysteme aus nichtferromagnetischen Materialien entwickelt. Durch diese Entwicklungen konnte der Anwendungsbereich MRT-gesteuerter Interventionen erheblich ausgeweitet werden [12, 13].

Punktionen mit offenen Geräten haben den Vorteil, dass der Patient während der gesamten Punktion im MR Gerät bleiben kann. Dies vereinfacht die Punktionen und verkürzt die Punktionsdauer.

Eine MRT-gesteuerte Punktion erfolgt bei Herden, die durch die Computertomographie oder den Ultraschall nicht dargestellt werden können oder eine starke Angulierung erfordern. Das sind zum Beispiel subdiaphragmal lokalisierte Läsionen in der Leber oder Nebennierentumoren. Aufgrund der multiplanaren Darstellung hat die MRT bei der Punktion solcher Läsionen Vorteile gegenüber der CT und dem US, da der Punktionsweg nicht durch

Lungengewebe erfolgt und somit ein Pneumothorax vermieden wird [14, 30, 49, 50].

Weitere Indikationen ergeben sich im pädiatrischen Bereich, da man durch den Einsatz der MRT eine Strahlenexposition vermeiden kann.

Im überwiegenden Teil der Fälle werden heutzutage mit Hilfe der MRT muskuloskeletale-, Leber- und Mammaläsionen punktiert [5, 13, 20, 22, 37, 40, 42, 43, 45, 58].

Aufgrund des hohen Weichteilkontrastes sind Leber- und Mammaläsionen besonders gut für die MRT gesteuerte Punktion geeignet.

Da in der MRT aufgrund des starken Magnetfeldes keine konventionellen Punktionssysteme verwendet werden können, wurden spezielle, nicht ferromagnetische Nadeln entwickelt, die aus einer Titan- oder Nickel-Chrom-Legierung bestehen. Der Vorteil dieser Legierungen besteht in sehr kleinen Suszeptibilitätsartefakten und einer geringen Beeinflussbarkeit des Materials durch das Magnetfeld. Titan hat im Vergleich zu Nickel-Chrom-Legierungen eine geringere Artefaktbreite [13].

Nachteile dieser Legierungen, sind die hohe Formbarkeit des weichen Materials, sowie die schlechtere Qualität der Punktionszylinder gegenüber konventionellen Systemen [27, 44].

Im Vergleich verschiedener Punktionssysteme konnte gezeigt werden, dass die Biopsie mit Koaxialsystemen der Feinnadel- und Stanzbiopsie hinsichtlich der Qualität der Gewebeproben überlegen ist [52, 54].

Bei dem in dieser Studie verwendeten Punktionssystem handelte, es sich um ein Koaxialsystem der Firma Bard mit einer Führungsnadel aus Titan und einer ferromagnetischen Punktionsnadel, welche zu qualitativ hochwertigeren Stanzzylindern, als ein reines Titansystem führt [30, 58]. Die Führungsnadel aus Titan wurde unter Sicht an den Herd platziert. Die Gewinnung des Stanzzylinders erfolgte außerhalb des MRT mit der ferromagnetischen Punktionsnadel.

Für die Knochenbiopsien wurde ein Knochenbiopsieset der Invivo Germany GmbH mit einem 4 mm Hartbohrer verwendet.

Die Darstellung der Punktionsnadel kann passiv oder aktiv erfolgen. Bei der aktiven Darstellung ist die Punktionsnadel gleichzeitig Empfangsspule. Dieses Verfahren ist sehr teuer und wird daher nur experimentell angewandt. Die passive Darstellung der Punktionsnadel beruht auf einer Signalauslöschung, die auch als Suszeptibilitätsartefakt bezeichnet wird. Die Artefaktgröße ist abhängig von der Feldstärke, der Sequenz und von dem Winkel, den die Punktionsnadel mit dem Grundmagnetfeld ( $B_0$ ) einschließt. Große Winkel zu  $B_0$  bedingen breitere Signalauslöschungen, als kleinere Winkel. Hohe Feldstärken und Gradientenechosequenzen sind artefaktanfälliger [13, 25].

Die parallele Lage der Punktionsnadel zum Grundmagnetfeld bewirkt eine breite Signalauslöschung im Bereich der Nadelspitze. Bei senkrechter Lage zum Grundmagnetfeld tritt die Signalauslöschung vor allem im Bereich des Nadelschaftes auf [25]. Diese Signalauslöschungen können dazu führen, dass eine kleine Läsion vom Artefakt der Nadel, in Abhängigkeit von Magnetfeldorientierung, Feldstärke und Sequenz, verdeckt wird. Unter Beachtung dieser Grundsätze, sind bei richtiger Platzierung der Punktionsnadel auch Punktionen von Herden kleiner 1cm möglich.

In der Magnetresonanztomographie werden zur besseren Visualisierung unspezifische und spezifische KM angewandt. Mit spezifischen Kontrastmitteln (z.B. Resovist®) kann unter anderem eine dauerhafte Kontrastierung von Leberherden erreicht werden [24]. Dies ermöglicht, selbst bei zeitlich aufwendigeren Bildsequenzen, eine sichere Visualisierung suspekter Herde.

Die Anwendung eines unspezifischen Kontrastmittels (Gd-DTPA) bewirkt vorwiegend eine Verkürzung der T1 und T2 Relaxationszeit und damit eine Veränderung der Signalintensitäten. Die Punktion einer Raumforderung kann in einigen Fällen durch die Gabe eines KM erleichtert werden, wenn die Raumforderung ohne KM nicht darzustellen ist. Im Unterschied zu den jodhaltigen KM im CT, sind die KM in der MRT besser verträglich und führen nur in Einzelfällen zu einer allergischen Reaktion.

In dieser Studie wurde bei 67/70 Punktionen (Erfolgsrate 96%) ein verwertbarer histologischer Befund erhoben. Die Erfolgsrate liegt damit im oberen Bereich der bisher in der Literatur beschriebenen Erfolgsraten bei MRT gesteuerten Punktionen, welche im Bereich von 62,5% bis 100% liegen [6, 12, 22, 26, 30, 35, 40, 44, 49].

Die Auswahlkriterien der zu punktierenden Patienten unterschieden sich nicht von denen in der Literatur beschriebenen. Hierzu gehörten Läsionen welche in der Computertomographie oder Sonographie schlecht oder gar nicht zu visualisieren waren und zur Vermeidung einer Strahlenexposition Punktionen in der Pädiatrie [6, 13, 44, 57].

Ein weiterer Vorteil der MRT, die Schnittebenen frei wählen zu können, führt zu einer größeren Sicherheit bei Punktionen, welche eine starke Angulierung erfordern. Der Punktionsweg kann in solchen Fällen im MRT, im Unterschied zur CT und zum US, vollständig in einer Schicht abgebildet werden [13, 42, 58]. Komplikationen während MRT-gesteuerter Punktionen treten selten auf. Bei den 70 in dieser Studie durchgeführten Punktionen kam es während einer transthorakalen Punktion zu einer Tumorblutung, welche sich konservativ beherrschen ließ. In einer Studie von Lewin [30], bei der die Punktionen ebenfalls an einem Magnetom Open, Siemens (Erlangen) durchgeführt worden, trat bei 95 Punktionen keine Komplikation auf.

Am häufigsten werden in der Literatur lokale Blutungen, vasovagale Reaktionen und Pneumothoraces als Komplikationen beschrieben [22, 26, 42, 49].

Bei den 67 erfolgreichen Punktionen betrug die Treffsicherheit 93%, die Sensitivität 88% und die Spezifität 100%.

Im Vergleich mit anderen Studien, bei denen die Sensitivität zwischen 75% und 100% und die Spezifität zwischen 83% und 100% lag, liegen die Ergebnisse dieser Studie im oberen Bereich der bisher publizierten Ergebnisse [30, 40, 42, 58].

Es wurde kein statistisch signifikanter Parameter gefunden, welcher das Auftreten falsch negativer Punktionen erklären könnte. Die Parameter

Punktionsdauer und Kontrast zu Rausch Verhältnis zeigten keinen signifikanten Unterschied. Der Unterschied des Mittelwertes der Läsionsgrößen bei richtig positiven, -negativen (4cm) und falsch negativen (2,86cm) Punktionen zeigte ebenfalls keinen signifikanten Unterschied. 32 Läsionen der richtig positiven und richtig negativen Ergebnisse waren kleiner als 3 cm und lagen somit im gleichen Größenbereich, wie die 5 falsch negativen Punktionen.

Diese Ergebnisse belegen, dass bei einer Punktion sehr kleiner Herde, im Gegensatz zu größeren Herden, ein höheres Risiko besteht ein falsch negatives Ergebnis zu erhalten.

Die Länge des Punktionsweges zwischen richtig positiven/richtig negativen und falsch negativen Punktionen zeigte in dieser Studie einen signifikanten Unterschied.

Überraschend war, dass bei den falsch negativen Punktionen ausschließlich kurze Punktionswege vorlagen. Aus der klinischen Erfahrung wäre das Gegenteil zu erwarten gewesen. Ein kurzer Punktionsweg hat den Vorteil einer einfacheren Platzierung der Nadel im Herd, einer geringeren Komplikationsrate und vereinfacht die Durchführung der Punktion [13]. Aufgrund der kleinen Fallzahl ist die statistische Aussagekraft jedoch eingeschränkt.

Die Gründe für nicht erfolgreiche MRT gesteuerte Punktionen sind vielfältig. Die am häufigsten in der Literatur beschriebenen sind: eine unzureichende Biopsie, eine nicht adäquate Punktionssequenz und eine nicht ausreichende Größe des zu punktierenden Herdes [13, 25, 26, 30, 42, 44].

In dieser Studie gehörten zu den Ursachen für die falsch negativen Punktionen:

- die Läsionsgröße (4 Herde waren kleiner als 3cm)
- in 2 Fällen Punktionen im Randbereich der Läsion
- in einem Fall Umbauvorgänge des Gewebes nach Chemotherapie und damit mangelnde Aussagefähigkeit des gewonnenen Materials

- in einem Fall eine nicht ausreichende Menge an gewonnenem Material zur Unterscheidung zwischen einer Pleuraschwiele und einem Pleuramesotheliom.

Es fand sich in dieser Studie kein statistisch signifikanter Parameter, für das Zustandekommen falsch negativer Befunde.

Der Erfolg einer MRT gesteuerten Punktion ist von vielen Faktoren abhängig, zu den wichtigsten gehören: Vermeidung einer Punktion von Herden kleiner 1 cm, Wahl der Punktionssequenz (präzise Darstellung der zu punktierenden Läsion), Wahl des Punktionsystems (koaxiale Systeme sind der reinen Stanzbiopsie und Feinnadelaspirationsbiopsie überlegen), Erfahrung des durchführenden Arztes und das verwendete MRT-System (offene Systeme ermöglichen einen leichteren Zugang zum Patienten, haben jedoch den Nachteil eines schlechteren Signal zu Rausch Verhältnisses im Vergleich zu geschlossenen Systemen).

Die Wahl der Punktionssequenzen erfolgte so, dass der zu punktierende Herd optimal dargestellt wurde und die Biopsienadeln geringe Artefakte verursachten. Es wird in der Literatur berichtet, dass man Läsionen, die kleiner als 1cm sind mit dem MRT nicht punktieren sollte, da es bei solch kleinen Läsionen zu einer Maskierung derselben durch das Nadelartefakt kommen kann [12]. Die komplette Verdeckung eines Herdes durch das Punktionsnadelartefakt wurde in den durchgeführten Punktionen dieser Studie nicht beobachtet.

Erschwert waren die Punktionen von Herden, die nur durch eine zweifache Angulation erreicht und Herden die nur durch KM sichtbar gemacht werden konnten. In den Fällen, in denen Kontrastmittel gegeben wurde, lag die Treffsicherheit bei 87%.

Die MR gesteuerte Punktion geht mit einer hohen Treffsicherheit und geringen Komplikationsraten einher. Sie ist daher das Mittel der ersten Wahl zur Gewinnung von Gewebeproben bei suspekten Herden, welche mit Hilfe des CT oder US nicht dargestellt oder nicht punktiert werden können.

## 4.2 Leberpunktionen

Rund 50% der durchgeführten Punktionen waren Leberpunktionen (34/70). Gründe hierfür sind die hohe Rate an unklaren Raumforderungen in diesem Organ und die Tatsache, dass viele dieser Raumforderungen nur mittels MRT dargestellt werden können. Hauptgrund hierfür ist der bessere Weichteilkontrast der MRT im Vergleich zur CT und zum US.

Bisher liegen nur wenige Arbeiten mit mehr als 30 Leberpunktionen vor. In einer Studie von Zangos et.al. wurden 47 Leberpunktionen, ebenfalls an einem Magnetom OPEN (Siemens, Erlangen), mit einem reinen koaxialen Titan-Punktionssystem durchgeführt. Die Erfolgsrate lag bei 89,3%, die Spezifität bei 100% und die Sensitivität bei 87%. Komplikationen traten nicht auf. In der hier vorliegenden Studie wurden 34 Leberpunktionen an einem baugleichen Gerät durchgeführt. Es wurde ein koaxiales Punktionssystem verwendet, bei welchem die Biopsienadel ferromagnetisch ist. Hierbei betrug die Erfolgsrate 100%, die Sensitivität 90% und die Spezifität 100%. Die besseren Ergebnisse unserer Studie lassen sich am ehesten mit der Verwendung der ferromagnetischen Biopsienadel, welche hochwertigere Stanzzyylinder liefert, erklären.

Eine Studie von Salomonowitz [42], bei der 42 Leberpunktionen, an einem geschlossenen 1,5 T MR- Gerät (Gyrosan, Phillips), mit Feinnadelaspirations- und Schneidebiopsien durchgeführt wurden, betrug die Erfolgsrate 92,9%, die Sensitivität 93,8% und die Spezifität 90%. Die guten Ergebnisse sind in diesem Fall mit der Kombination aus Feinnadelaspirations- und Schneidebiopsie zu erklären, da in jedem Fall 2 Punktionen durchgeführt wurden. In dieser Studie trat als Komplikation eine lokale Blutung auf, welche sich konservativ beherrschen ließ.

Die Ergebnisse der Studien zeigen, dass Leberpunktionen mittels MRT erfolgreich und komplikationsarm durchgeführt werden können. Der Erfolg einer Leberpunktion ist unabhängig von der Verwendung eines offenen oder geschlossenen Systems. Vorteil des offenen Gerätes ist, der bessere Zugang zum Patienten und damit eine einfachere Handhabung der Punktion. Vorteil des

geschlossenen Systems ist, die höhere Ortsauflösung und die hieraus resultierende bessere Visualisierung suspekter Herde.

Die Erfolgsraten bei MRT gesteuerten Leberpunktionen liegen in der Literatur zwischen 65% und 96% [6, 35, 58].

MRT - gesteuerte Punktionen von Leberherden sind eine sehr sichere Methode, bei der Erfolgsraten von über 90% erreicht werden können. Das Mittel der ersten Wahl zur Gewinnung von Gewebeproben bei Leberherden, welche im CT oder US nicht oder nur unzureichend dargestellt werden können, ist die MRT gesteuerte Punktion. Des Weiteren wird sie bei Leberherden eingesetzt, welche mit anderen Verfahren nicht sicher punktiert werden können (subdiaphragmale Herde).

#### **4.2.1 Vergleich von CT, US und MRT bei Leberpunktionen**

Leberpunktionen sind mit dem MRT, CT oder US möglich. Je nach Lage und Visualisierbarkeit des zu punktierenden Herdes kann zwischen den verschiedenen Verfahren gewählt werden. Die Punktion von Herden in den Segmenten 7, 8 und 4a, ist wegen häufiger Darmgasüberlagerung mit dem US erschwert. Die Indikationen für US -gesteuerte Punktionen waren früher große, gut darstellbare, oberflächliche Herde, die mit diesem Verfahren schnell und kostengünstig punktiert werden konnten [5]. Durch die Weiterentwicklung von US-Geräten, können heutzutage bereits Läsionen, die kleiner als 10mm sind, erfolgreich punktiert werden. In einer Studie, bei der Läsionen kleiner 10mm US-gesteuert punktiert wurden, lagen die Werte für Sensitivität, Spezifität und den negativen Vorhersagewert bei 91%, 100% und 91% [8].

Die CT gesteuerte Punktion ist für alle Leberherde, welche nicht mit dem US punktiert werden können, die erste Wahl. Nachteile sind hierbei die Strahlenexposition des Patienten und die zum Teil schwierige Angulierung.

Die MRT gesteuerte Punktion ist für alle Läsionen die erste Wahl, welche mit den anderen Systemen nicht dargestellt oder erreicht werden können. Nachteile der MRT sind die hohen Systemkosten, die geringe Verfügbarkeit von offenen,

interventionstauglichen MRT Systemen und Ärzten, welche Erfahrung in der MRT gesteuerten Punktion haben [21, 58].

In vergleichenden Studien konnte gezeigt werden, dass die Erfolgsraten und Sensitivitäten bei Punktionen mit Hilfe der CT (0,67/0,91), des US (0,61/0,96) und der MRT (0,61/0,87) für keine der Methoden eine signifikante Überlegenheit zeigen [17, 48, 58]. Komplikationen treten bei allen Verfahren sehr selten auf. Am häufigsten kommt es zu lokalen Blutungen, welche sich meist konservativ beherrschen lassen [3, 14, 37, 42]. Bei der Auswertung von 6.800 CT-gesteuerten Feinnadelaspirationsbiopsien kam es nur in 0,4% der Fälle zu einer Komplikation [21].

Da mittels MRT, im Vergleich zum CT und US, nur sehr wenige Punktionen durchgeführt werden, sind Auswertungen über Komplikationen mit großen Patientenkollektiven nicht möglich. Aus den vorhandenen Daten kann jedoch auf eine so geringe Komplikationsrate, wie bei CT gesteuerten Punktionen geschlossen werden.

### **4.3 Punktionen am Bewegungs- und Stützapparat**

Neben Leberherden werden mit Hilfe der MRT, am häufigsten Herde des Bewegungs- und Stützapparates punktiert. Bei medullären Herden ist die MRT die Methode der ersten Wahl, weil sich viele dieser Herde oft nur im MRT darstellen lassen.

Ein Vergleich der bisher veröffentlichten Arbeiten ist nur mit Einschränkung möglich, da es zur Punktion muskuloskelettaler Läsionen, hinsichtlich Erfolgsraten und Treffsicherheit, nur wenige bisher veröffentlichte Studien, mit zumeist kleinen Patientenkollektiven (größtenteils < 20 Punktionen) gibt.

In der hier vorliegenden Studie wurden 18 Herde am muskuloskelettalen System punktiert. Zur Punktion der Knochenläsionen wurde ein koaxiales Knochenbiopsieset der Invivo Germany GmbH; Schwerin verwendet. Bei 3 Punktionen der Wirbelsäule, konnte das gewonnene Material aufgrund nicht ausreichender Gewebeproben, durch den Pathologen nicht verwertet werden.

Die Erfolgsrate der muskuloskelettalen Punktionen betrug 82%. In der Literatur werden bei MRT gesteuerten muskuloskelettalen Punktionen Erfolgsraten zwischen 84% und 100% beschrieben [6, 14, 39, 40,41, 44, 46]. Die Sensitivität betrug in unserer Studie 89%, die Spezifität 100%. Bei Parkkola et al. [40] und Pretzsch et al. [41] betragen bei Studienkollektiven von 36 bzw. 31 Personen die Werte für die Sensitivität 100% und 83%, sowie für die Spezifität 85% und 76%. Hierbei wurde in der Studie von Parkkola et al. ein 0,23 T Open MRT und bei Pretzsch et al. ein 0,5 T Open „Doppel-Doughnut“ MRT mit aktiven, optischen Lokalisationssystem zur Punktion benutzt. Außerdem verwandten Pretzsch et al. bei jeder Punktion Kontrastmittel.

Eine klare Aussage zur Überlegenheit einer bestimmten technischen Ausstattung zur Bildgebung und Punktion, lässt sich in Anbetracht der geringen publizierten Fallzahlen, unter Berücksichtigung der heterogen zusammengesetzten Patientenkollektive, derzeit nicht treffen.

Bei Sequeiros et al. [46] konnte gezeigt werden, dass eine Kombination aus Stanzbiopsy und FNA, keinen Vorteil hinsichtlich der alleinigen Stanzbiopsy hatte, da nur in der Hälfte der Fälle durch die FNA das Ergebnis der Stanzbiopsy bestätigt werden konnte.

#### **4.3.1 Vergleich von CT, US und MRT bei Punktionen am Bewegungs- und Stützapparat**

Es ist in der Literatur belegt, dass die Punktion medullärer Herde mit der MRT, durch den im Vergleich zum CT und US besseren Weichteilkontrast, mit Erfolgsraten von über 80% durchgeführt werden kann. Gerade bei Kindern mit Sarkomen, stellt die MRT gesteuerte Punktion intramedullärer Herde, eine sichere Alternative zur Histologiegewinnung dar [44].

Bei extraossären Knochentumoren über 2 cm Größe, ist der US das Mittel der ersten Wahl [38]. In der Studie von Schulte et al. [45] erfolgte bei 168 Patienten mit muskuloskelettalen Läsionen eine Punktion unter

farbdopplersonographischer Kontrolle, mit einer Sensitivität von 95%, einer Spezifität von 100% und einer Genauigkeit von 97%.

Neben dem interventionellem US, ist die interventionelle CT das am häufigsten angewandte Verfahren, bei der Punktion muskuloskelettaler Läsionen. Dies liegt zum einem an der hohen Bildqualität knöcherner Läsionen im CT und zum anderen an der weiten Verbreitung dieses bildgebenden Systems im Gegensatz zur MRT. Bei Duda et al. [11] konnte bei 100 CT gesteuerten Knochenbiopsien gezeigt werden, dass auf Malignität verdächtige Läsionen mit 82% Genauigkeit eine deutlich bessere diagnostische Quote aufweisen als benigne Läsionen, bei denen die Genauigkeit nur 50% betrug. Ebenso ist die diagnostische Quote bei osteolytischen (92%), gegenüber osteoplastischen (80%) Läsionen, deutlich besser. Für die MRT wurden Vergleiche für größere Patientenkollektive bisher nicht beschrieben. Bei Pretzsch et al. [41] lag bei 31 Knochenpunktionen die Genauigkeit für maligne Läsionen bei 85% und für benigne Läsionen bei 76%.

In der hier vorliegenden Studie, betrug die Genauigkeit bei 11 reinen Knochenpunktionen für maligne Läsionen 100% und für benigne Läsionen 66%. Nach diesen Ergebnissen ist anzunehmen, dass benigne knöcherner Läsionen mit Hilfe einer MRT gesteuerten Punktion besser diagnostiziert werden können, als durch eine CT gesteuerte Punktion. Dies liegt am ehesten an der besseren Kontrastierung von Weichteilgewebe im MRT, aus welchem die meisten benignen Läsionen bestehen. Die Aussagekraft ist jedoch, aufgrund der geringen Fallzahl, stark eingeschränkt.

In der Literatur werden bei muskuloskelettalen Punktionen mit US, CT und MRT, nur sehr wenige und ausschließlich nicht interventionsbedürftige Komplikationen erwähnt, vor allem lokale Blutungen [41].

#### **4.4 Vergleich mit anderen bildgebenden interventionellen Verfahren**

Beim Vergleich der wichtigsten interventionellen bildgebenden Verfahren (CT, US, MRT), muss der Einsatz der jeweiligen Methode sehr differenziert betrachtet werden. Vorteile der MRT sind der gute Weichteilkontrast, die fehlende Strahlenbelastung und die frei wählbare Schnittebene. Nachteile sind die fehlende Echtzeitdarstellung, der Qualitätsverlust bei schnellen Sequenzen, die hohen Systemkosten, der erhöhte Zeitaufwand, eingeschränkte Platzverhältnisse und der Ausschluss von Patienten mit Herzschrittmachern und spezifischen implantierten ferromagnetischen Materialien [13, 21, 30].

Die MRT gesteuerte Punktion ist daher auf spezifische Fragestellungen beschränkt. Hierzu gehören Prozesse, die nur durch das MRT sichtbar gemacht werden können, Punktionen bei Kindern, zur Vermeidung einer Strahlenexposition und Punktionen, bei denen im US und CT der komplette Punktionsweg nicht in einer Ebene dargestellt werden kann.

Vorteile der CT sind: die hohe anatomische Auflösung, die übersichtliche Darstellung und die Möglichkeit stereotaktische Verfahren anzuwenden. Nachteile liegen im limitierten Weichteilkontrast, der Strahlenbelastung und der fehlenden Möglichkeit einer multiplanaren Projektion [21].

Bei Punktionen der Lunge ist die CT das Mittel der Wahl, da die Kontraste eines luftgefüllten Raumes besser dargestellt werden können, als mit anderen Verfahren [10].

Vorteile der Sonographie sind die niedrigen Systemkosten, die fehlende Strahlenbelastung und die Möglichkeit eine Punktion in Echtzeit durchführen zu können. Nachteile sind die limitierte räumliche Auflösung, der mäßige Weichteilkontrast, das kleine Untersuchungsfeld und die fehlende Darstellung luft- und knochenhaltiger Strukturen [21, 58].

#### **4.4.1 Vergleich von MRT- und CT-gesteuerten Punktionen**

In Studien über CT gesteuerte Punktionen wurden meist um den Faktor 10 größere Patientenkollektive untersucht, als bei MRT gesteuerten Punktionen. Gründe hierfür sind: die größere Anzahl an Computertomographen, die leichtere Handhabung der Punktion im CT und der geringere Zeitaufwand. In der Literatur werden die Erfolgsraten beim CT mit 72% bis 98% und beim MRT mit 62,5% bis 100% angegeben. Die Werte für die Sensitivität beim CT liegen zwischen 78% und 82%, beim MRT zwischen 75% und 100% und für die Spezifität beim CT bei 100% und beim MRT zwischen 83% und 100% [1, 2, 6, 10, 22, 26, 30, 33, 35, 40, 42, 44, 49, 54, 48].

Die Komplikationsraten (am häufigsten lokale Blutungen, Pneumothoraces) sind bei beiden Verfahren gering. Sie liegen bei CT- und MRT- gesteuerten Punktionen im Bereich von 1% bis 3%. Eine Ausnahme bildet die Punktion von pulmonalen Herden. Diese werden hauptsächlich, aufgrund der guten Darstellung luftgefüllter Räume durch Röntgenstrahlen, CT-gesteuert punktiert. Bei diesen Punktionen kommt es in 20% bis 30% der Fälle zu Pneumothoraces [54, 56].

In 0,003% bis 0,031% aller Fälle treten bei CT-gesteuerten Punktionen schwerwiegende Komplikationen (schwere Blutung, Tod) auf [48].

Für MRT gesteuerte Punktionen liegen bisher keine Zahlen, zur Häufigkeit, des Auftretens schwerwiegender Komplikationen vor. Dies liegt an den geringen Fallzahlen. Es kann jedoch eine ähnlich geringe Rate, wie bei den CT gesteuerten Punktionen angenommen werden.

#### **4.4.2 Vergleich von MRT- und US-gesteuerten Punktionen**

US-gesteuerte Punktionen sind die am häufigsten durchgeführten Punktionen. Dies liegt an der weiten Verbreitung, dem geringen Zeitaufwand, der einfachen Handhabung und den geringen Kosten dieses Verfahrens. Ein weiterer Vorteil

ist die Anwendung des Farbdopplers, welcher bei Tumoren nekrotisches von vitalem Gewebe unterscheiden kann und damit zu einer höheren Genauigkeit führt [20]. Am häufigsten werden mit Hilfe des Ultraschalls diagnostische Punktionen von Schilddrüse, Lymphknoten, Nieren, Leber und extramedullären Knochentumoren durchgeführt. Die Werte für Erfolgsrate, Spezifität und Sensitivität liegen zwischen 90% und 100% [8, 19, 32, 38, 45, 53]. Durch die Weiterentwicklung der Ultraschalltechnologie können heutzutage viele Läsionen, bei denen früher die Punktion nur mittels CT oder MRT möglich war, punktiert werden. Das MRT ist zur Punktion indiziert, wenn ein Herd mit dem US oder CT nicht dargestellt bzw. nicht erreicht werden kann. Die Erfolgsraten MRT- und US gesteuerter Punktionen unterscheiden sich bei vergleichbaren Herden nicht signifikant.

## 4.5 Neue Verfahren

Es wird versucht mit Hilfe von Punktionsrobotern die Treffsicherheit und Erfolgsrate von MRT - gesteuerten Punktionen zu erhöhen. Erste Tests an Phantomen sind sehr viel versprechend, da die Präzision der Punktion mit Hilfe dieser Roboter erhöht werden kann [17].

Weitere Forschergruppen beschäftigen sich mit der Integration von Neuronavigation und MRT [36]. Dieses Verfahren wird vor allem in der Neurochirurgie, bei der Operation von Hirntumoren, angewandt. Zur weiteren Vereinfachung MRT-gesteuerter Punktionen wurden neue Spulen entwickelt, welche ohne Kabel funktionieren und sterilisiert werden können [59]. Diese haben noch den entscheidenden Nachteil einer zu geringen Eindringtiefe in das Gewebe.

Ein Ende der Entwicklung im Bereich des interventionellen MRT ist noch nicht abzusehen.

Abschließend ist zu sagen, dass Punktionen mit Hilfe des MRT erfolgreich durchgeführt werden können und hinsichtlich Spezifität, Sensitivität, Treffsicherheit und Erfolgsrate keinen signifikanten Unterschied zu CT- oder US gesteuerten Punktionen aufweisen. Komplikationen treten selten auf und sind meist konservativ zu beherrschen.

## 5 Zusammenfassung

Seit Einführung der Computertomographie in die radiologische Diagnostik gilt die CT gesteuerte Punktion als etablierte Methode zur Histologiegewinnung. Die CT gesteuerte Punktion ist in der Hand des Geübten ein schnelles und komplikationsarmes Verfahren zur Histologiegewinnung. Sie gilt vor allem in den anatomischen Regionen als die Methode der 1. Wahl, die der ultraschallgesteuerten Gewebeentnahme nicht oder nur schwer zugänglich sind wie z.B. Punktionen der Lunge, des Mediastinums, der tiefen Abdominalstrukturen oder durch kompakten Knochen verdeckte Prozesse. Im Unterschied zur Ultraschalldiagnostik kann schnell das komplette Ausmaß von Komplikationen (i.e.L. Blutungen) dargestellt werden. Limitationen CT gesteuerter Punktionen bestehen in den Fällen, wo der Punktionsweg eine Einfach- oder Doppelangulation erfordert.

Mit der Einführung der Magnetresonanztomographie Anfang der 80er Jahre stand zum ersten Mal ein multiplanares Schnittbildverfahren zu Verfügung, dass jede beliebige Schichtorientierung ermöglichte. Nachteilig waren die lange Messdauer und der erschwerte Patientenzugang sowie die Inkompatibilität konventioneller ferromagnetischer Punktionssysteme. Erst mit der Entwicklung offener MRT-Systeme, schneller Bildsequenzen sowie MR-tauglicher, nicht ferromagnetischer Punktionssysteme Mitte der 90er Jahre kam es zu einem schwunghaften Anstieg MRT-gesteuerter Punktionen.

Dabei wird in der Literatur schwerpunktmäßig von Punktionen der Leber, der Mamma und des muskuloskelettalen System berichtet. Grund dafür ist v. a. die durch den höheren Weichteilkontrast der MRT bedingte, verbesserte Sensitivität. Das Ziel dieser Studie war es, Sensitivität, Spezifität, und Erfolgsrate MRT-gesteuerter Punktionen eines großen Patientenkollektives zu bestimmen und diese mit denen CT- und US-gesteuerten Punktionen zu vergleichen.

Es wurden insgesamt 70 Punktionen durchgeführt. Die Patienten waren zwischen 2 und 83 Jahre alt (Durchschnitt 56J.). Das Punktionssystem bestand

aus einer Titan-Koaxialnadel und einer ferromagnetischen Punktionsnadel. Der Vorteil dieses Punktionsystems gegenüber einem reinen Titansystem ist die höhere Qualität der Punktionszylinder. Ein Nachteil ist, dass die Punktion außerhalb des MRT-Systems erfolgen muss.

Ewa 50% der MRT-gesteuerten Punktionen entfielen auf die Leber. Knochenpunktionen wurden in 21% der Punktionen durchgeführt. Hierzu wurde ein Knochenbiopsieset mit Bohrer benutzt.

Die übrigen Punktionen verteilten sich auf Thorax, den Abdominalraum ohne Leber sowie den Kopf/Hals Bereich.

Die technische Erfolgsrate lag bei 96%, in drei Fällen war das gewonnene Material nicht repräsentativ, die Sensitivität bestimmte sich mit 88% bei einer Spezifität von 100%.

Diese Ergebnisse liegen in der Größenordnung CT- und Ultraschallgesteuerter Punktionen. Berücksichtigt werden muss in diesem Zusammenhang die Tatsache, dass die Indikation zu MRT-gesteuerten Punktionen sich in den meisten Fällen aus der fehlenden Visualisierung der Herdbefunde im CT bzw. der komplexen anatomische Lage ableitete.

Hinsichtlich der Komplikationen sind die Ergebnisse vorliegender Studie mit denen CT gesteuerter Punktionen vergleichbar, hier liegt die in der Literatur beschriebene Komplikationsrate CT gesteuerter Punktionen zwischen 1% und 3%. In dem vorliegenden Kollektiv trat lediglich eine konservativ zu beherrschende Blutung bei einer mediastinalen Punktion auf.

Vergleicht man die Anzahl richtig positiver Histologien mit denen falsch negativer hinsichtlich der Dauer der Intervention, der Visualisierbarkeit der Läsionen gegeben als der Kontrastunterschied der Läsion zum Umgebungsrauschen (Kontrast/Rausch Verhältnis) sowie hinsichtlich des Kriteriums einer Doppel- oder Einfachangulierung, so zeigten sich keine signifikanten Unterschiede, was erwartungsgemäß in der geringen Anzahl falsch negativer Befunde begründet ist. Ursächlich für falsch negative Befunde waren vielmehr der geringe Durchmesser der Läsionen (4 Herdbefunde < 3 cm) sowie Punktionen im Randbereich maligner Läsionen (N=2).

Im Vergleich zur CT- und Ultraschallgesteuerten Punktion muss die durchschnittlich längere Raumzeit und geringere Verfügbarkeit von interventionstauglichen MRT-Systemen beachtet werden.

Die Visualisierung der Punktionsnadel in der MRT stellte insofern ein Problem dar, als je nach Lage der Punktionsnadel zum Hauptmagnetfeld unterschiedlich große Suszeptibilitätsartefakte resultieren. Diese Suszeptibilitätsartefakte waren abhängig von der Magnetfeldstärke, der Punktionssequenz und der Orientierung der Punktionsnadel zum Magnetfeld. In dieser Studie wurden unter Beachtung dieser Parameter die Suszeptibilitätsartefakte so klein wie möglich gehalten, da große Suszeptibilitätsartefakte eine Punktion erschweren können. Durch die Entwicklung neuer Spulen, neuer Software zum schnelleren Erstellen von Bildern und von Punktionsrobotern wird die Durchführung von MRT gesteuerten Punktionen sicher weiter vereinfacht werden können.

Es ist daher davon auszugehen, dass in der Zukunft MRT gesteuerte Punktionen, mit geringem Zeitaufwand und hoher Sicherheit durchgeführt werden können.

## 6 Abkürzungsverzeichnis

MRT	Magnetresonanztomographie
CT	Computertomographie
US	Ultraschall
FNA	Feinnadelaspirationspunktion
KRV	Kontrast zu Rausch Verhältnis
Gd	Gadolinium

## 7 Literaturverzeichnis

1. **Agid, R.;** Sklair-Levy, M.; Bloom, A. I.; Liebermann, S.; Polliack, A.; Ben-Yehuda, D.; Sherman, Y.; Libson, E.:  
CT-guided Biopsy with Cutting-edge Needle for the Diagnosis of malignant Lymphoma: Experience of 267 Biopsies  
Clinical Radiology (2003) 58: 143-147
2. **Altuntas, A.O. et al:**  
Accuracy of CT-guided Core Needle Biopsy of Muskuloskelettal Tumors  
ANZ J. Surg. 2005; 75: 187-191
3. **Appelbaum, A.H.;** Kamba, T.T.; Cohen, A.S.; Qaisi, W.G.; Amirkhan, R.H.:  
Effectiveness and safety of image-directed biopsies: coaxial technique versus conventional fine-needle aspiration.  
South Med J. 2002 Feb;95(2):212-7.
4. **Balestreri, L.;** Morassut, S.; Bernardi, D.; Tavio, M; Salamini, R.; Gloghini, A.; Carbone, A.:  
Efficacy of CT-guided percutaneous needle biopsy in the diagnosis of malignant lymphoma at first presentation  
Journal of Clinical Imaging 29 (2005) 123-127
5. **Bölter, S.;** Roeren, T.; Egger, C.; Huslage, C.; Stamm, B.  
CT- und Ultraschall-gesteuerte Biopsien: Prospektiver Vergleich von Feinnadelpunktion und Stanzbiopsie bei 103 Patienten  
RÖFO 2000; 172:458-461
6. **Boll, D.T.;** Lewin, J.S.; Duerk, J.L.; Aschoff, A.J.; Merkle, E.M.:  
Comparison of MR imaging sequences for liver and head and neck interventions: is there a single optimal sequence for all purposes?  
Acad Radiol. 2004 May;11(5):506-15.
7. **Butts, K.;** Pauly, J.M.; Daniel, B.L.; Kee, S.; Norbash, A.:  
Management of Biopsy Needle Artifacts: Techniques for RF-Refocused MRI  
Journal of Magnetic Resonance Imaging 1999; 9: 586-595
8. **Caturelli, E.;** Ghittoni, G.; Roselli, P.; De Palo, M.; Anti, M.:  
Fine Needle Biopsy of focal liver Lesions: The Hepatologist point of view  
Liver Transplantation, Vol 10, No 2, Suppl 1 (February), 2004: pp S26-S29

9. **Copel, L.;** Sosna, J.; Kruskal, J.B.; Kane, R.A.:  
Ultrasound-guided percutaneous liver biopsy: indications, risks, and technique.  
Surg Technol Int. 2003;11:154-60.
10. **Costa, F.;** Marques, A.; Catarino, R.; Basso, S.; Estevao, A.; Barata, F.:  
CT-guided transthoracic biopsy: a study of 102 biopsies  
Rev. Port. Pneumologie, 2003 Nov; IX(5 Suppl 1) : 39-40
11. **Duda, S.H.;** Johst, U.; Krahmer, K.; Pereira, P.; König, C.; Schäfer, J.;  
Huppert, P.; Schott, U.;  
Böhm, P.; Claussen, C.D.  
Technik und Ergebnisse der perkutanen CT gesteuerten Knochenbiopsie  
Orthopäde (2001) 30:545-550
12. **Frahm, C.;** Gehl, H.B.; Weiss, H.D.; Roßberg, W.A.:  
Technik der MRT-gesteuerten Stanzbiopsie im Abdomen an einem  
offenen Niederfeldgerät: Durchführbarkeit und erste klinische Ergebnisse  
RÖFO 1996, 164(1): 62-67
13. **Gehl, H.B.;** Frahm, C.:  
MR-gesteuerte Biopsien  
Radiologe 1998; 38:194-199
14. **Genant, J.W.;** Vandevenne, J.E.; Bergmann, A.G.; Beaulieu, C.F.; Kee,  
S.T.; Norbash, A.M.; Lang, P.:  
Interventional Muskuloskeletal Procedures Performed by Using MR  
Imaging Guidance with a Vertically Open MR Unit: Assessment of  
Techniques an Applicability  
Radiology 2002; 223:127-136
15. **Gupta, S.;** Krishnamurthy, S.; Broemeling, L.D.; Morello, F.A.; Wallace,  
M.J.; Ahrar, K.; Madoff, D.C.; Murthy, R.; Hicks, M.E.:  
Small ( $\leq 2$ cm) Subpleural Pulmonary Lesions: Short-versus Long-Needle-  
Path CT-guided Biopsy – Comparison of Diagnostic Yields and  
Complications  
Radiology 2005; 234:631-637
16. **Hau, A.;** Kim, I.; Kattapuram, S.; Hornocek, F.J.; Rosenberg, A.E.;  
Gebhardt, M.C.; Mankin, H.J.:  
Accuracy of CT-guided biopsies in 359 patients with muskuloskeletal  
lesions.  
Skeletal Radiology 2002 Jun;31 (6):349-53
17. **Hempel, E.;** Fischer, H.; Gumb, L.; Hohn, T.; Krause, H.; Voges, U.;  
Breitwieser, H.; Gutmann, B.; Durke, J.; Bock, M.; Melzer, A.:  
An MRI-compatible surgical robot for precise radiological interventions.  
Comput Aided Surg. 2003;8(4):180-91

18. **Hesselmann, V.;** Zahringer, M.; Krug, B. Wesselmann, C.; Haferkamp, K.; Wickenhauser, C.; Lackner, K.:  
Computed-tomography-guided percutaneous core needle biopsies of suspected malignant lymphomas: impact of biopsy, lesion, and patient parameters on diagnostic yield.  
Acta Radiol. 2004 Oct;45(6):641-5.
19. **Hollerbach, S.;** Willert, J.; Topalidis, T.; Reiser, M.; Schmiegel, W.:  
Endoskopische ultrasound-guided fine-needle aspiration biopsy of liver lesions: histological and cytological assessment  
Endoscopy 2003 Sep; 35(9):743-749
20. **Kamran, A. et al.:**  
Percutaneous Ultrasound-guided Biopsy in the Definitive Diagnosis of Osteosarcoma  
J Vasc Interv Radiol 2004; 15: 1329-1333
21. **Kettenbach, J.;** Blum, M.; El-Rabadi, K.; Langenberger, H.; Happel, B.; Berger, J.; Ba-Ssalamah, A.:  
Perkutane Leberbiopsie: Übersicht über verschiedene Verfahren  
Radiologe 2005; 45:44-54
22. **König, C.W.;** Duda, S.H.; Trübenbach, J.; Schott, U.G.; Maurer, F.; Claussen, C.D.; Pereira, L.:  
MR-Guided Biopsy of Muskuloskeletal Lesions in a Low-Field System  
Journal of Magnetic Resonance Imaging 13:761-768 (2001)
23. **König, C.W.;** Trübenbach, J.; Böhm, P.; Fritz, J.; Duda, S.H.; Pereira, P.L.:  
Magnetic resonance guided transcortical biopsy of bone mark lesions using a magnetic resonance imaging-compatible piezoelectric power drill: preliminary experience.  
Invest. Radiol. 2003 Mar;38(3):159-163
24. **König, C.W.;** Trübenbach, J.; Fritz J.; Lauer, U.M.; Claussen, C.D.; Pereira, P.L.:  
Contrast enhanced MR-guided biopsy of hepatocellular carcinoma: a case report  
Abdom Imaging. 2004 Jan-Feb;29(1):71-6.
25. **Langen, H.J.;** Kugel, H.; Heindel, W.; Krahe, T.; Gieseke, J.; Lackner, K.:  
Lokalisierbarkeit von Punktionsnadeln in der MRT: Experimentelle Untersuchungen zur Präzision mittels Spin-Echo-Pulsfolgen bei 1,0 T  
RÖFO 1997; 167(5): 501-508
26. **Langen, H.J.;** Kugel, H.; Landwehr, P.:  
MR-guided core biopsy using a closed 1.0 T imager. First clinical results  
European Journal of Radiology; 41 (2002), 19-25

27. **Langen**, H.J.; Kugel, H.; Ortmann, M.; Noack, M.; du Mesnil de Rochement, R.; Landwehr, P.:  
Funktionsfähigkeit MR-kompatibler Biopsienadeln im Vergleich zu ferromagnetischen Biopsienadeln. In-vitro Untersuchungen  
RÖFO 2001; 173: 658-662
28. **Langen**, H.J.; Stützer, H.; Kugel, H.; Krug, B.; Heßelmann, V.; Schulte, O.; Walter, C.; Landwehr, P.:  
Päzision der Lokalisierbarkeit einer Punktionsnadel in der MRT – experimentelle Ergebnisse  
RÖFO 2000; 172: 922-926
29. **Langen**, H.J.; Kugel, H.; Grewe, S.; Gindele, A.; Landwehr, P.; Fischbach, R.:  
MR-Guided Biopsy Using Respiratory-Triggered High-Resolution T2-Weighted Sequences  
AJR 2000; 174: 834-836
30. **Lewin** J.S. et al. :  
Interactive MR Imaging-Guided Biopsy and Aspiration with a Modified Clinical C-Arm System  
AJR 1998; (170):1593-1601
31. **Lewin**, J.S.; Duerk, J.L.; Jain, V.R.; Petersilge, C.A.; Chao, C.P.; Haaga, J.R.:  
Needle Localization in MR-Guided Biopsy an Aspiration: Effects of Field Strength, Sequence Design, and Magnetic Field Orientation  
AJR 1996; 166: 1337-1345
32. **Lewis**, B.D.; Charboneau, J.W.; Reading, C.C.:  
Ultrasound guided Biopsy and Ablation in the Neck  
Ultrasound Quarterly, Vol. 18, No. 1, pp. 3-12, 2002
33. **Lis**, E.; Bilsky, M.H.; Pisinski, L.; Boland, P.; Healy J.H.; O'Malley, B.; Krol, G.:  
Percutaneous CT-Guided Biopsy of Osseous Lesion of the Spine om Patients with Known or Suspected Malignancy  
Am J Neuroradiology 25: 1583-1588, October 2004
34. **Liu**, H.; Martin, A.J.; Truwit, C.L.:  
Interventional MRI at High-Field (1,5T): Needle Artefacts  
JMRI 1998; 8: 214-219
35. **Lu**, D.S.K.; Lee, H.; Farahani, K.; Sinha, S.; Lufkin, R.:  
Biopsy of Hepatic Dome Lesions: Semi-Real-Time Coronal MR Guidance Technique  
AJR 1997; 168:737-739

36. **Moche, M.;** Schmitgen, A.; Schneider, J.P.; Bublat, M.; Schulz, T.; Voerke, C.; Trantakis, C.; Bennek, J.; Kahn, T.; Busse, H.:  
Erste klinische Erfahrungen mit einer erweiterten Eingriffsplanung und Navigation am interventionellen MRT  
Rofo. 2004 Jul;176(7):1013-20
  
37. **Neuerburg, J.M.;** Adam, G.; Hunter, D.:  
New Trends in Musculoskeletal Interventional Radiology: Percutaneous, MR\_Guided Skeletal Biopsy.  
Semin Musculoskelet Radiol. 1997;1(2):339-348.
  
38. **Nikolaidis, P.;** Silverman, S.G.;Cibas,E.; Vansonnenberg, E.; Rybicki, F.J.; Manola, J.B.; Tuncali, K.; Karshbaum, S.H.; Singer, S.; Fletcher, C.D.; Demetri, G.D.:  
Liposarcoma subtypes: identification with computed tomography and ultrasound-guided percutaneous needle biopsy.  
Eur Radiol. 2005 Feb;15(2):383-9. Epub 2004 Oct 6.
  
39. **Ojala, R.;** Sequeiros, R.B.; Klemola, R.; Vahala, E.; Jyrkinen, L.; Tervonen, O.:  
MR-guided Bone Biopsy: Preliminary Report of a New Guiding Method  
Journal of Magnetic Resonance Imaging 15:82-86 (2002)
  
40. **Parkkola, R.K.;** Mattila K,T,; Heikkila, J.T.; Ekfors, T.O.; Kallajoki, M.A.; Komu M.E.; Vaara, T.J.; Aro, H.T.:  
Dynamic contrast-enhanced MR imaging and MR-guided bone biopsy on a 0,23 T open imager  
Skeletal Radiology 2001 Nov;30(11):620-624
  
41. **Pretsch, M.;** Scholz, R.; Moche, M.; Thomas, M.; Tannapfel, A.; von Salis-Soglio, G.  
Muskuloskelettale Punktionen im offenen 0,5 T Kernspintomographen  
Z Orthop 2005; 143: 365-374
  
42. **Salomonowitz, E.:**  
MR-Imaging Guided Biopsy and Therapeutic Intervention in a Closed-Configuration Magnet: Single-Center Series of 361 Punctures  
AJR, 2001; 177:159-163
  
43. **Schmidt, A.J.;** Kee, S.T.; Sze, D.Y.; Daniel, B.L.; Razavi, M.K.; Semba, C.P.; Dake, M.D.:  
Diagnostic yield of MR-guided liver biopsies compared with CT- and US-guided liver biopsies.  
J Vasc Interv Radiol. 1999 Nov-Dec;10(10):1323-9.

44. **Schulz, T.;** Bennek, J.; Schneider, J.P.; Trobs, R.B.; Trantakis, C.; Bootz, F.; Scholz, R.; Tannapfel, A.; Hirsch, W.; Schmidt, F.; Kahn, T.:  
MRT-gestützte Interventionen bei Kindern  
RÖFO 2003; 175: 1673-1681
  
45. **Schulte, M.;** Heymer, B.; Sarkar, M.R.; Negri, G.; v. Baer, A.; Hartwig, E.  
Die farbdopplersonographisch gesteuerte Nadelbiopsie in der Diagnostik  
von Weichteil- und Knochentumoren  
Chirurg (1998) 69; 1059-1067
  
46. **Sequeiros, R.B.;** Klemola, R.; Ojala, R.; Jyrkinen, L.; Lappi-Blanco, E.;  
Soini, Y.; Tervonen, O.  
MRI – guided trephine biopsy and fine-needle aspiration in the diagnosis  
of bone lesions in  
Low field (0,23 T) MRI system using optical instrument tracking  
Eur Radiology (2002) 12:830-835
  
47. **Sequeiros, R.B.;** Ojala R.; Kariénimi J.; Perälä J.; Ninimäki J.;  
Reinikainen H.; Tervonen O.  
MR guided interventional procedures: A review  
Acta radiol 2005; 46: 576-586
  
48. **Sherman, P.M.;** Yousem, D.M.; Loevner, A.L.  
CT-Guided Aspirations in the Head and Neck: Assessment of the first 216  
Cases  
Am J Neuroradiology 25:1603-1607, October 2004
  
49. **Silverman, S.G.;** Collick, B.D.; Figueira, M.R.; Khorasani, R.; Adams,  
D.F.; Newman, R.W.; Topulos, G.P.; Jolesz, F.A.:  
Interactive MR-guided Biopsy in an Open-Configuration MR Imaging  
System  
Radiology 1995; 197:175-181
  
50. **Steiner, P.;** Schönberger, A.W.; Penner, E.A.; Erhart, P.; Debatin, J.F.;  
von Schulthess, G.K.; Kacel, G.M.:  
Interaktive, stereotaktische Interventionen im supraleitenden offenen 0,5  
Tesla MR-Tomographen  
RÖFO 1996, 165(3): 276-280
  
51. **Steiner, P.;** Erhart, P.; Heske, N.; Dumoulin, C.L.; von Schulthess, G.K.;  
Debatin, J.F.:  
Active Biplanar MR Tracking for Biopsies in Humans  
AJR 1997; 169: 735-738

52. **tenBerge, J. et al.:**  
EUS-guided fine needle aspiration of the liver: indications, yield, and safety based on an international survey of 167 cases  
Gastrointestinal Endoscopy, Volume 55, No.7, 2002
53. **Torrinai, M.; Etchebehere, M.; Amstalden E.M.I.:**  
Sonographically Guided Core Needle Biopsy of Bone and Soft Tissue Tumors  
J Ultrasound Med 21:275-281, 2002
54. **Wallace, M.J.; Krishnamurty, S.; Broemeling, L.D.; Gupta, S.; Ahrar, K.; Morello, F.A.; Hicks, M.E.:**  
CT-guided Percutaneous Fine-Needle Aspiration Biopsy of small ( $\leq 1$ cm) Pulmonary Lesions  
Radiology 2002; 225:823-828
55. **Wutke, R.; Schmid, A.; Fellner, F.; Horbach, T.; Kastl, S.; Papadopoulos, T.; Hohenberger, W.; Bautz, W.**  
CT-gesteuerte perkutane Schneidebiopsie: effektive Genauigkeit, diagnostischer Nutzen und effektive Kosten  
RÖFO 2001; 173: 1025-1033
56. **Yeow, K.M.; Su, I.H.; Pan, K.T.; Tsay, P.K.; Lui, K.W., Cheung, Y.C.; Chou, A.S.B.:**  
Risk Factors of Pneumothorax and Bleeding: Multivariate Analysis of 660 CT-guided Coaxial Cutting Needle Lung Biopsies  
Chest; 126/3 September, 2004
57. **Zangos, S.; Eichler, K.; Engelmann, K.; Ahmed, M.; Dettmer, S.; Herzog, C.; Pegios, W.; Wetter, A.; Lehnert, T.; Mack, M.G.; Vogl, T.J.:**  
MR-guided transgluteal biopsies with an open low-field system in patients with clinically suspected prostate cancer: technique and preliminary results.  
Eur Radiol. 2005 Jan;15(1):174-82. Epub 2004 Sep 4.
58. **Zangos, S.; Kiefl, D., Eichler, K.; Engelmann, K.; Heller, M.; Herzog, C.; Mack, M.G.; Jacobi, V.; Vogl, T.J.:**  
MRT-gezielte perkutane Biopsie bei unklaren fokalen Leberläsionen: Technik und Ergebnisse  
RÖFO 2003; 175:688-694
59. **Zangos, S.; Vetter, T.; Huebner, F.; Tuwari, M.; Mayer, F.; Eichler, K.; Hansmann, M.-L.; Wetter, A.; Herzog, C.; Vogl, T.J.**  
MR-guided biopsies with a newly designed cordless coil in an open low-field system: Initial findings  
Eur Radiol 2005 Dec 13;: 1-7

# Lebenslauf

## Persönliche Daten

Name	Alexander Meinhardt
Geburtsdatum	10. Januar 1979
Geburtsort	Erfurt
Familienstand	ledig

## Schulbildung

09/85 - 06/91	Polytechnische Oberschule 5 Erfurt
09/91 - 06/92	Sportgymnasium Erfurt
08/92 - 07/93	Albert-Schweitzer-Gymnasium Erfurt
08/93 - 06/97	Mathematisch-Naturwissenschaftlicher Spezialschulteil des Albert-Schweitzer-Gymnasiums Erfurt

## Bundeswehr

07/97 - 04/98	Sanitätsdienst der Bundeswehr
---------------	-------------------------------

## Hochschulausbildung

04/99 – 04/05	Studium der Humanmedizin an der Julius Maximilians Universität zu Würzburg
28.04.2005	Approbation

## Ärztliche Tätigkeit

seit 08/05	Assistenzarzt der Medizinischen Klinik der Klinikum Meiningen GmbH
------------	---

Meiningen, den 08.12.2007

## **Danksagung**

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. D. Hahn dafür, dass er mir als Direktor des Instituts für Röntgendiagnostik dieses Thema zur Bearbeitung überlassen hat.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. med. W. Kenn, Oberarzt der radiologischen Klinik für die vorbildliche Betreuung der Arbeit sowie für die konstruktive Kritik und Unterstützung während der Erstellung dieser Niederschrift.