

Aus der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Experimentelle Untersuchungen zu k-Raumstrategien  
für MRT-gestützte Punktionen  
im offenen Hochfeld MRT bei 1,0 T**

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Martin Jonczyk

aus Berlin

Gutachter/in:     1. Prof. Dr. med. Ulf Karl-Martin Teichgräber  
                          2. Prof. Dr. med. Matthias Taupitz  
                          3. Prof. Dr. med. Frank Fischbach

**Datum der Promotion: 22.06.2014**

## Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis.....</b>	<b>5</b>
<b>1. Einleitung.....</b>	<b>6</b>
1.1. Eignung der Magnetresonanztomographie für Interventionen.....	6
1.2. Anwendungen .....	8
1.3. Die Entwicklung der offenen Magnetresonanztomographie .....	11
1.4. Technische Grundlagen .....	13
1.4.1. Ortskodierung.....	13
1.4.2. Darstellung im k-Raum .....	15
1.4.3. Sequenzen.....	16
1.4.4. Beschleunigte Bildgebung .....	17
<b>2. Zielsetzung der Studien .....</b>	<b>26</b>
<b>3. Materialien und Methodik .....</b>	<b>27</b>
3.1. Der offene Magnetresonanztomograph .....	27
3.2. Nadelnavigation.....	28
3.3. Punktionsstudie .....	29
3.3.1. Das Phantom.....	29
3.3.2. Versuchsdurchführung .....	30
3.3.3. Die Sequenzen.....	33
3.3.4. Beurteilung der Bildqualität.....	33
3.3.5. Statistische Auswertung.....	34
3.4. k-Raumstudie .....	35
3.4.1. Der Punktionsautomat.....	35
3.4.2. Die Sequenz.....	36
3.4.3. Untersuchte Parameter.....	37
3.4.4. Statistische Auswertung.....	40
3.5. Grundsätze der Charité zur Sicherung guter Wissenschaftlicher Praxis.....	40
<b>4. Ergebnisse .....</b>	<b>41</b>
4.1. Punktionsstudie .....	41
4.1.1. Ebene finden ( $t_i$ ).....	42
4.1.2. Punktionsdauer ( $t_p$ ).....	43
4.1.3. Korrekturen ( $cn$ ).....	45
4.1.4. Distanz ( $dist$ ) .....	46
4.1.5. Bildqualität.....	46
4.1.6. Befinden.....	47
4.2. k-Raumstudie .....	48
4.2.1. Bildqualität.....	48
4.2.2. Artefakt und Geschwindigkeit .....	51
4.2.3. Nadelprofile .....	54
<b>5. Diskussion der Ergebnisse.....</b>	<b>56</b>
5.1. Punktionsstudie .....	56
5.1.1. Vergleich mit anderen Studien.....	56
5.1.2. Stärken und Schwächen der Studie .....	59
5.2. k-Raumstudie .....	61
5.2.1. Sequenzen.....	62
5.2.2. Artefakte.....	63
5.2.3. Breite des Nadelartefaktes .....	68
5.2.4. Rekonstruktion.....	70

5.2.5. Modulationstransferfunktion.....	70
5.2.6. Schlussfolgerung aus der $k$ -Raumstudie .....	72
<b>5.3. Ausblick.....</b>	<b>73</b>
<b>6. Zusammenfassung.....</b>	<b>74</b>
<b>7. Literaturverzeichnis .....</b>	<b>76</b>
<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>85</b>
<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>88</b>
<b>Eidesstattliche Erklärung .....</b>	<b>90</b>
<b>Danksagung.....</b>	<b>91</b>
<b>Lebenslauf.....</b>	<b>92</b>
<b>Publikationen .....</b>	<b>93</b>

## Abkürzungsverzeichnis

<b>AUC</b>	Area under the Curve	<b>MR</b>	Magnetresonanz
<b>B<sub>0</sub></b>	Statisches Hauptmagnetfeld	<b>MRT</b>	Magnetresonanztomograph(ie)
<b>BFFE</b>	Balanced Fast Field Echo	<b>MTF</b>	Modulationstransferfaktor
<b>C</b>	Kontrast	<b>MÜF</b>	Modulationsübertragungsfunktion
<b>cn</b>	Korrektur	<b>NSA</b>	Number of Signal Averaged
<b>CNR</b>	Kontrast- zu Rauschverhältnis	<b>PDW</b>	Protonendichte gewichtet
<b>CT</b>	Computertomographie	<b>ppm</b>	parts per million
<b>dist</b>	Abstand zum Ziel	<b>PRF</b>	Protonenresonanzfrequenz
<b>EPI</b>	Echoplanare Bildgebung	<b>RFA</b>	Radiofrequenzablation
<b>ERF</b>	Edge Respond Funtion	<b>RMS</b>	Root Mean Square
<b>FA</b>	Flipwinkel	<b>SI</b>	Signalintensität
<b>FLASH</b>	Fast Low Angle Shot	<b>SL</b>	Schichtdicke
<b>FOV</b>	Field of View	<b>SNR</b>	Signal- zu Rauschverhältnis
<b>FSE</b>	Fast Spin Echo	<b>T</b>	Tesla
<b>FT</b>	Fouriertransformation	<b>T1W</b>	T1 (longitudinal Relaxation) gewichtet
<b>FWHM</b>	Full Width at Half Maximum	<b>T2*</b>	T2 Stern (transversal Relaxation mit Störfaktoren) gewichtet
<b>G<sub>FE</sub></b>	Gradient in x-Richtung	<b>T2W</b>	T2 (transverssal Relaxation) gewcihtet
<b>G<sub>PE</sub></b>	Gradient in y-Richtung	<b>t<sub>a</sub></b>	Akquisitionszeit
<b>GRE</b>	Gradientenecho	<b>t<sub>d</sub></b>	Komplette Interventionszeit
<b>G<sub>Z</sub></b>	Gradient in z-Richtung	<b>TE</b>	Time to Echo
<b>k<sub>FE</sub></b>	k-Raum in x-Richtung	<b>t<sub>l</sub></b>	Zeit bis zum Affinden der Ebene
<b>k<sub>PE</sub></b>	k-Raum in y-Richtung	<b>t<sub>p</sub></b>	Punktionsdauer
<b>LITT</b>	Laser induzierte Thermotherapie	<b>TR</b>	Time to Repeat
<b>lp/mm</b>	Linienpaare pro Millimeter	<b>TSE</b>	Turbospinecho
<b>LSF</b>	Line Spread Function	<b>v<sub>l</sub></b>	Geschwindigkeit entlang der Nadelachse
		<b>v<sub>p</sub></b>	Geschwindigkeit senkrecht zur Nadelachse

## **1. Einleitung**

### **1.1. Eignung der Magnetresonanztomographie für Interventionen**

In den letzten Jahren wurden am Magnetresonanztomographen (MRT) mit der Entwicklung von schnellen Sequenzen und Verbesserungen im Bereich der Technik, die eine nahezu Echtzeitbildgebung ermöglichen, minimal-invasive und auch komplexe Interventionen wie Biopsien, Ablationen und Schmerztherapien eingeführt [Smith, 2008 #83; Clasen, 2006 #12; Vogl, 2007 #96]. Auch andere bildgestützte, moderne Therapieoptionen weisen auf die besondere Bedeutung der minimal-invasiven Techniken hin [van Gompel, 2009 #93; Heron, 2006 #35; Mangano, 2006 #55; Rocha, 2009 #75; Sahni, 2009 #77]. Für die MR-Tomographie spricht die fehlende Exposition mit ionisierender Strahlung für den Patienten und den Untersucher gegenüber der Computertomographie (CT) sowie die multiplanare Schichtorientierung, die besonders kranio-kaudale Zugangswege vereinfacht [Heron, 2006 #35; Fritz, 2009 #25; Zangos, 2003 #106; Carrino, 2007 #9]. Weitere Vorteile sind ein besserer Weichteilkontrast als bei CT- oder Ultraschalluntersuchungen und die Möglichkeit der Erfassung von funktionellen Informationen wie Blutfluss, Temperaturverteilung, Organperfusion, Diffusion und Elastizität [Zangos, 2009 #107; Lee, 2011 #50]. Nicht zuletzt sind keine akuten oder chronischen Schädigungen durch das MRT bekannt [Shellock, 2004 #81]. Gerade durch offene Konfigurationen wird dem Untersucher ein besserer Zugang zum Patienten gewährt, wodurch die MRT für Interventionen prädestiniert erscheint [Smith, 2008 #83; Clasen, 2006 #12; Vogl, 2007 #96]. Schon 1995 konnten Leung et al. zeigen, dass Interventionen im MRT möglich sind. Dabei punktierten sie erfolgreich eine 1cm große ex-vivo Leberzyste mit verschiedenen Zugangswegen [Leung, 1995 #51].

Die MRT ist durch das zugrundeliegende physikalische Prinzip ein vergleichsweise langsames Verfahren mit einer niedrigeren Ortsauflösung als beispielsweise die CT. Dennoch werden aufgrund der oben genannten Vorteile Punktionen im MRT immer interessanter. Zwar kann die MRT etablierte, „real-time“-kontrollierte Durchleuchtungs-, CT- oder Ultraschall-gesteuerte Routinepunktionen aus ökonomischen Gründen nicht ersetzen, doch bietet sie bei Biopsien von Geweben mit heterogenen Läsionen und Biopsien mit möglichen anschließenden Gewebsablationen durch ihren besseren

Weichteilkontrast den entscheidenden Vorteil [van Gompel, 2009 #93; Heron, 2006 #35; Carrino, 2007 #9; Gupta, 2010 #29; Hänsler, 2004 #33; Hoppe, 2008 #37; Laspas, 2009 #49; Lewis, 2002 #53; Morvay, 2001 #64].

Des Weiteren werden zunehmend Methoden entwickelt um die MR-Bildgebung zu beschleunigen [Terashima, 2005 #90; Fischer, 2009 #21; Langen, 2000 #48; Perlet, 2002 #68; Stattaus, 2008 #86; Moche, 2010 #62; Gurleyik, 2002 #30]. Zu diesen Techniken gehören sowohl die Echoplanare Bildgebung als auch die unterschiedlichen k-Raumfüllungsstrategien [Edelman, 1994 #18]. Bei der zuletzt genannten zählen zum einen die reduzierte, zum anderen die nicht-kartesianische Füllung des k-Raumes [Bishop, 1997 #5].

Interventionelle MR-Sequenzen sind stets ein Kompromiss zwischen einer hohen zeitlichen Auflösung sowie einer reduzierten Ortsauflösung. Dennoch werden immer wieder verschiedene Strategien der k-Raumakquisition zur Beschleunigung der Bildgebung im Rahmen von Interventionen diskutiert. Den sogenannten Keyhole Imaging Methoden ist gemeinsam, dass zu Beginn 100% des k-Raumes ausgelesen werden und bei allen folgenden Bildern die Daten durch kontinuierliche und teilweise Füllung des k-Raumes ersetzt werden [Yerly, 2010 #104; Chen, 2005 #11; Busch, 1998 #7; Shankaranarayanan, 2001 #80].

Einsatz findet die Technik bereits in der MR-Angiographie, bei der eine schnelle Bildgebung zur Registrierung von geringsten Signalverschiebungen benötigt wird. Im Zentrum des k-Raumes sind die Kontrastinformationen gespeichert. Bei dem konventionellen Keyhole Imaging reicht es folglich aus, diesen Teil der Daten zu erheben [Willinek, 2008 #99; Beranek-Chiu, 2009 #4; Hadizadeh, 2010 #32].

Das Keyhole Imaging lässt sich sehr gut auf bildgestützte Interventionen übertragen, da diese Methode an den meisten im klinischen Einsatz befindlichen MR-Scannern möglich ist.

## 1.2. Anwendungen

Wie eingangs erwähnt gibt es derzeit viele minimal-invasive Techniken, die mit Hilfe der MRT sicher durchgeführt werden können. In der Tabelle 1 sind verschiedene Sequenzen zusammengefasst, die in der Literatur beschrieben werden. Dies veranschaulicht, dass noch kein Konsens gefunden werden konnte, welche Akquisitionsrate einen effizienten und sicheren Eingriff ermöglicht. Im Folgenden sei eine Auswahl der Eingriffe in Kürze beschrieben.

Sequenz	TR[ms]	TE[ms]	FA [°]	SL[mm]	t <sub>a</sub> [s]	Autor	Anwendung
GRE	51	9,9	60	5	<b>3,5</b>	Silverman, 2000 #82	Kryo
T1W- FLASH	600	1,81	20	8	<b>1,8</b>	Meister, 2007 #59	LITT
T1W- GRE	18	5,99	26	8	<b>2,3</b>	Meister, 2007 #59	LITT
FLASH- 2D-GRE	40	10	25	8	<b>5,5</b>	Meister, 2007 # 59	LITT
GRE	14	3,4	30-70	7	<b>&lt;2</b>	Kurumi, 2007 #46	RFA
PDW- FSE	400	8	n.a.	3,5	<b>1,6</b>	Bail, 2010 #2	Bohrtechnik
FSE	350	17	n.a.	5	<b>9</b>	Morin, 2004 #63	Kryo
2D-C- BASS	9,1	4,5	60	10	<b>2</b>	Ojala, 2002 #66	Biopsie
3D-C- BASS	8,4	4,2	45	5	<b>3</b>	Ojala, 2002 #66	Biopsie
FSPGR	6,4	2,4	10	4	<b>5</b>	Gianfelice, 2003 #26	HIFU

**Tabelle 1:** Auswahl der in der Literatur verwendeten Sequenzen (TR = Time to Repeat; TE = Time to Echo; FA = Flip angle; SL = Slice Thickness; t<sub>a</sub> = Akquisitionszeit; GRE = Gradientenecho; T1W = T1-gewichtet; FLASH = Fast Low Angle Shot; PDW = Protonendichte gewichtet; FSE = Fast Spin Echo; C-BASS = completely balanced steady state; FSPGR = Fast Spoiled Gradient Echo; Kryo = Kryo-Therapie; LITT = Laser induzierte Thermotheapie; RFA = Radiofrequenzablation; HIFU = High Focused Ultrasound); n.a. = not available

MR-Scanner mit einer offenen Konfiguration machen es beispielsweise möglich, dass während einer Kryo-Ablation anhand der MRT-Bildinformationen die Lage der Nadel entsprechend des sich entfaltenden „Eisballes“ geändert werden kann. Bei der Kryo-Therapie von Lebermetastasen mit einem Durchmesser von beispielsweise 1,3cm – 5,0cm, wird das Gewebe auf Temperaturen von bis zu  $-160^{\circ}\text{C}$  abgekühlt. Für diese Technik kommen bei Silverman et al. 18-22 Gauge-Nadeln zum Einsatz. Dabei wird die Läsion zunächst mit einer Biopsienadel punktiert und dann mittels einer Trocar-Technik die Kryo-Nadel in das Gewebe eingeführt. Für einen solchen Eingriff verwendeten Silverman et al. eine Gradientenecho-(GRE-)Sequenz (TR / TE (in ms) / FA / SL: 51/9.9/60°/5mm) mit einer Akquisitionszeit von  $t_a=3,5\text{s}$  [Silverman, 2000 #82].

Für ähnliche Ablationsverfahren wie die laserinduzierte Thermotherapie (LITT) werden bereits schnelle Sequenzen wie T1-weighted-(T1W-) Saturation-Recovery-Turbo-Fast-Low-Angle-Shot (FLASH) (600/1,81/20°/8mm/ $t_a=1,8\text{s}$ ), T1W-GRE (18/5,99/26°/8mm/ $t_a=2,3\text{s}$ ) und FLASH-2D-GRE (40/10/25°/8mm/ $t_a=5,15\text{s}$ ) verwendet [Meister, 2007 #59].

Weiteren Einsatz findet die MR-Technik zum Beispiel bei der perkutanen Vertebroplastie, die eine Erhöhung der Stabilität der von Metastasen infiltrierten Wirbelsäule erreichen soll. Dazu wird in die Wirbelkörper ein Knochenzement injiziert. Abzugrenzen ist diese Methode von der Kyphoplastie, bei der vor dem Einbringen des Zementes, der Wirbelkörper durch eine Balondilatation aufgerichtet wird. Dieser minimal-invasive, interventionsradiologische Zugang steht dem chirurgischen Verfahren gegenüber. Das chirurgische Verfahren ist gekennzeichnet durch hohe Morbiditätsraten und große potentielle Blutungen. Dennoch liegen die Komplikationsraten bei der radiologischen Technik bei bis zu 10%. Bei 85,7% der Patienten kommt es darüber hinaus zu einem Austritt des Knochenzements. Neurologische Auffälligkeiten werden jedoch selten beobachtet [Ahn, 2007 #1].

Auch Radiofrequenz-Ablationen (RFA) mit einer maximalen Ausdehnung von 30mm Länge und einem Durchmesser von 20mm können bereits im MRT unter Kontrolle durch GRE-Sequenzen (14/3,4/30°-70°/7mm/ $t_a=<2\text{s}$ ) durchgeführt werden [Kurumi, 2007 #46]. Bei diesem Verfahren wird eine RF-Nadel in das Zielgewebe gestochen und das Gewebe durch angelegten Wechselstrom koaguliert. Auch dieses Verfahren kann für diverse Indikationen wie Metastasen in Niere, Mamma und Leber angewendet werden [Hoeffel, 2010 #36; Yamamoto, 2010 #102; Kierans, 2010 #43].

Die RF-Ablation ist ein fester Bestandteil der Therapie des hepatozellulären Karzinoms (HCC) geworden. Nach dem "Barcelona Clinical Liver Cancer" Staging und Behandlungsplan werden Patienten leitliniengerecht mit einer Thermotherapie versorgt, die ein frühes HCC Stadium (A) und 3 Herde unter 3cm haben, so wie assoziierte Erkrankungen aufweisen. Mit Therapien wie dieser kann ein Downstaging möglich sein und den betroffenen Patienten für eine Lebertransplantation qualifizieren, beziehungsweise im Fall von Kolonmetastasen eine Chemotherapie ermöglichen [Llovet, 2004 #53].

Durch den Einsatz der nicht-invasiven Thermometrie können all diese Methoden im MRT im Hinblick auf mögliche Schädigungen nahe gelegener Strukturen, auch während der Therapie, mit einer nahezu Echtzeitbildgebung von bis zu 0,6 Sekunden pro Schicht überwacht werden [Terraz, 2009 #91].

Während der Koagulation von Gewebe entstehen kleinste Luftblasen. Diese behindern die eindeutige Bildinterpretation im Ultraschall. Das MRT hingegen kann thermische Effekte ohne Beeinträchtigungen darstellen [Clasen, 2008 #13].

Es gibt verschiedene Möglichkeiten die Temperatur zu kontrollieren. Hierfür können zum Beispiel Spektroskopiedaten einer Multi-Gradienten-Echo-Sequenz herangezogen werden, mit denen eine absolute Temperaturmessung möglich ist [Quesson, 2000 #73; Sprinkhuizen, 2010 #85; Kuroda, 2000 #45].

Des Weiteren ist die Überwachung der Protonenresonanzfrequenz (PRF) für die Thermometrie denkbar [McDannold, 2008 #57]. Eine hohe zeitliche Auflösung (<1s) und eine gute Ortsauflösung (>2mm) zählen zu den Stärken dieser Methode, die nur mit GRE-Sequenzen angewendet werden kann [Ishihara, 1995 #39; De Poorter, 1995 #16].

Eine relative Temperaturbestimmung ist durch die Messung des T1-Relaxationsverhaltens der Wasserstoffprotonen und durch diffusionsgewichtete Sequenzen möglich [Samulski, 1992 #78]. Diese Verfahren können sowohl mit Gradientenecho-, als auch mit Spinecho-Sequenzen verwendet werden, was bei größeren Feldinhomogenitäten vorteilhaft sein kann [Quesson, 2000 #73].

Eine weitere Methode wurde von Fosshem et al. beschrieben. Hier wurden paramagnetische Liposomen als temperaturabhängiges Kontrastmittel eingesetzt, die

sich ab einer bestimmten Wärme auflösen und das Kontrastmittel freigegeben [Fossheim, 2000 #22].

Die interindividuelle anatomische Variabilität erfordert bei Schmerztherapien einen guten Gewebekontrast und eine schnelle Bildgebung. So erwiesen sich bei Fritz et al. FLASH-2D- (129/9/5mm/1s) und „Fast Imaging with Steady State Precession“ (FISP-) Sequenzen (18/5/7mm/0,5s) als besonders geeignet, um langwirksame Anästhetika und Kortikoide über eine 21 Gauge-Nadel bilateral ins synoviale Kompartiment des Sakroiliakalgelenkes zu injizieren. Dadurch lassen sich unspezifische und entzündliche Rückenschmerzen therapieren. Die Aufnahmen in der Arbeitsgruppe um Fritz et al. wurden mit einem 1,5-Tesla Scanner durchgeführt. Zahlreiche weitere Schmerztherapieverfahren werden in der Literatur beschrieben. Allerdings verwenden die Autoren stets unterschiedlichste Akquisitionszeiten von  $t_a=0,5s$  bis  $t_a=5s$  [Terraz, 2009 #91; Fritz, 2007 #24].

Eine besondere Bedeutung kommt schnellen MR-Sequenzen zu, wenn Interventionen in der Nähe von sich bewegenden Organen wie z.B. der Leber oder dem Herz durchgeführt werden sollen. Auch an statischen Organen wie dem Kopf, der Wirbelsäule und den Extremitäten werden kurze Aufnahmezeiten bevorzugt. Dies gilt vor allem, wenn keine zusätzlichen stereotaktischen Hilfen zum Einsatz kommen und mit einer Freehand-Technik punktiert wird.

### 1.3. Die Entwicklung der offenen Magnetresonanztomographie

Die ersten MR-Scanner sowie die derzeit am häufigsten eingesetzten Geräte, sind geschlossene Systeme. Sie gleichen einer langen Röhre, durch die die Hauptmagnetfeldlinien in horizontaler Richtung verlaufen. Diese Tomographen wurden weiterentwickelt und sind nun in kürzeren „Short-Bore“ Varianten, sowie in Modellen mit größeren Öffnungen, „Open-Bore“ genannt, mit einem Durchmesser von bis 70cm verfügbar.

Die Entwicklung der offenen Magnetresonanztomographie führte über Geräte mit nur niedrigen Feldstärken bis zu 0,3T. Hier kamen sowohl Permanent-, als auch Widerstandelektromagnete zum Einsatz. Schon zu dieser Zeit gab es unterschiedliche Konzepte, sodass manche Scanner einem C-Arm ähnelten [Clasen, 2008 #13].

General Electrics entwickelte den ersten offenen MR-Scanner mit einem supraleitenden Magneten. Dieser wurde weltweit erstmals 1994 in Boston am Brigham and Women's Hospital (BWH) installiert. Das Gerät bestand aus zwei Ringen, die hintereinander aufgebaut waren, sodass wiederum ein horizontales, statisches Magnetfeld  $B_0$  erzeugt wurde. Durch sein unkonventionell anmutendes Design wurde das Signa SP (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) „Double Donut“ genannt und hatte zwischen den beiden Ringen eine Öffnung von 56cm und eine Feldstärke von 0,5T [Vigen, 2006 #95].

Mit dem Fortschreiten der Technologien wurden Systeme mit höheren Feldstärken entwickelt, um eine höhere Bildqualität zu erzielen und die Bildgebung zu beschleunigen.

Philips Medical Systems baute 2005 einen Tomographen mit einem supraleitenden Magneten, dessen Polschuhe sich horizontal gegenüberstehen, sodass ein vertikales statisches Magnetfeld  $B_0$  generiert wird. Der in den Versuchen verwendete MR-Scanner, das Panorama HFO 1,0T, gewährt dem Untersucher einen nahezu 360° Zugang zum Patienten. Dies ist auch während der Bildakquisition möglich. Daher eignet sich dieses System im besonderem Maße um klaustrophobische Patienten zu untersuchen. Es ist vorstellbar, dass vor allem Kinder längere Bildaufnahmen besser tolerieren, wenn eine Bezugsperson während der kompletten Diagnostik unmittelbar anwesend sein kann. Ebenso soll der Scanner einen Vorteil bei der Diagnostik von adipösen Patienten bieten. Die beiden Magnetpolschuhe befinden sich in einem Abstand von 40cm und haben einen Durchmesser von 120cm. Dadurch ergibt sich für den Patienten mehr Platz und eine komfortablere Diagnostik scheint möglich.

Die Vorteile einer hohen Feldstärke von 1,0T mit der daraus resultierenden verbesserten Bildqualität und den schnelleren Bildakquisitionszeiten lassen sich optimal für ein interventionelles Setup nutzen. Gleichfalls ist das System, durch die Möglichkeit direkt am Patienten während der Bildakquisition tätig zu sein, für minimal-invasive, MR-gesteuerte Eingriffe prädestiniert.

## 1.4. Technische Grundlagen

### 1.4.1. Ortskodierung

Die Grundlage für das Verständnis des k-Raumes bildet die Ortskodierung im MRT. Hierfür sind Teile der folgenden Ausführungen aus den Standardwerken von Haacke, McRobbie und Kuperman zusammengetragen [Haacke, 1999 #32; McRobbie, 2006 #58; Kuperman, 2000 #44].

Das Fourier-Theorem besagt, dass jedes Bild in ein Spektrum periodischer beziehungsweise in sinusoidale Ortsfrequenzen zerlegt werden kann. Daher ist das Ziel der Ortskodierung jedem Bildpunkt innerhalb einer Matrix einer sie charakterisierenden Ortsfrequenz zuzuordnen.

Eine bestimmte Schicht in dem zu untersuchenden Objekt wird gewählt, in dem das statische Magnetfeld  $B_0$  mit einem Gradienten in z-Richtung ( $G_z$ ) überlagert wird. Dadurch präzedieren die Spins (Wasserstoffprotonen) entsprechend der Lamor-Gleichung (siehe Formel 1) an Orten mit höherer magnetischer Flussdichte mit höheren Frequenzen.

$$\omega = \gamma \cdot B_0 \quad \text{bzw.} \quad f = \frac{\gamma}{2\pi} \cdot B_0 \quad \text{bei } \gamma \approx 42 \text{ MHz T}^{-1} \quad \text{ergibt } \omega' = \gamma \cdot (B_0 + G_z)$$

**Formel 1:**  $\omega$  = Lamorfrequenz;  $\gamma$  = gyromagnetisches Verhältnis;  $B_0$  = Statisches Magnetfeld;  
 $f$  = Frequenz;  $G_z$  = Schichtselektionsgradient

Da der gewünschte Frequenzbereich bekannt ist, kann ein definierter Radiofrequenzimpuls verwendet werden, der nur die gewünschte Schicht anregt.

Der Schichtwahl schließt sich die Ortskodierung in der xy-Richtung an. Die y-Richtung wird durch eine Phasen- und die x-Richtung durch eine Frequenzkodierung definiert.

Sämtliche Spins in der gewählten Schicht präzedieren in der selben Geschwindigkeit und die Vektoren der Spins haben einen gleichsinnig ausgerichteten Phasenwinkel. Sie befinden sich somit in Phase. Bei der Phasenkodierung wird für eine kurze Zeit eine Gradientenspule ( $G_{PE}$ ) eingeschaltet. Somit werden einige Spins beschleunigt, andere

wiederum abgebremst. Nach Abschalten des Gradienten präzedieren die Spins wieder mit der gleichen Ausgangsfrequenz. Allerdings hat sich nun der Phasenwinkel der Vektoren zu einander verschoben. Sie sind Phasen-kodiert und haben eine bestimmte Ortsfrequenz. Je länger beziehungsweise stärker der Gradient  $G_{PE}$  geschaltet wird, desto mehr verschieben sich die Phasenwinkel. Der Bildparameter TR (Zeit zwischen zwei Anregungsimpulsen) legt somit sowohl den Grad der Dephasierung der Spins, als auch die Gewichtung des Bildes fest. Je mehr Phasenkodierschritte ausgeführt werden, desto mehr Ortsfrequenzen werden ausgelesen und desto mehr Zeilen bekommt das Bild, was zur Erhöhung der Bildqualität beiträgt (siehe Formel 2).

$$t_a = NSA \cdot N_{PE} \cdot TR$$

**Formel 2:**  $t_a$  = Akquisitionzeit;  $N_{PE}$  = Anzahl der Phasenkodierschritte; TR = Time to Repeat

Der Gleichung folgend muss entweder das Field of View (FOV) oder die Auflösung reduziert werden, wenn die Anzahl der Phasenkodierschritte abnimmt [Yerly, 2010 #104].

Um die x-Richtung zu kodieren wird abermals ein Gradient ( $G_{FE}$ ) in selbiger Richtung geschaltet, so dass die Spins entsprechend der Gradientenstärke und der Dauer dessen Schaltzeit schnellere beziehungsweise langsamere Frequenzen erhalten. Der entscheidende Bildparameter für die Frequenzkodierung ist somit TE (Zeit von der Anregung bis zur Abtastung des Signals). Das Signal wird zur selben Zeit ausgelesen in der  $G_{FE}$  geschaltet ist. Somit wird ein Summensignal mit mehreren Frequenzanteilen empfangen.

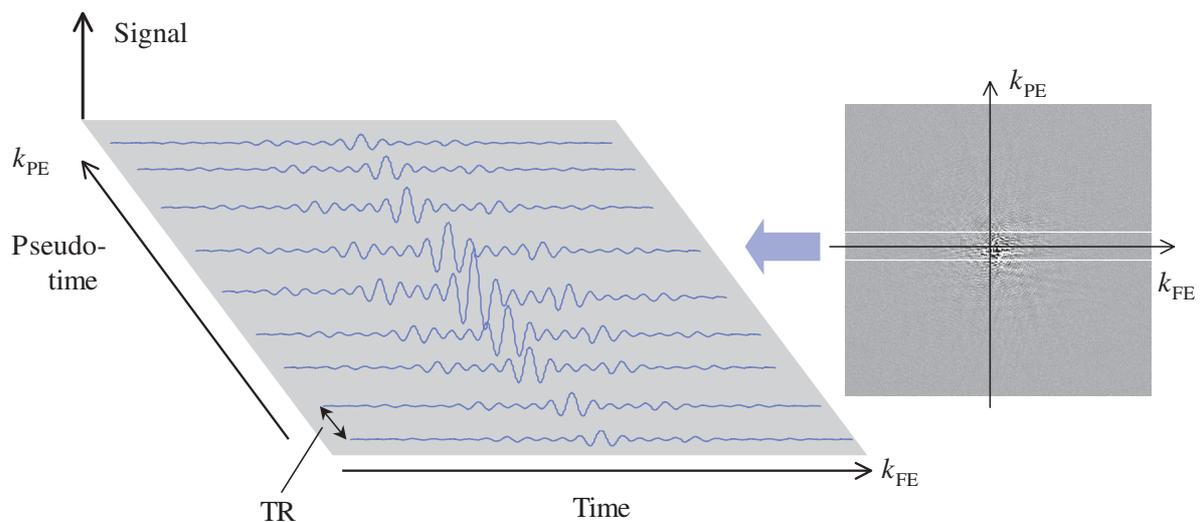
Prinzipiell könnte auch eine Phasenkodierung in x-Richtung durchgeführt werden, allerdings würde dies länger dauern, da wiederum für jede Zeile ein Gradient geschaltet werden müsste. Bei der Frequenzkodierung hingegen wird der Gradient  $G_{FE}$  nur einmal eingeschaltet. Die zweite Dimension kann nicht durch eine Frequenzkodierung festgelegt werden, da auf diese Weise eine genaue Zuordnung der Bildpunkte nicht möglich wäre.

Mit Hilfe der Fourier-Transformation (FT) kann für beide Kodierungen (2D-FT) ein Magnitudenbild aus den Ortsfrequenzen berechnet werden. Somit wird jeder

Ortfrequenz ein Grauwert zugeordnet, was in der Summe zu den allgemein bekannten MRT-Bildern führt. Die Größe der Matrix und damit des FOV wird durch die Parameter TR und TE bestimmt.

### 1.4.2. Darstellung im k-Raum

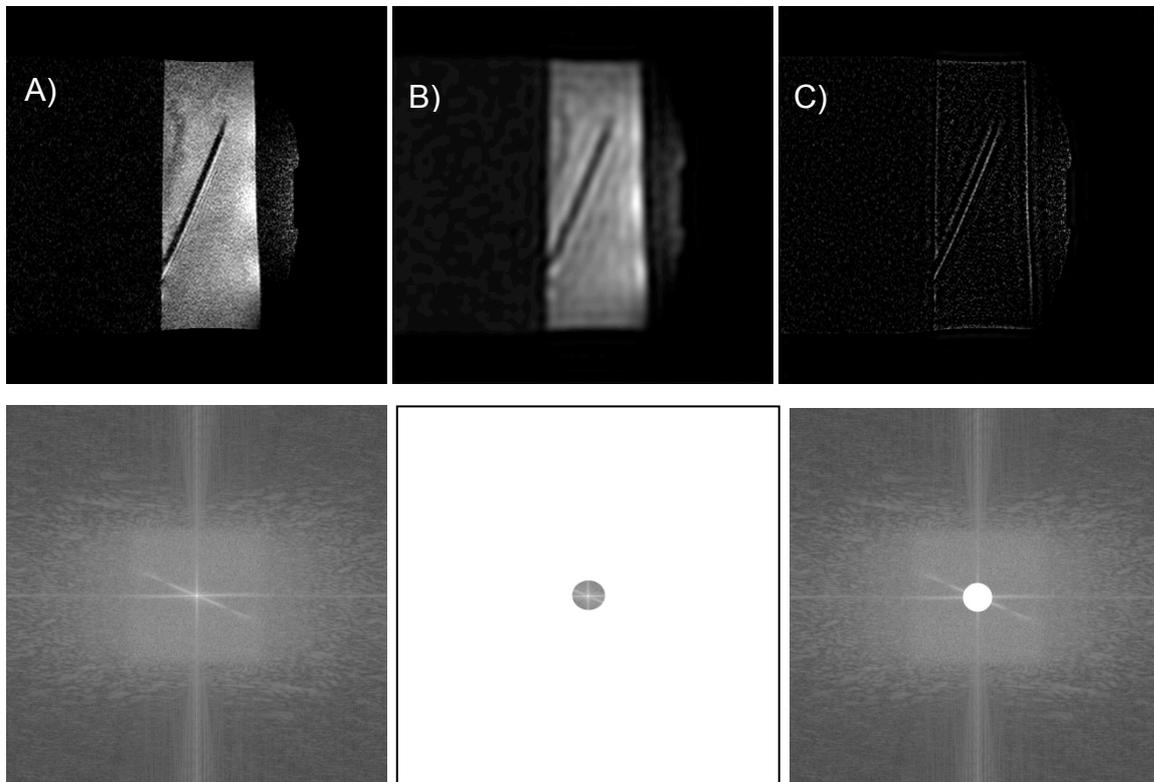
Der k-Raum kann als Rohdatenmatrix angesehen werden, in dem das bereits kodierte MRT-Signal gespeichert wird (siehe Abbildung 1). Die Abbildung illustriert das Verhältnis zwischen den empfangenen Signalen und der Darstellung im k-Raum für dessen zentralen Anteil.  $k_{PE}$  steht für die oben beschriebene y-Richtung mit den einzelnen Phasenkodierschritten, die jeweils durch die Anzahl der Wiederholung von TR definiert sind. Die gesamte benötigte Zeit für die Phasenkodierschritte wird hier als „Pseudotime“ bezeichnet. Für die Frequenzkodierung, deren Dauer die Größe der Matrix in dieser Richtung definiert, steht  $k_{FE}$ .



**Abbildung 1:** Dargestellt sind die zentralen k-Raumzeilen, die durch die Zeitintervalle TR getrennt sind. Die Amplitudenhöhe entspricht der Signalstärke, die im k-Raum in Graustufen dargestellt werden.  $k_{PE}$  = Phasenkodierichtung;  $k_{FE}$  = Frequenzkodierichtung [McRobbie, 2006:125 #58]

Charakteristisch für den k-Raum ist, dass die hohen Ortsfrequenzen außen gespeichert werden und die niedrigen Ortsfrequenzen mit einer hohen Amplitude und nur geringer Phasenverschiebung im inneren Anteil [Loewenhardt, 2006:128 #54]. Die hohen Frequenzen speichern dabei die Ortsinformationen wie Details, Kanten und Schärpen,

während die niedrigen Frequenzen die Helligkeits- und Kontrastinformationen enthalten (siehe Abbildung 2).



**Abbildung 2:** In der oberen Reihe sind die Magnitudenbilder der entsprechenden k-Raumbilder (untere Reihe) abgebildet: A) kompletter k-Raum B) nur das Zentrum des k-Raumes und C) nur die Peripherie.

### 1.4.3. Sequenzen

In der Literatur lassen sich unzählige Sequenzformen finden, welche die Bildgebung beschleunigen sollen. Im Folgenden sollen die häufig verwendeten Standardsequenzen vorgestellt und deren Vor- und Nachteile aufgezeigt werden.

#### 1.4.3.1. Turbo-Spin-Echo-Sequenzen (TSE)

Die TSE-Sequenzen sind eine Weiterentwicklung der Spinecho-Sequenzen. Für diese gilt, dass nach einem  $90^\circ$ -Anregungsimpuls das Echosignal mittels eines  $180^\circ$ -Impulses erzeugt wird. Bei den TSE-Sequenzen hingegen werden mehrere  $180^\circ$ -Impulse hintereinander ausgeführt, um mehrere Zeilen des k-Raumes mit einer Anregung auszulesen.

Durch die  $180^\circ$ -Impulse werden die Spins regelmäßig in Phase gebracht, wodurch Einflüsse wie Magnetfeldinhomogenitäten reduziert werden. Des Weiteren zeichnet sie ein hohes Signal-zu-Rausch Verhältnis (SNR) aus. Durch die langen Time-to-Repeat (TR)-Zeiten, die nötig sind um mehrere Echosignale zu erzeugen, sind diese Sequenzen auch für einen T2 gewichteten Kontrast einsetzbar [Ridgway, 2010 #74].

### 1.4.3.2. Gradienten-Echo-Sequenzen (GRE)

Die GRE-Sequenzen zeichnen sich durch kleinere Anregungswinkel aus. Somit lassen sich die TR-Zeiten beachtlich verkürzen, wodurch weniger Bewegungsartefakte im Bild auftreten. Das Echosignal wird hier durch das Umpolen des Frequenzkodiergradienten  $G_{FE}$  erzeugt. Allerdings werden Magnetfeldstörungen nicht wie bei TSE-Sequenzen ausgeglichen und das Echosignal zerfällt bei langen Time-to-Echo (TE)-Zeiten schneller ( $T_2^*$ ). So erklärt sich, warum dieser Sequenztyp relativ anfällig für Suszeptibilitätsartefakte ist.

Die GRE-Sequenzen lassen sich weiter beschleunigen, indem noch kleinere Winkel bei der Anregung gewählt werden. Die Longitudinalrelaxation ist schneller abgeschlossen. Die vollständige Dephasierung der Transversalmagnetisierung ist jedoch in der kurzen Zeit nicht möglich, so dass es künstlich durch zusätzliche Gradientenschaltungen zerstört werden muss. So geschaltete Sequenzen heißen gespoilte Gradienten-Echo-Sequenzen [Weishaupt, 2006:44–6 #97)

### **1.4.4. Beschleunigte Bildgebung**

Seit den späten 1980er Jahren wurden sowohl Sequenzen, als auch Scanner entwickelt, welche die Möglichkeit zur interventionellen MRT bieten [Yutzy, 2008 #105]. Des Weiteren wurden Methoden wie die echoplanare Bildgebung (EPI) [Edelman, 1994 #18], die reduzierte k-Raumfüllung sowie die nicht-kartesianische Füllung des k-Raumes eingeführt, um die Bildgebung zu beschleunigen. Ebenso reduzierten die partielle Fouriertechnik und die Methoden der parallelen Bildgebung die Aufnahmezeiten. Daher soll im Folgenden ein kurzer Überblick über die zur Verfügung stehenden Techniken gegeben werden.

#### 1.4.4.1. Echoplanare Bildgebung (EPI)

Die Echoplanare Bildgebung wurde erstmals von Mansfield et al. 1977 beschrieben und findet vielfältigen Einsatz in der klinischen Routine [Mansfield, 1977 #56]. Anwendungsgebiete sind zum einen die Cardio-MRT und zum anderen die Mehrschichtbildgebung des Gehirns. Mit Hilfe dieser Technik lassen sich sowohl Perfusions- als auch Diffusionsdaten ermitteln [Edelman, 1994 #18].

Grundlage für die Zeitersparnis ist ein schnell oszillierendes Gradientenecho in der Phasenkodierrichtung ( $G_{PE}$ ), das nach dem Radiofrequenzimpuls erzeugt wird, um mehrere k-Raumlinien während einer Anregung auszulesen. Es werden weniger TR-Schritte benötigt [Nitz, 2002 #65]. Um diesen Faktor lässt sich die Aufnahmezeit reduzieren. Abzugrenzen ist diese Technik von den Turbo-Spin-Echo-Sequenzen (TSE), die auch Fast-SE-Sequenzen (FSE) genannt werden, bei denen nach dem Anregungsimpuls mehrere  $180^\circ$ -Pulse verwendet werden, um das Echo zu erzeugen. Je mehr  $180^\circ$ -Impulse verwendet werden, desto mehr nimmt die Länge des sogenannten Echozuges (Echo-Train-Length) zu und desto stärker ist das Bild T2 gewichtet [Nitz, 2002 #65; Catasca, 1994 #10]. Gleiches gilt für die EPI. Mit zunehmender TR sinkt der Anteil des T1-Effektes, auch wenn die Aufnahmezeit reduziert wird (siehe Tabelle 2).

Langes TR	PD	T2
Kurzes TR	T1	
	Kurzes TE	Langes TE

**Tabelle 2:** Einordnung der Bildgewichtungen in Bezug auf die Time to Repeat (TR) und Time to Echo (TE). PD = Protonendichte

Durch die hohe Aufnahmegeschwindigkeit werden Ghost-Artefakte, die durch die Bewegung des abzubildenden Objektes entstehen (siehe 5.2.2.2.), reduziert. Dennoch ist es möglich, dass diese Ghostings durch induzierte Ströme, den Fluss und durch Feldinhomogenitäten in der üblichen Phasenkodierrichtung auftreten. Die echoplanare Bildgebung ist im besonderen Maße für Suszeptibilitätsartefakte empfänglich. Erklären lässt sich das durch die geringe Signalamplitude, die über den schnell oszillierenden Gradienten  $G_{PE}$  erzeugt wird [Edelman, 1994 #18].

Das Auflösungsvermögen der EPI-Sequenzen hängt von der Stärke der Gradientensysteme im Scanner ab. Es werden Pixelgrößen von 2-4mm bei gutem SNR und einer Matrix von 128 x 128 Pixeln erreicht. Für den Einsatz dieser Technik werden bestimmte Voraussetzungen an die MRT-Geräte gestellt, welche in ihrer Ausführlichkeit bei Edelman et al. nachzulesen sind [Edelman, 1994 #18].

### 1.4.4.2. k-Raumstrategien für schnelle Bildgebung

#### *1.4.4.2.1. Partial-Fourier-Technik*

Die Partial-Fourier-Technik, wie sie von Feinberg et al. beschrieben wurde, nutzt den punktsymmetrischen Aufbau des k-Raums aus [Feinberg, 1986 #20]. Bei dieser Methode, die ebenfalls für die Studien verwendet wurde, wird etwas mehr als die Hälfte des k-Raums ausgelesen. Hierfür müssen gemäß dem Nyquist-Kriterium ausreichend Zeilen in der Phasenkodierrichtung aufgenommen werden, um ein Aliasing zu verhindern (siehe Formel 11). Der aufgenommene Teil wird mit Nullen gefüllt, damit eine Fouriertransformation möglich ist. Die fehlenden Daten lassen sich mit Hilfe einer „komplexen Konjugation“ berechnen. Somit lässt sich die Anzahl der Phasenkodierschritte bei gleichbleibender Auflösung drastisch reduzieren [Haacke, 1999:292–6 #31].

Die Partial-Fourier-Technik lässt sich nicht nur in der Phasenkodierrichtung, sondern ebenso in der Frequenzkodierrichtung durchführen. Die Fractional-Echo-Methode, die vor allem in GRE-Sequenzen verwendet wird, reduziert die TE-Zeit [Kuperman, 2000:104-6 #44].

#### *1.4.4.2.2. Keyhole Imaging*

Eine weitere Technik, um die Akquisitionszeit zu verkürzen, stellt die reduzierte k-Raumfüllung, auch Keyhole Imaging genannt, dar. Sie wurde zeitgleich von den drei unabhängigen Arbeitsgruppen um van Vaals et al., Jones et al. und Pike et al. vorgestellt [Jones, 1993 #42].

In diesem Verfahren wird die Anzahl der TR-Schritte minimiert. Dies ist möglich, da die fehlenden Daten des k-Raumzentrums aus einem anfänglich aufgenommenen Bild, das zu 100% ausgelesen wurde, ersetzt werden. Wie bereits erwähnt, werden

Kontrastinformationen und zum Teil auch Breite und Kantenschärfe durch die niedrigen Ortsfrequenzen im Zentrum des k-Raumes gespeichert, während die Schärfe in den peripheren Anteilen kodiert ist [van Vaals, 1993 #94].

Bei der Reduzierung der TR-Schritte sollte möglichst das selbe TR-Intervall, wie in der initialen Aufnahme, eingehalten werden, da sonst bei der Daten-Substitution-Rekonstruktion ein Aliasing-Effekt (siehe 5.2.2.1.) auftreten würde. Dieser Effekt tritt durch das Missverhältnis zwischen der reduzierten Aufnahme und dem größeren FOV des Referenzbildes auf. Der Aliasing-Effekt wird reduziert, indem nur die zentralen Teile des k-Raumes ausgelesen werden, die den Kontrast enthalten. Allerdings verringert sich so die dynamische Ortsauflösung. Weitere Bildrekonstruktionsalgorithmen wurden in mehreren Studien getestet. Allerdings erzeugen auch diese Rekonstruktionsverfahren Trunkationsartefakte wie dem Gibb's-Ringing (siehe 5.2.2.3.) [Bishop, 1997 #5].

Diese Technik wurde entwickelt, um Szenen zu erstellen, mit denen unter anderem die Kontrastmittelaufnahme eines Gewebes oder Bewegungen eines Gelenkes dokumentiert werden können [Suga, 1999 #89].

#### *1.4.4.2.3. Segmentierte k-Raumfüllung*

Vielfältige Strategien der segmentierten k-Raumfüllung werden in der Literatur beschrieben [Busch, 1998 #7; Hadizadeh, 2010 #32; Duerk, 1996 # 17; Suga, 1999 #89]. Allen ist jedoch gemeinsam, dass mit einer Anregung mehrere zusammenhängende k-Raumzeilen ausgelesen werden. Sie werden als Segment bezeichnet. Die Segmente lassen sich in unterschiedlicher Reihenfolge aufzeichnen bis der komplette k-Raum ausgelesen ist. Mit Hilfe von kurzen TR-Zeiten werden Bilder innerhalb von einer Sekunde erstellt. Hierfür verwendet man unter anderem gespoilte GRE-Sequenzen. Allerdings fällt das  $T_1$ - und das  $T_2$ -Signal sehr rasch ab. Wenn, wie herkömmlich, der k-Raum von unten nach oben, Zeile für Zeile akquiriert werden würde, dann wiesen im k-Raum die gespeicherten Daten abnehmende Signalintensitäten auf. Daher ist es sinnvoll zunächst die Zeilen im Zentrum des k-Raumes auszulesen und dann nach außen fortzufahren. Somit bleibt der Bildkontrast erhalten, während die Auflösung, aufgrund des abnehmenden Signals zum Rand hin, reduziert wird [Mezrich, 1995 #61].

Einige dieser Methoden werden im Folgenden vorgestellt:

Willinek et al. empfehlen die „Time-Resolved MR Angiography with Keyhole“ (TRAK) zu verwenden. Bei dieser Technik wird der k-Raum willkürlich ausgelesen, um eine glattere Darstellung des Kontrastmittelflusses bei MR-Angiographien zu ermöglichen [Willinek, 2008 #99]. Ähnlich funktioniert die „Contrast-Enhanced Timing-Robust Angiography“ (CENTRA). Bei dieser Methode wird nur der zentrale k-Raum mit den Kontrastinformationen während der arteriellen Phase nach Kontrastmittelinjektion aufgenommen. Dem folgt die Auslese der peripheren Anteile [Willinek, 2002 #98].

Eine weitere Möglichkeit fluoroskopische MR-Angiographien zu erstellen, bei denen eine schnelle Bildauslese und hohe Auflösung unerlässlich ist, bietet die „Phase-Read-Exchange keyhole“ (PHREAK) Strategie. Hierfür wird anfangs ein zentrales Segment ausgelesen und bei der folgenden Aufnahme die Phasenkodierung um  $90^\circ$  gedreht. Somit ist eine maximale Signalintensität im Zentrum gewährleistet. Ähnliches leistet die „Rotational Update of k-Space Sequence“ (RUKSE) Strategie. Ebenfalls wird zuerst das zentrale Segment ausgelesen, dann das darüberliegende und daraufhin abermals das zentrale Segment, welchem das darunterliegende Segment folgt. Auf diese Weise wird sukzessive der gesamte k-Raum ausgelesen [Busch, 1998 #7].

Die „Rotating Striped k-Space“ Strategie verbindet Elemente der PHREAK- und RUKSE-Methoden. Hierfür werden 4 Streifen, die jeweils in einem Winkel von  $45^\circ$  zu einander stehen und durch das k-Raumzentrum verlaufen, ausgelesen. Damit werden mit der Aufnahme eines neuen Segmentes die Kontrastinformationen im Zentrum erneuert. Da nicht alle Daten auf eine rechtwinklige Matrix übertragen werden können, empfiehlt es sich mehrere Segmente und kleinere Winkel zu wählen [Busch, 1998 #7; Yutzy, 2008 #105].

#### *1.4.4.2.4. Nicht-kartesisianische k-Raumfüllung*

Wie bereits angedeutet muss der k-Raum nicht zwangsläufig Zeile für Zeile ausgelesen werden. Oszillierende Phasen- und Frequenzkodiergradienten ermöglichen eine spiralförmige Auslese des k-Raumes mit kurzen TE-Zeiten [Yutzy, 2008 #105].

Auch hier lassen sich unterschiedliche Akquisitionsstrategien beschreiben. Sie reichen von kontinuierlich, d.h., dass jeder Winkel ( $1^\circ, 2^\circ, \dots, 90^\circ; 91^\circ, 92^\circ, \dots, 180^\circ$ ) ausgelesen wird, bis hin zu ausgelassenen Mustern, bei denen zunächst nur jeder zweite Winkel aufgenommen wird [Shankaranarayanan, 2001 #80; Meyer, 1992 #60].

Das Zentrum des k-Raumes ist von Bewegungsartefakten am stärksten betroffen [Brown, 1999 #6]. Daher wurden verschiedene k-Raumauslesestrategien entwickelt, um diesen Effekt zu minimieren. Bei der elliptisch, zentrischen Auslese werden die für die kontrastmittelverstärkten Angiographien weniger wichtigen, äußeren Zeilen zuletzt ausgelesen. Die Zeitersparnis entsteht, wenn die äußeren Anteile nicht ausgelesen oder mit Nullen (siehe unten) ersetzt werden [Wilman, 1997 #100].

Bei der „Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction“ (PROPELLER) wird ein Streifen von mehreren k-Raumzeilen aufgenommen. Dieser Streifen wird in den folgenden Aufnahmen mit einem bestimmten Winkel um das k-Raumzentrum gedreht, bis letztendlich der komplette k-Raum ausgelesen wurde. Vorteil dieser Methode ist die mehrfache Auslese des Zentrums und die Möglichkeit, aus den gewonnenen Daten intrinsische Navigatorechos zu gewinnen. Mit diesen können Bewegungsartefakte stark reduziert werden [Pipe, 1999 #70].

#### *1.4.4.2.5. Parallele Bildgebung*

Das Prinzip der parallelen Bildgebung beruht auf der reduzierten k-Raumakquisition mit Hilfe einer Spule, die mehrere Spulenelemente trägt. Die durch die einzelnen Spulenelemente erfassten Informationen werden auf unterschiedliche Weise genutzt, um ein Bild zu rekonstruieren.

Der Vorteil, den die parallele Bildgebung bietet, besteht in der schnelleren Akquisitionszeit. Diese kann genutzt werden, um höhere Auflösungen zu erzielen oder in der selben Zeiteinheit mehrere Schichten zu akquirieren. Somit können Atem-Stopp-Manöver reduziert werden. Da weniger Gradientenkodierschritte nötig sind, können die Gradienten eine geringere Anstiegsrate aufweisen. Zusätzlich wird weniger Energie auch bei höheren Gradientenstärken auf den Patienten übertragen, was eine Reduzierung der spezifischen Absorptionsrate (SAR) bedeutet. Im Folgenden soll die Technik, die im Philips Panorama 1,0T HFO MRT verwendet wird, beschrieben und Alternativen aufgezeigt werden [Heidemann, 2001 #34].

##### 1.4.4.2.5.1. SENSE

Die „Sensitivity Encoding“ (SENSE) Technik ist die erste parallel Bildgebungstechnik, die käuflich erwerbbar war. Neben der Technik von Philips existieren noch weitere

ähnliche Modelle wie die ASSET-Technik von General Electrics und die SPEEDER-Technik von Toshiba [McRobbie, 2006:348–51 #58].

Bei der SENSE-Technologie wird eine Empfangspule mit mehreren Spulenelementen nah am Patienten positioniert. Der Patient verändert natürlicher Weise das Magnetfeld und somit auch die in der Spule induzierte Spannung, was nicht zuletzt von der relativen Positionierung der Spule abhängig ist. Folglich können die unterschiedlichen Spulenelemente über ihre Sensitivität bezüglich des Magnetfeldes Informationen zum Entstehungsort des empfangenen MR-Signals bereitstellen.

Wenn im k-Raum beispielsweise nur jede 2. Zeile ausgelesen wird, dann entsteht durch das sogenannte undersampling ein Artefakt, das sich Aliasing nennt (siehe 5.2.2.1.). Die unterschiedlichen parallelen Bildgebungstechniken unterscheiden sich unter anderem darin, wie sie diesen Effekt rückgängig machen [Pruessmann, 1999 #71].

Bei der SENSE-Technik wird zu Beginn der Bildaufnahmen ein Referenzbild mit nur einer Spule und einer niedrigen Auflösung erstellt, das den gesamten k-Raum abbildet. Diese Referenzdaten werden benötigt, um Sensitivitätskarten für die Spulenelemente zu erstellen, damit diese ihr empfangenes Signal zuordnen können.

Im folgenden Schritt wird für jedes Spulenelement ein Bild mittels Fouriertransformation erstellt, das den Abtastfehler beinhaltet. Das Bild stellt sich mit einem Fold-over-Artefakt dar. Mit Hilfe der SENSE-Rekonstruktionsalgorithmen wird aus allen Teilbildern ein Bild errechnet, welches das gesamte FOV darstellt und dieses Artefakt herausrechnet. Das gewünschte FOV muss allerdings im Vorfeld festgelegt worden sein, da das Signal sonst nicht mehr den jeweiligen Spulenelementen zugeordnet werden kann. Schließlich wird der Fold-over-Effekt von Spins erzeugt, die sich nicht im abzubildenden Bereich befinden, aber gleiche Phaseninformationen enthalten. Somit würde ein weiteres Fold-over-Artefakt entstehen. Dieser Effekt lässt sich beheben, in dem die Pixel außerhalb des gewählten FOV vor der Rekonstruktion gleich Null gesetzt werden [McRobbie, 2006:348–51 #58].

Diese Technik war in dem für die Versuche genutzten Scanner installiert und trug zur Beschleunigung der interaktiven Sequenz bei.

Die Bildaufnahmezeit lässt sich um einen sogenannten Reduktionsfaktor  $R$  senken. Der Reduktionsfaktor  $R$  ist immer größer als eins und ist weiterhin von der Anzahl der verwendeten Spulenelemente begrenzt. Das hier gemessene SNR steht mit diesem Faktor gemäß der Formel 3 in Zusammenhang:

$$SNR^{SENSE} = \frac{SNR^{full}}{g\sqrt{R}}$$

**Formel 3:** Berechnung des SNR bei Nutzung der SENSE-Technik. g = Geometriefaktor;  
R = Reduktionsfaktor

Der Geometriefaktor g bildet die Fähigkeit der verwendeten Spulenkonfiguration ab, die überlagerten Pixel voneinander zu trennen. Somit nimmt das SNR mit einem steigenden Reduktionsfaktor ab. Das abnehmende SNR ist jedoch aufgrund der erheblichen Beschleunigung der Bildakquisition und einem SNR größer als neun, wie unten dargestellt, hinnehmbar und prädestiniert diese Technik für die nahezu Echtzeitbildgebung, dynamische Aufnahmen von Kontrastmittelanreicherungen sowie die kardiale Bildgebung [Pruessmann, 1999 #71].

Die SENSE-Technologie lässt sich mit allen Sequenztypen und k-Raumstrategien kombinieren, wenngleich nicht-kartesianische k-Raumfüllungen eine erheblich höhere Rechenleistung voraussetzen [Pruessmann, 1999 #71].

Die modifizierte SENSE Technik (mSENSE) benötigt keine Kalibrierungsaufnahme. Es werden weitere Zeilen im Zentrum des k-Raumes aufgenommen. Diese Zeilen werden für jedes Spulenelement extrahiert, um ein Referenzbild zu erstellen, das wiederum für die Sensitivitätskarten genutzt werden kann. Danach wird wie bisher die SENSE-Rekonstruktion durchgeführt. Allerdings lässt sich mit diesem Verfahren nicht der größtmögliche Reduktionsfaktor erreichen, da zusätzliche Zeilen akquiriert werden müssen. Nach einer initialen Übersichtsaufnahme bei der herkömmlichen SENSE-Technik hingegen ist eine komplette Beschleunigung möglich, sofern der Patient nicht anders gelagert wird [McRobbie, 2006:348–51 #58].

#### 1.4.4.2.5.2. SMASH

Die Methode der „Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics“ (SMASH) wurde 1997 erstmals von Sodickson et al. beschrieben und ist wie die SENSE-Technik mit schnellen Sequenzen frei kombinierbar. SMASH kombiniert die Phasenkodierung durch den Gradienten  $G_{PE}$  und virtuell durch mehrere Spulenelemente. Zwar wäre eine rein virtuelle Phasenkodierung denkbar, doch ist dieses Konzept technisch bisher noch nicht umsetzbar, da mindestens 128 Spulenelemente benötigt werden, um eine akzeptable

Auflösung zu erzielen [McRobbie, 2006:351–56 #58; Pruessmann, 1999 #71; Sodickson, 1997 #84].

Für SMASH werden mehrere Oberflächenspulen oder eine Spule mit mehreren Spulenelementen verwendet, die gleichzeitig Signale empfangen. Dabei haben die Spulenelemente unterschiedliche Sensitivitäten, die durch ein unabhängiges Referenzbild erfasst werden. Diese Bilder bedarf es, linear zu kombinieren, um Aussparungen im k-Raum im Anschluss an die Aufnahme zu berechnen [Jakob, 1998 #41].

Ähnlich wie die mSENSE stellt das Auto-SMASH, bei der zusätzliche auto-calibrating-signal-Zeilen (ACS) aufgenommen werden, eine Weiterentwicklung der Methode dar [Jakob, 1998 #41]. Dennoch ist sowohl die SMASH- als auch die Auto-SMASH-Technik anfällig für Umgebungsrauschen. Dies kann zu Artefakten wie dem Fold-over führen. Die Weiterentwicklung beider Methoden heißt Variable Density (VD-) Auto-SMASH. Hier werden weitere ACS-Zeilen im Zentrum akquiriert, um diese Artefakte und Rekonstruktionsfehler zu reduzieren [Heidemann, 2001 #34].

### 1.4.4.2.5.3. GRAPPA

Die „GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisition“ (GRAPPA) versteht sich als eine Weiterentwicklung der Auto-SMASH- und der „Parallel Imaging with Localized Sensitivities“ Technik (PILS). Bei der PILS-Methode wird für jedes Spulenelement ein eigenes Bild mit einem entsprechend kleinen FOV und reduziertem k-Raum rekonstruiert. Die so entstandenen Teilbilder werden daraufhin kombiniert. Das führt zu einem Bild mit vollständigem FOV ohne Aliasing-Artefakten [Griswold, 2000 #28].

Die GRAPPA-Technik verwendet ebenfalls mehrere Spulenelemente. Jedes Spulenelement besitzt seinen eigenen k-Raum, der gemäß der Auto-SMASH-Methode gefüllt wird. Die Teilbilder werden wiederum mittels der Fouriertransformation rekonstruiert und durch einen dafür etablierten Algorithmus miteinander kombiniert [Griswold, 2002 #27].

### 2. Zielsetzung der Studien

Obwohl in der Literatur viele minimal-invasive Methoden beschrieben sind und Eingang in die tägliche Routine gefunden haben, wurde bisher nicht analysiert, wie schnell die Bildgebung sein muss, damit eine maximale Sicherheit und Effizienz von Interventionen gewährleistet werden kann, und welche Bildwiederholungsrate dabei nicht unterschritten werden sollte.

In der Punktionsstudie wird der Einfluss der Akquisitionszeit auf die Dauer von Interventionen, deren Genauigkeit sowie die Anzahl der Korrekturen anhand von zwei unterschiedlich erfahrenen Gruppen während einer Punktion an einem vereinfachten, statischen Phantommodell untersucht.

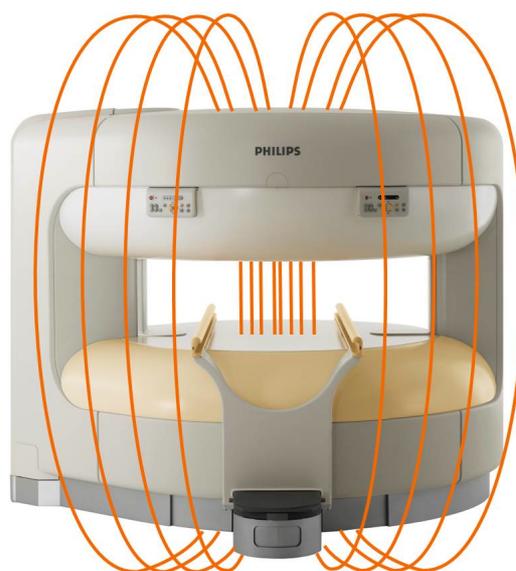
Die reduzierte k-Raumfüllung kann die Bildgebung erheblich beschleunigen. Dennoch birgt diese Form der Bildakquisition einige Schwierigkeiten. So könnte es zur Reduktion der Schärfe an Konturen wie beispielsweise an den Kanten einer Nadel kommen, was eine eindeutige Lagebestimmung des Instrumentes erschwert [Duerk, 1996 #17]. Gleiches gilt für Bewegungsartefakte, wodurch das Abbild der Nadel verwaschen erscheint. Des Weiteren ist die Darstellung der Nadel abhängig von ihrer Suszeptibilität, ihrer Orientierung zum statischen Magnetfeldes  $B_0$  sowie von den gewählten Sequenztypen und –parametern [Ladd, 1996 #47]. Die Vorteile der funktionellen Datenerfassung und eine schnelle Bildgebung könnten die Sicherheit von bildgestützten Verfahren erhöhen.

Die vorliegende Arbeit befasst sich experimentell in einer k-Raumstudie mit der Machbarkeit von konventionellen Keyhole Imaging mittels einer Standardsequenz für Interventionen. Hierfür kommt ein eigens konstruierter, MR-kompatibler Punktionsautomat zur Anwendung, der iterativ vorgegebene Nadelbewegungen in einem Phantommodell generiert, anhand derer die Genauigkeit bei reduzierter k-Raumfüllung experimentell erfasst wird.

## 3. Materialien und Methodik

### 3.1. Der offene Magnetresonanztomograph

Für die Studie wurde ein offen konfiguriertes 1,0T-MRT (Panorama HFO, Philips, Best, Netherlands) mit einem maximalen FOV von 450mm x 450mm verwendet. Der Tomograph besitzt einen Gradienten der Amplitude 26mT/m und eine Anstiegsrate von 80T/m/s, sowie ein 3MHz Hochfrequenzsystem. Die zwei sich horizontal gegenüberliegenden supraleitenden Magneten erzeugen ein vertikales  $B_0$ -Feld (siehe Abbildung 3). Des Weiteren eliminiert der MR-Scanner durch  $B_0$ -Kompensation Feldschwankungen, die durch im MR-Raum befindliche Gegenstände entstehen können. Somit ist eine Feldhomogenität von 1ppm in 40cm Durchmesser eines sphärischen Volumens (DSV) möglich. Die Magneten sind durch zwei Pfeiler von einander getrennt, so dass zwischen ihnen 40cm Platz für den Patienten und den Interventionalisten verbleiben und ein direkter Zugang zum Isozentrum gewährleistet ist. Damit wird dem Untersucher ein nahezu uneingeschränkter Zugang zum Patienten für therapeutische Zwecke gewährleistet [Streitparth, 2010 #88]. Dabei ist eine nahezu Echtzeitbildgebung mit einer interaktiven Bildnavigation während der Intervention realisierbar. Ebenso können während den Eingriffen funktionelle Daten, wie die Temperatur in einem koagulierten Gewebe, erhoben werden.



**Abbildung 3:** Philips Panorama HFO mit vertikalen Hauptmagnetfeld  $B_0$   
[Philips Healthcare GmbH 2012 #69]

### 3.2. Nadelnavigation

Um MR-gestützte Interventionen sicher durchführen zu können, bedarf es einiger grundsätzlicher Voraussetzungen:

Zum einen muss die Bildakquisition und -rekonstruktion schnell genug sein, damit ein Verfolgen der Nadel im Gewebe ohne große zeitliche Verzögerung möglich ist. Welche Bildwiederholungsraten akzeptabel sein können, sollte mit der Punktionsstudie genauer untersucht werden. Zum anderen sollten in der Bildebene sowohl anatomische Risikostrukturen als auch das Nadelartefakt und das anvisierte Ziel dargestellt werden. Dies ist wichtig, damit ein möglichst schonender Zugang ohne unnötige Verletzungen gewährleistet werden kann. Dem Nadelartefakt kommt eine besondere Bedeutung zu. Ist es zu groß, so kann keine genaue Lokalisation der Nadelspitze erfolgen. Stellt sich das Artefakt zu klein dar, ist es unter Umständen schwer zu identifizieren.

Folglich ist es das Ziel eine Interventionssequenz zu finden, die eine hohe Bildqualität mit guten CNR- und SNR-Werten, bei einer akzeptablen Bildakquisitionsdauer bietet.

Aus diesem Grunde wurden die in der Tabelle 3 aufgeführten Sequenzen in der vorliegenden Arbeit angewendet.

Sequenz-Typ	TR [ms]	TE [ms]	FA [°]	FOV [mm]	SL [mm]	NSA	t <sub>a</sub> [s]	Verwendung und Anmerkungen
Survey_BFFE	4,0	1,52	n.a.	450x450	10	1	17,1 9	Übersicht
BFFE	4,1	2,1	n.a.	300x300	8	2	20,1	Planung der interaktiven Sequenzen
T1W-GRE	12,0	5,9	20	230x200	5	1	1,0	Interaktive Sequenz der Punktionsstudie Auflösung 1,0x1,0mm
GRE	6,1	3,0	15	350x350	8	2	*	Interaktive Sequenz der k-Raumstudie Auflösung 1,4x1,4mm

**Tabelle 3:** TR = Time to Repeat, TE = Time to Echo, FOV = Field of View, SL = Slice Thickness, NSA = Number of Signal Averages, t<sub>a</sub> = Akquisitionszeit, FA = Flip Angle, BFFE = Balanced Fast Field Echo, T1W = T1 gewichtet, GRE = Gradientenechosequenz; \* Die Akquisitionszeit der Sequenz ist abhängig von der k-Raumfüllung (siehe Tabelle 4)

### 3.3. Punktionsstudie

Die Punktionsstudie wurde im Zeitraum vom 24.07.2009 bis zum 01.10.2009 an der Charité - Universitätsmedizin Berlin am Campus Mitte durchgeführt.

#### 3.3.1. Das Phantom

Für diese Studie wurde ein Gel-Phantom verwendet. Das Phantom bestand aus einer rechteckigen Box mit den Abmessungen 20x15x15cm. In diese wurden 1 Liter Wirogel (Bego, Bremen, Germany) gefüllt, was einer Höhe von 3cm entspricht. Bevor das Gel ausgehärtet war, wurde der untere 2,5cm hohen Teil eines Probenbechers in das Gel positioniert, der einen Durchmesser von 3cm aufwies. Nach dem Aushärten des Wirogels wurden 30g Agarose-Gel in 2 Liter Wasser aufgelöst und der übrige Teil der Box aufgefüllt, um eine 1,5%ige Lösung herzustellen, die nach dem Aushärten eine optimale Dichte für den Versuch aufwies. Um die Signalintensität im MRT zu erhöhen, wurde ein Tropfen Gadolinium (Gadovist® 1mmol/ml) der noch flüssigen Agarose untergemischt. So konnte nach jeder Versuchsreihe der 6cm hohe, zerstoebene Agarose-Gel-Block ohne Probleme ausgetauscht werden, ohne dass die Position der Zielstruktur verändert wurde. Außerdem ließ sich dadurch der Einfluss vorhandener Stichkanäle auf die Untersuchungsergebnisse auf ein Minimum reduzieren.

In den Deckel der Box wurde eine runde Öffnung mit einem Durchmesser von 12,5cm geschnitten. Dadurch waren nur Punktionsen mit einem maximalen Winkel von ca.  $\alpha = 28^\circ$  zum  $B_0$ -Feld möglich. Am Rand der Öffnung wurden Ziffern einer Uhr aufgetragen, damit der Proband sich auf Anweisung des Versuchsleiters daran orientieren konnte. Um dieses „Ziffernblatt“ im MRT sichtbar zu machen, wurden am Deckel im Inneren der Box an die Orte der Ziffern 6 und 12 zwei wassergefüllte Zylinder mit einem Durchmesser von 3cm und einer Höhe von 0,5cm befestigt. Die Orte der übrigen 10 Ziffern wurden durch Vitamin-E-Kapseln markiert (siehe Abbildung 4 B + F).

#### 3.3.2. Versuchsdurchführung

Zwei Probandengruppen wurden aufgefordert, den Mittelpunkt einer gedachten Linie mit einer für Interventionen gängigen, aus Titan hergestellten, MR-kompatiblen 16 Gauge-Nadel (Somatex, Teltow, Germany) in einem Winkel von circa  $28^\circ$  am oberen Rand eines Probenbechers unter nahezu Echtzeitbildgebung im offenen MRT zu treffen.

Die Versuchsgruppe bestand insgesamt aus 20 Probanden, die an der Charité Berlin Campus Mitte tätig waren. Die eine Gruppe (A) setzte sich aus 13 punktionsunerfahrenen Probanden (N=13) zusammen. In der anderen Gruppe (B) fanden sich 7 erfahrenen Untersucher (N=7), die regelmäßig Interventionen am MRT, CT oder unter Ultraschallsicht durchführen.

Das Phantom befand sich in einer großen Körperspule (Philips Sense Solenoid Technology Body/Spine XL Coil), die längs auf dem Patiententisch platziert und fixiert wurde, um einen möglichst freien, seitlichen Zugriff auf das Phantom und ein hohes SNR zu gewährleisten (siehe Abbildung 4A). Dies ist der Fall, wenn sich die Empfangsspule im rechten Winkel zum statischen Magnetfeld  $B_0$  befindet [Wonneberger, 2009 #101]. Während den Punktionen knieten die Probanden auf einem höhenverstellbaren Interventionsstuhl. Die Punktionen konnten von den Probanden auf einem MR-kompatiblen Flachbildschirm, der sich im Untersuchungsraum befand, verfolgt werden. Die Position des Stuhls und des Bildschirms ließen sich je nach Körpergröße des Probanden anpassen, um gleiche Voraussetzung zu schaffen (siehe Abbildung 4A).

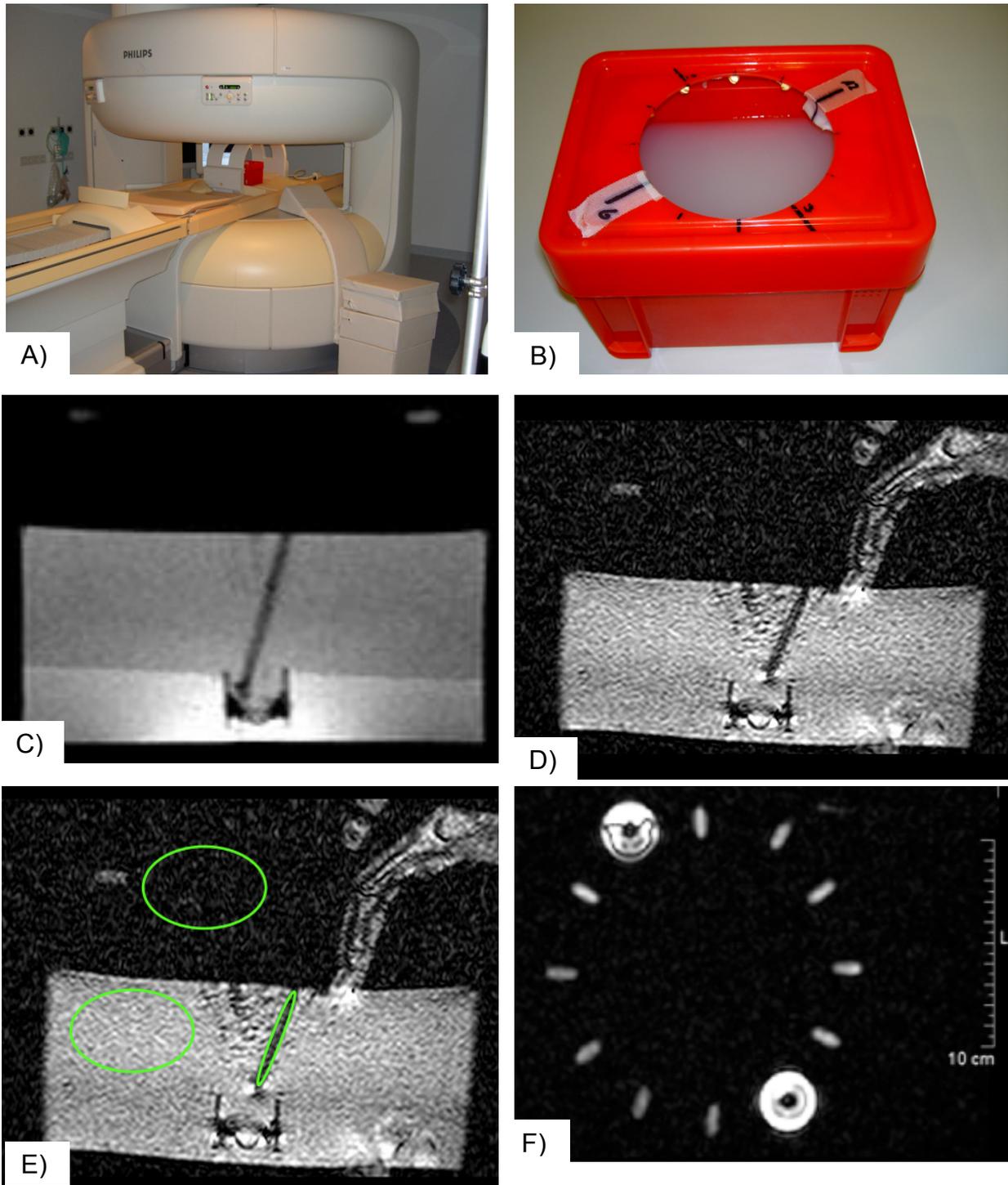
Der Versuchsaufbau lässt sich in 2 Phasen unterteilen. Zunächst wählte der Versuchsleiter eine 5mm starke Ebene zwischen zwei sich gegenüberliegenden Markierungen, zum Beispiel 1 und 7 Uhr, aus und bat den Proband, diese Ebene zu finden. Dabei suchten die Probanden mit ihrem Finger die Agarose berührend, im Uhrzeigersinn die eingestellte Ebene. Der Startpunkt für die Suche befand sich stets gleich weit („3 Stunden“) vor der gewählten Ebene und wurde dem Probanden über eine Gegensprechanlage mitgeteilt. Beginn der Zeitmessung war stets der Beginn des Scans. Wenn der Proband die eingestellte Ebene mit seinem Finger gefunden hatte,

gab er ein Zeichen in die Patientenüberwachungskamera. Daraufhin wurden die Zeitmessung und der Scan gestoppt, um die Zeit festzuhalten. In der zweiten Versuchsphase durfte der Proband mit dem erneuten Beginn des Scans unter zur Hilfenahme der „finger-pointing-technique“, die durch Streitparth et al. beschrieben wurde, den Punktionsversuch beginnen [Streitparth, 2009 #87]. Bei der Fingerpoint-Technik legt der Proband seinen Finger in die eingestellte Ebene auf dem Phantom, in der sowohl die Einstichstelle als auch das Punktionsziel zu sehen sind. Daraufhin kann der Punkteur entlang seines Fingers die Nadel vorschieben. So dient ihm der Finger als Orientierung. Das Ende der Zeitmessung signalisierte der Proband durch ein Handzeichen. Während der Punktion zählte der Versuchsleiter die Anzahl der Richtungsänderungen, der Rückzüge und der Berührungen des Bechers als Fehler. Nach jeder erfolgreichen Punktion wurde eine koronare Aufnahme des Phantoms angefertigt, um den Abstand der Nadel bis zum Mittelpunkt des Probenbechers zu ermitteln.

Die Punktionen wurden mit unterschiedlichen Akquisitionszeiten ( $t_a$ ) durchgeführt. Dabei betragen die Intervalle von einer bis zu sechs Sekunden. Für jede Akquisitionszeit wurden drei Wiederholungen ausgehend von verschiedenen Startpunkten durchgeführt, so dass insgesamt von jeder Position aus mit unterschiedlichen Akquisitionszeiten punktiert wurde.

Nach Beendigung aller 18 Punktionen beurteilten die Probanden ihr subjektives Befinden während der Punktion auf einer Skala von eins bis fünf, wobei eins die beste und fünf die schlechteste Bewertung war. Auf diese Weise sollte ermittelt werden, ob die Umstände bei der die Punktionen durchgeführt wurden, einen Einfluss auf die untersuchten Parameter hat.

Insgesamt ließen sich 1460 Werte erheben, die zur Auswertung in eine Tabelle (Microsoft Excel®) notiert und ausgewertet wurden.



**Abbildung 4:** A) Hier wird der Versuchsaufbau dargestellt. B) Phantom: Zu sehen ist das Ziffernblatt, das der Orientierung dient, und die Agarose, die punktiert wird. C) Axiale Aufnahme eines GRE-Surveys (TR/TE/SL: 75/6,9/10mm/Total Scan Duration: 01:08.1 ): Hier werden die Vitamin E-Kapseln und die deutliche Phasengrenze zwischen den beiden Gelsorten sichtbar. D) T1W-GRE-Sequenz (12/5,9/5mm/00:01.0), die während der Punktion verwendet wurde. E) Darstellung der ROIs, die zur Berechnung von SNR und CNR verwendet wurden F) Ziffernblatt aus Vitamin E Kapseln zur Einstellung der Ebene

### 3.3.3. Die Sequenzen

In dem beschriebenen Versuch wurde eine Survey-Balanced Fast Field Echo- (BFFE-) Sequenz (TR/TE/SL 4,0/1,5/10mm/ FOV 450mm x 450mm/ number of signal averaged (NSA) 1/ Total Scan Duration 17,19s) für den Übersichtsscan verwendet. Eine BFFE-Sequenz (4,1/2,1/8mm/300mm x 300mm/ NSA 2/ 20,1s) diente der Planung der interaktiven, auf eine Sekunde zeitoptimierten T1W-GRE-Sequenz (12/5,9/ FA=20°/ 230mm x 201mm/ NSA 1/ 1,0s/ Voxel size=1x1x5mm). Diese Sequenz wurde um 0, 1, 2, 3, 4, 5 Sekunden verzögert, um verschiedene Akquisitionszeiten von 1, 2, 3, 4, 5, 6 Sekunden Länge zu simulieren, ohne die Bildqualität, gemessen am Signal-to-Noise Ratio (SNR) und Contrast-to-Noise Ratio (CNR), zu verändern.

Anhand einer durch Marker sichtbar gemachten „Uhr“ konnte der Versuchsleiter die Ebene wählen. Den Probanden wurde für die Punktion nur eine axiale Ebene, die durch die Symmetrieachse des Probenbeckers verlief, zur Verfügung gestellt (siehe Abbildung 4C-F).

### 3.3.4. Beurteilung der Bildqualität

Um vergleichbare Bedingungen bei zunehmenden Intervallen zu gewährleisten sollte sowohl das SNR als auch das CNR bei den jeweiligen Sequenzen bestimmt und die Bildqualität ausgewertet werden. Die „Regions of Interest“ (ROI) wurden gemäß der Abbildung 4E ausgewählt. Zur Berechnung des SNR wurde die Formel 4 verwendet [Ruhl, 2008 #76]. „S“ steht für die gemittelte Signalintensität des ROI's im Phantom und wird durch die Standardabweichung des Rauschens ( $\sigma$ ) geteilt.

$$SNR = \frac{S}{\sigma}$$

**Formel 4:** SNR = Signal to Noise Ratio; S = Mittleres Signal des Phantoms;  $\sigma$  = Standardabweichung des Rauschens in der Luft gemessen

Analog wird das CNR berechnet. Hierfür wird zunächst die gemittelte Signalintensität der Nadel ( $S_2$ ) von der gemittelten Signalintensität des ROI's ( $S_1$ ), welches das

Phantom markiert, subtrahiert, um die absolute Signaldifferenz der beiden Materialien zu ermitteln. Diese Differenz wird durch die Standardabweichung des Rauschens ( $\sigma$ ) geteilt (siehe Formel 5) [Ruhl, 2008 #76].

$$CNR = \frac{|S_1 - S_2|}{\sigma}$$

**Formel 5:** CNR = Contrast to Noise Ratio;  $S_1$  = Mittleres Signal des Phantoms;  $S_2$  = Mittleres Signal der Nadel;  $|S_1 - S_2|$  = die absolute Signaldifferenz des kontrastierenden Materials;  $\sigma$  = Standardabweichung des Rauschens in der Luft gemessen

#### 3.3.5. Statistische Auswertung

Für die Auswertung der Studie wurde die Varianzanalyse für Messwiederholungen verwendet. Da die Normalverteilung des beobachteten Parameters eine wichtige Voraussetzung der Varianzanalyse ist, wurden alle Messwerte logarithmiert.

Die beiden Gruppen wurden innerhalb einer Akquisitionszeit verglichen. Beurteilt wurden folgende Parameter:

1. Zeit bis zum Auffinden der Ebene ( $t_i$ )
2. Punktionsdauer ( $t_p$ )
3. Anzahl der Korrekturen (cn)
4. Distanz zwischen Nadelspitze und vorgegebenem Ziel (dist)

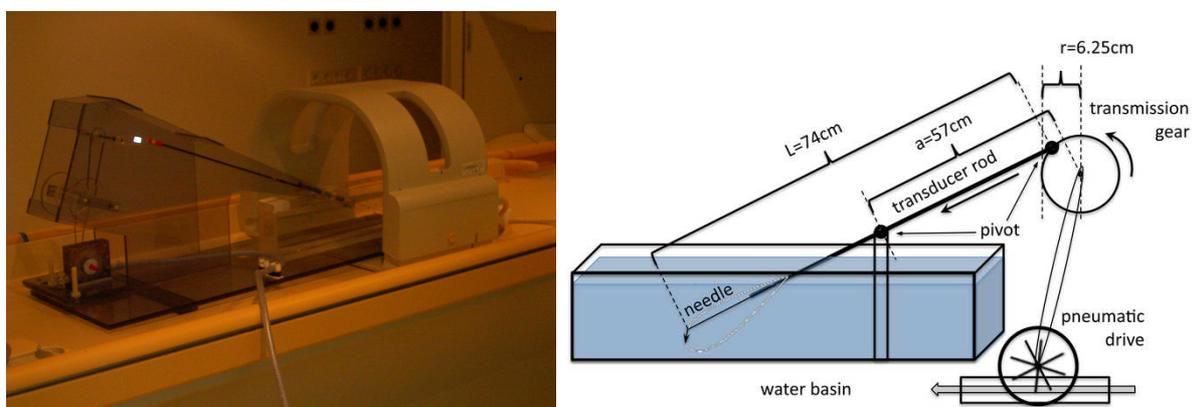
Mit SPSS (SPSS Inc., Chicago IL) wurden die Ergebnisse statistisch ausgewertet. Für die Analyse wurden die vier oben beschriebenen Parameter mit einer Signifikanzschwelle von  $p < 0,05$  betrachtet.

### 3.4. k-Raumstudie

Die Studie wurde am selben Magnetresonanztomographen, an dem die Punktionsstudie verwirklicht wurde, mit der selben Spule wie oben beschrieben durchgeführt. Dies fand im Zeitraum vom 12.04.2010 bis zum 28.09.2010 ebenfalls in der Charité am Campus Mitte statt.

#### 3.4.1. Der Punktionsautomat

Um stetig reproduzierbare Punktionsimulationen zu erzeugen, wurde ein MR-kompatibler Punktionsautomat verwendet, der im Rahmen einer Bachelor-Arbeit in der Werkstatt der Arbeitsgruppe angefertigt worden war [Erdemir, 2010 #19]. Ebenfalls lagen die entsprechenden Formeln zur Auswertung des Punktionsprocedures vor (siehe Abbildung 5 und Formel 6, 7, 9). Der Automat besteht aus einem 6x93cm großen Plexiglasbehälter, der 12cm hoch ist und mit 12 Tropfen Gadolinium (Dotarem® 0,5mmol/mL) auf 2 Litern Wasser befüllt wurde. Es wurde eine MR-kompatible 15,5cm lange 20 Gauge-Nadel (Somatex, Teltow, Germany) benutzt, die am Ende der Kurbelstange befestigt war (siehe Abbildung 5). Die Kurbelstange wurde über ein Getrieberad, das durch einen Druckluftkompressor angetrieben wurde, in Bewegung versetzt. Der Druckluftkompressor befand sich außerhalb des Faradayschen Käfigs und die Luft wurde für den Versuch über einen Schlauch mit einem Druck von 2,75Bar in den Raum eingeleitet.



**Abbildung 5:** Dargestellt sind die Ausrichtung des Punktionsautomaten im MRT sowie dessen technische Zeichnung. Sie gibt Auskunft über die verwendeten Bauteile.

Die Kurbelstange vollzog gemäß Berechnungen eine ovoide Bewegung, die sich mit den Gleichungen 6 und 7 beschreiben lässt.

$$x(t) = [a - r \cos(2\pi f t)] \left[ \frac{L}{\sqrt{r^2 + a^2 - 2ra \cos(2\pi f t)}} - 1 \right] \quad \text{Formel 6}$$

und

$$y(t) = -r \sin(2\pi f t) \left[ \frac{L}{\sqrt{r^2 + a^2 - 2ra \cos(2\pi f t)}} - 1 \right] \quad \text{Formel 7}$$

L steht für die gesamte Länge, die sich aus der Nadel und der Kurbelstange ergibt. Die Frequenz des Getrieberades wird durch f und dessen Durchmesser durch r beschrieben. Die Distanz zwischen dem Getrieberad und dem Gelenk, das die Kurbelstange nach 57cm fixiert, wird durch den Parameter a zum Ausdruck gebracht. Durch die Fixierung waren nur Bewegungen bis maximal  $\alpha=17,5^\circ$  gemäß der Formel möglich.

Als weitere Parameter lassen sich die Geschwindigkeiten der Nadel entlang der Nadelachse mit  $v_l=0,063\text{m/s}$  und senkrecht zur Nadel mit  $v_p=0,02\text{m/s}$  festhalten. Allerdings muss festgestellt werden, dass die Nadel aufgrund der Konstruktion des Punktionsautomaten und der Schwerkraft in der Vorwärtsbewegung mit einer Frequenz von  $f=0,17\text{Hz}$  schneller als in der Rückwärtsbewegung mit  $f=0,05\text{Hz}$  war.

### 3.4.2. Die Sequenz

Für diese Arbeit wurde ebenfalls eine GRE-Sequenz (TR/TE/SL/FA/NSA/FOV: 6,1/3/8mm/15°/2/350x350mm/ Auflösung=1,4x1,4mm; rekonstruierte Auflösung 0,5x0,5mm), mit deren Parametern bei 100%iger k-Raumfüllung eine Akquisitionszeit von  $t_a=1,4\text{s}$  erreicht werden konnte, verwendet (siehe Tabelle 4). Die k-Raumfüllung wurde schrittweise um jeweils 10% von 100% auf 20% reduziert. Weiterhin wurde die geringste Abtastrate, die auf dem Gerät mit 15% möglich war, beurteilt. Somit ließen sich pro Umdrehung bei 100%iger k-Raumfüllung 9 Bilder und bei der 15%igen Abtastung 59 Bilder pro Umdrehung des Getrieberades aufnehmen. Für jede

k-Raumabtastrate wurden 60 Bilder festgehalten, so dass insgesamt 600 Bilder ausgewertet werden konnten.

[%]	100	90	80	70	60	50	40	30	20	15
[s]	1,4	1,3	1,2	1,1	0,954	0,843	0,726	0,616	0,560	0,558

**Tabelle 4:** Die obere Zeile stellt die prozentuale k-Raumfüllung und die untere Zeile die Akquisitionszeit  $t_a$  in Sekunden pro Bild dar.

### 3.4.3. Untersuchte Parameter

Die untersuchten Parameter ergaben sich aus den nachfolgenden Überlegungen: Aus der Literaturrecherche und aus den Beobachtungen der Arbeitsgruppe Instrumenten- und Methodenentwicklung für die offene Hochfeld-MRT an der Charité Universitätsmedizin Berlin ergeben sich bei Interventionen realistische Punktionsgenauigkeiten im Mittel von 0,5–2mm [Terashima, 2005 #90; Fischer, 2009 #21; Langen, 2000 #48; Perlet, 2002 #68; Stattaus, 2008 #86; Moche, 2010 #62; Streitparth, 2010 #88; Wonneberger, 2009 #101]. Daraus folgt, dass eine Abweichung von 2mm als tolerierbar definiert werden kann. Die Darstellungsqualität der Nadel hängt im Wesentlichen vom Kontrast  $C$ , der sich gemäß der Formel 8 [McRobbie, 2006:216 #58] errechnen lässt, und dem CNR-Wert (siehe Formel 5) ab. Dabei ergaben empirische Studien, dass Menschen einen minimalen CNR-Wert von 3 wahrnehmen können [Davis, 2005 #15].

$$C = \frac{S_1 - S_2}{|S_1| + |S_2|}$$

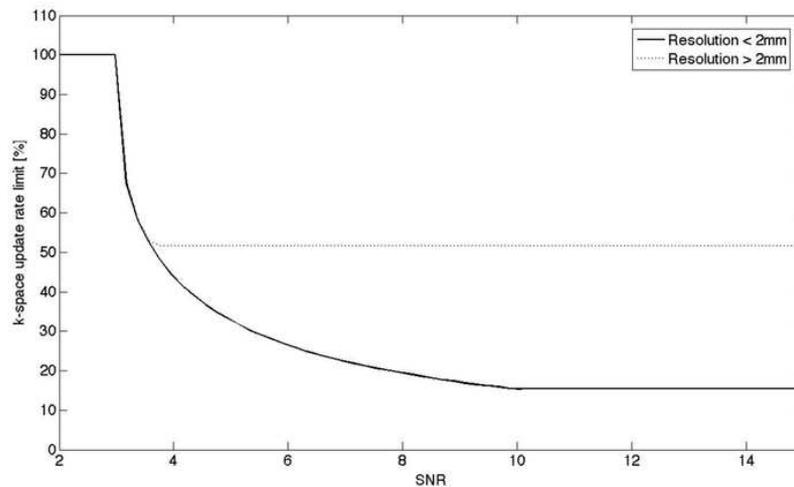
**Formel 8:** gültig für  $S_1 > S_2$ ;  $C$  = Kontrast;  $S_1$  = Mittleres Signal des Phantom;  $S_2$  = Mittleres Signal der Nadel

Für den SNR-Wert lässt sich jedoch eine derartige Definition nicht treffen, da dieser sowohl von dem Gewebe sowie den Sequenzparametern abhängig ist.

Generell lässt sich annehmen, dass durch die Reduzierung der k-Raumfüllung zum einen der Kontrast abnimmt und zum anderen die Breite des Artefaktes größer wird. Dabei hängt das Ausmaß der Vergrößerung von dem gewählten FOV und der

Ortsauflösung ab. Anerkannt wird ein Artefakt gemäß der American Society for Testing Materials (ASTM) als ein solches, wenn ein relativer Signalunterschied von  $\pm 30\%$  zu dessen Umgebung vorliegt (Testing, 2001 #92).

Aus diesen Annahmen lassen sich die Mindestvoraussetzungen für reduzierte k-Raumaufnahmen herleiten. Der SNR-Wert der Umgebung sollte größer als neun und die Ortsauflösung kleiner als 2mm sein, damit eine ausreichende CNR von drei gewährleistet ist. Dadurch ergibt sich theoretisch eine minimale k-Raumfüllung von 15% (siehe Abbildung 6).



**Abbildung 6:** Minimale k-Raumfüllung aufgetragen gegenüber dem SNR für Ortsauflösungen von  $< 2\text{mm}$  (durchgezogene Linie) und  $> 2\text{mm}$  (gepunktete Linie) eines idealen Nadelprofils mit einer Größe von 2 Pixeln. Die k-Raumfüllung ist limitiert durch die maximale Artefaktgröße von 2mm und einem minimalen  $\text{CNR}=3$ .

Sobald das Nadelartefakt bei einem stabilen SNR größer als neun die Größe von vier Pixeln überschreitet, wird auch bei 15%iger k-Raumfüllung der CNR zwar um 30% im Vergleich zum initialen Nadelprofil abnehmen, dennoch ist die Darstellbarkeit der Nadel nicht eingeschränkt.

Um diese Vorannahmen zu bestätigen, wurden folgende Parameter untersucht:

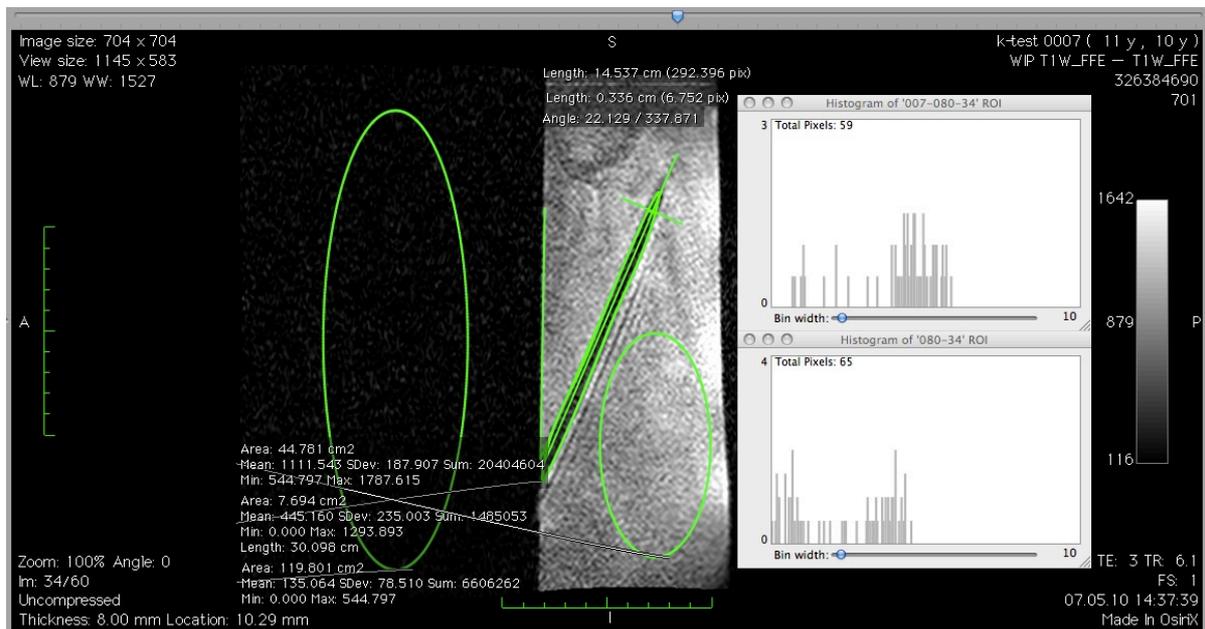
Die Phase der Bewegung ließ sich mit der Formel 9 über die Länge der Nadel im Wasserbecken ( $b$ ) und den Winkel  $\alpha$  nach dem Sinusgesetz dokumentieren.

$$\Theta = a \tan \left( \frac{\left( L - \sqrt{(b \sin \alpha)^2 + (b \cos \alpha)^2} \right) \cos \alpha - b}{\left( L - \sqrt{(b \sin \alpha)^2 + (b \cos \alpha)^2} \right) \sin \alpha} \right)$$

**Formel 9:** b = Länge der Nadel im Wasserbecken;  $\alpha$  = Winkel der Nadel

Mit Hilfe dieser Berechnung und der oben genannten Gleichungen ließen sich die Geschwindigkeiten  $v_i$  und  $v_p$  errechnen. Damit konnte die Abweichung zwischen der gemessenen und der errechneten Position bewertet werden.

Des Weiteren wurde in jedem Bild dieser Studie die CNR (siehe Formel 5), welche in dem Phantom ( $\text{Signal}_1$ ), der Nadel ( $\text{Signal}_2$ ) und der Luft ( $\sigma_{\text{Rauschen}}$ ) gemessen wurde, sowie die Stärke des Nadelartefakts 1cm hinter der Spitze bestimmt. Ebenfalls wurde die Sichtbarkeit der Nadel dokumentiert, indem ein Profil senkrecht und längs zur Nadel an deren Spitze erstellt wurde. Alle Messungen wurden mit dem Programm OsiriX durchgeführt (siehe Abbildung 7).



**Abbildung 7:** Dargestellt sind die ROIs für die Berechnung von SNR, CNR und Kontrast sowie die Messungen zur Länge der Nadel und ihrem Winkel bezogen auf die Horizontale. Des Weiteren sind die Profile entlang und im rechten Winkel zu der Nadel abgebildet.

Aus den Profilen wurde der Modulationstransferfaktor (MTF) von jedem einzelnen MRT-Bild für jede Abtastrate errechnet. Der MTF wurde definiert als Verhältnis der Fast-

Fourier-Transformation (FFT) des gemessenen zu einem idealen Nadelprofil (siehe Formel 10).

$$MTF = \frac{FFT_{(gemessen)}}{FFT_{(optimal)}}$$

**Formel 10:** Modulationstransferfaktor berechnet aus den fouriertransformierten Gleichungen des gemessenen zu einem optimalen Profil.

Das Ergebnis der Division ergab den Transferfaktor, aus dem das quadratische Mittel (RMS) bestimmt werden konnte (siehe Formel 11). Dieses diente zur Einschätzung der Schärfe der Kanten des Nadelartefaktes.

$$RMS = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2}{n}}$$

**Formel 11:** Berechnung des quadratischen Mittels. x entspricht den Modulationstransferfaktoren, die durch Formel 10 bestimmt wurden. n = Anzahl der Faktoren

#### 3.4.4. Statistische Auswertung

Um die Korrelationskoeffizienten und die assoziierten Wahrscheinlichkeiten zu bestimmen, wurde der Pearson Test verwendet. Statistisch wurde die k-Raumfüllung im Verhältnis zum CNR, zum Kontrast (C) sowie zum RMS und den Geschwindigkeiten  $v_p$  und  $v_l$  betrachtet. Alle Berechnungen wurden ebenfalls mit Hilfe von SPSS (SPSS Inc., Chicago IL) durchgeführt.

### 3.5. Grundsätze der Charité zur Sicherung guter Wissenschaftlicher Praxis

Des Weiteren möchte ich darauf hinweisen, dass sowohl die Punktions- als auch die k-Raumstudie die „Grundsätze der Charité zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ befolgt. Zur Durchführung der Studien war ein Antrag bei der Ethikkommission nicht erforderlich und es bestehen ebenso keine Interessenskonflikte, welche die vorliegende Arbeit beeinflussen könnten.

## 4. Ergebnisse

### 4.1. Punktionsstudie

Die Einflüsse der Akquisitionszeit ( $t_a$ ), der Gruppenzugehörigkeit und des Zusammenhanges zwischen den Gruppenzugehörigkeiten und den Akquisitionszeiten wurden auf die Parameter Ebene finden ( $t_i$ ), Punktionsdauer ( $t_p$ ), Korrekturen (cn) und Distanz bis zum anvisierten Ziel nach Beendigung der Punktion (dist) mit der Varianzanalyse für Messwiederholungen ausgewertet (siehe Tabelle 5).

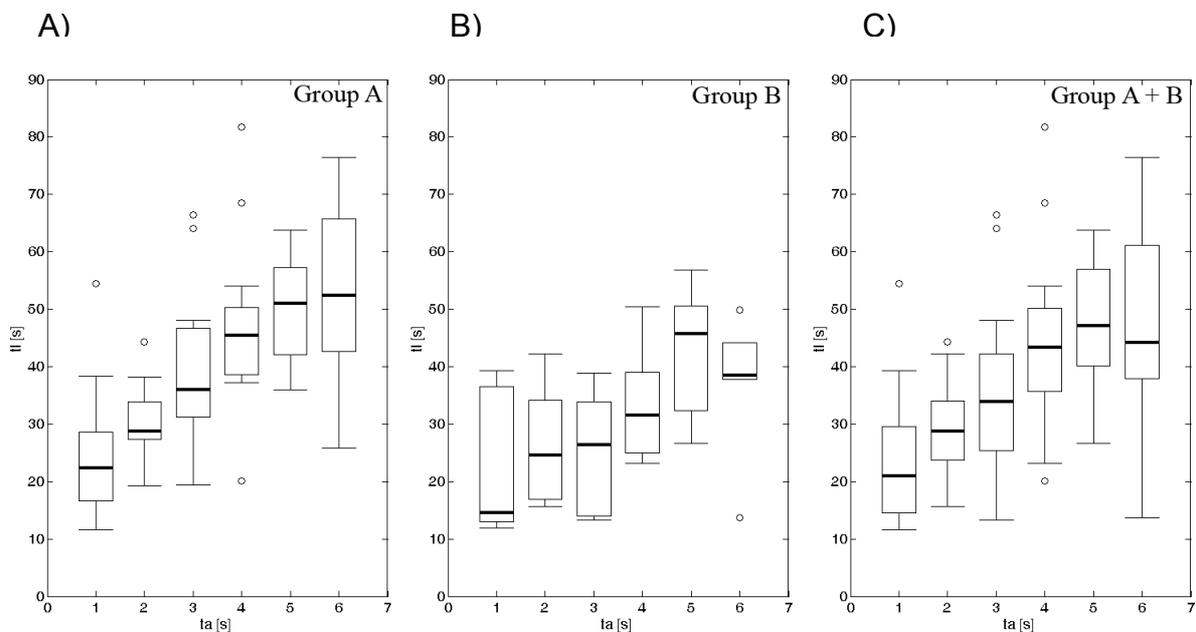
Parameter	$t_a$	Gruppe	$t_a$ und Gruppe
$t_i$	< 0,001	0,01	n.s.
$t_p$	< 0,001	n.s.	n.s.
cn	0,04	0,01	n.s.
dist	n.s.	n.s.	n.s.

**Tabelle 5:** Signifikanzen der gemessenen Parameter gemäß der Varianzanalyse. In der zweiten Spalte wird die Abhängigkeit der Parameter zur Akquisitionszeit ( $t_a$ ) dargestellt. Die dritte Spalte beschreibt die Unterschiede zwischen den zwei Gruppen. Die vierte Spalte zeigt die wechselseitige Abhängigkeit der Gruppenzugehörigkeit und  $t_a$  in Bezug auf die untersuchten Parameter.  $t_i$  = Ebene finden;  $t_p$  = Punktionsdauer; cn = Korrekturen; dist = Distanz bis zum anvisierten Ziel nach Beendigung der Punktion; "n.s." steht für Werte  $p > 0,05$ , welche als nicht signifikant angenommen werden.

Insgesamt lässt sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Einfluss der Akquisitionszeiten auf die beiden Gruppen und den vier untersuchten Parametern feststellen (siehe Tabelle 5; 4. Spalte). Dennoch werden bei näherer Betrachtung einige Unterschiede deutlich.

### 4.1.1. Ebene finden ( $t_i$ )

Das Box-Plot-Diagramm in Abbildung 8 beschreibt den Zusammenhang zwischen der Akquisitionszeit und dem Auffinden der Ebene. Dabei wurden sowohl die Ergebnisse der beiden getesteten Gruppen als auch der gesamten Population statistisch betrachtet. Wie in Tabelle 5 ersichtlich ist, gibt es signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen bezüglich des Auffindens der Ebene ( $p=0,01$ ). Die Unerfahrenen benötigten bei einer Akquisitionszeit von  $t_a=1s$  ca.  $25s \pm 12s$  und bei  $t_a=6s$  im Durchschnitt  $55s \pm 21s$ , während die Erfahrenen nur  $22s \pm 13s$  sowie  $37s \pm 12s$  brauchten, um die voreingestellte Ebene zu identifizieren. Ausreißer gab es in beiden Gruppen. In Gruppe A gibt es sieben in den Akquisitionszeiten von  $t_a=1-4s$  zu verzeichnen, In Gruppe B finden sich hingegen zwei Ausreißer bei  $t_a=6s$ .



**Abbildung 8:** Die Box-Plot-Grafik zeigt die Zeit bis eine Ebene gefunden wurde ( $t_i$ ) in Abhängigkeit zur Akquisitionszeit ( $t_a$ ): A) unerfahrene Probanden, B) erfahrene Probanden, C) beide Gruppen kombiniert.

Des Weiteren wurde die Leistung der beiden Gruppen während der kürzesten Akquisitionszeit von  $t_a=1s$  verglichen. So ergab sich ein hoch signifikanter Zusammenhang zwischen der unerfahrenen Gruppe A und allen getesteten Akquisitionszeiten, während in der erfahrenen Gruppe B erst Abhängigkeiten von  $t_a \geq 4s$  zu ermitteln sind (siehe Tabelle 6). Generell lässt sich festhalten, dass die Erfahrenen schneller die vorgegebene Ebene fanden.

$t_i$	Akquisitionszeit [s]				
Gruppe	2	3	4	5	6
A	0,035	0,004	< 0,001	< 0,001	< 0,001
B	n.s.	n.s.	0,042	0,014	0,037

**Tabelle 6:** Die Tabelle zeigt die Signifikanzen jeder Akquisitionszeit ( $t_a$ ) im Vergleich zu  $t_a=1s$  für das Auffinden der Ebene ( $t_i$ ). Die Unterschiede werden für beide Gruppen getrennt dargestellt.

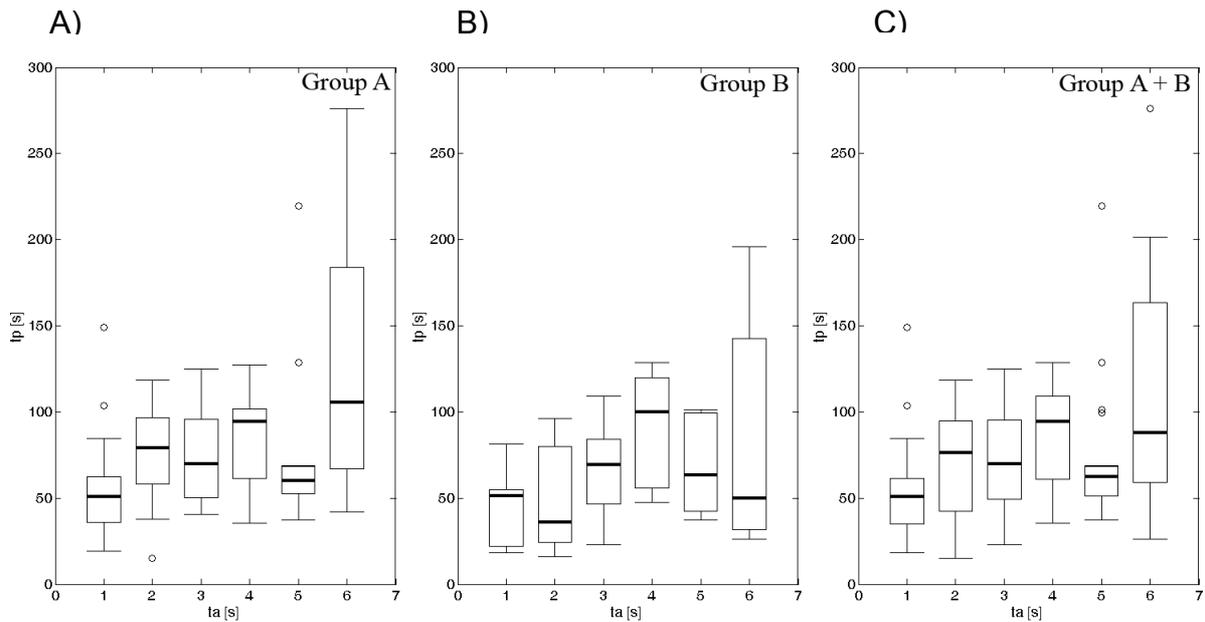
A: unerfahrene Probanden, B: erfahrene Probanden, n.s. = nicht signifikant

#### 4.1.2. Punktionsdauer ( $t_p$ )

In der Abbildung 9 wird der Zusammenhang zwischen der Akquisitionszeit und den Punktionszeiten graphisch dargestellt. Dabei fällt auf, dass sich mit abnehmender Geschwindigkeit der Bildwiederholung die Punktionszeiten verlängerten. Die Unerfahrenen benötigten im Mittel bei  $t_a=1s$   $59s \pm 36s$  bis zu  $122s \pm 21s$  bei  $t_a=6s$ . Wird Gruppe B analysiert, lässt sich dieser Trend ebenfalls bestätigen ( $t_a=1s$ :  $47s \pm 23s$  bis  $t_a=6s$ :  $83s \pm 12s$ ).

Bei näherer Betrachtung dieser Untersuchung fallen fünf Ausreißer in Gruppe A während den Akquisitionszeiten  $t_a=1s$ ,  $2s$  und  $5s$  ins Auge. In Gruppe B hingegen sind keine zu finden.

Alle Punktionszeiten wurden innerhalb von 5min durchgeführt. Die durchschnittliche Punktionszeit aller Probanden und in jeglichen Akquisitionszeiten betrug  $2min \pm 80s$ .



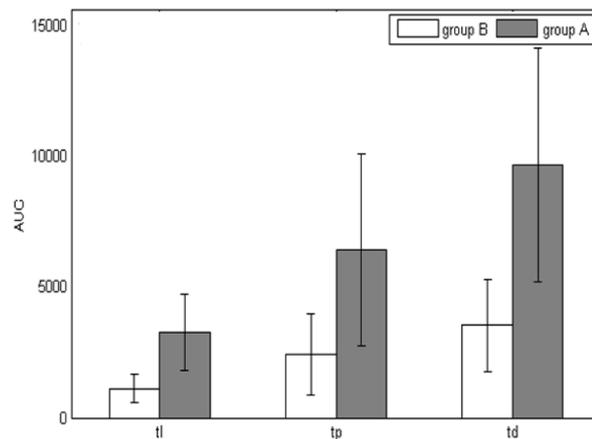
**Abbildung 9:** Die Box-Plot-Grafik zeigt die Punktionszeit ( $t_p$ ) in Abhängigkeit zur Akquisitionszeit ( $t_a$ ): A) unerfahrene Probanden, B) erfahrene Probanden, C) beide Gruppen kombiniert.

Insgesamt befanden sich die Punktionszeiten der Gruppe B auf einem im Mittel niedrigerem, aber nicht signifikanten besseren Niveau im Vergleich zu Gruppe A (siehe Tabelle 5). Allerdings konnte festgestellt werden, dass die Punktionsdauer bei beiden Gruppen ab einer Akquisitionszeit von  $t_a \geq 4s$  signifikant von der Bildwiederholungsrate abhing (siehe Tabelle 7).

$t_p$	Akquisitionszeit [s]				
	2	3	4	5	6
Gruppe					
A	n.s.	n.s.	0,009	n.s.	0,003
B	n.s.	n.s.	0,001	0,003	n.s.

**Tabelle 7:** Die Tabelle zeigt die Signifikanzen jeder Akquisitionszeit ( $t_a$ ) im Vergleich zu  $t_a=1s$  für die Punktionszeit ( $t_p$ ). Die Unterschiede werden für beide Gruppen getrennt dargestellt. A: unerfahrene Probanden, B: erfahrene Probanden, n.s. = nicht signifikant

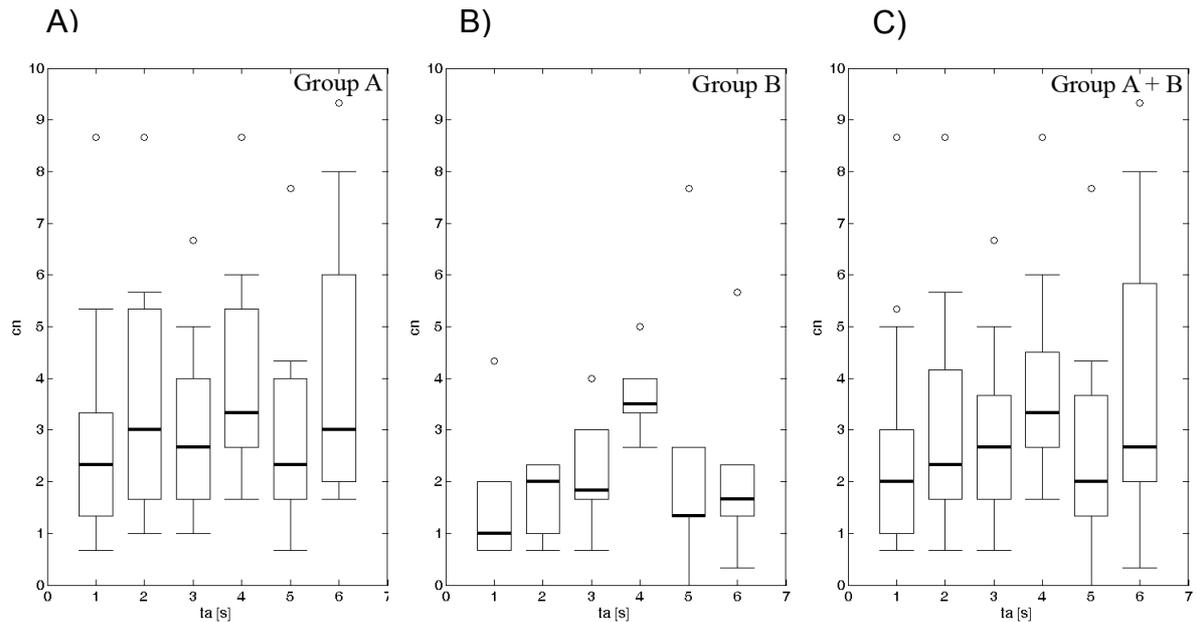
Obwohl keine signifikanten Unterschiede für die Punktionsdauer mit Hilfe der Varianzanalyse festzustellen waren, zeigte sich jedoch bei der Analyse mit dem Area-under-the-Curve-Test (AUC), was sich schon in den erhöhten Mittelwerten für die Gruppe A ( $t_p=82s$ ) im Vergleich zur Gruppe B ( $t_p=67s$ ) abzeichnete (siehe Abbildung 10). Bei diesem Test wurden alle Akquisitionszeiten und Punktionsen einer Gruppe akkumuliert betrachtet. Ein hoher Mittelwert korreliert hier mit einem hohen AUC-Wert.



**Abbildung 10:** Vergleich der unterschiedlichen Zeiten durch den Area-Under-the-Curve-Test (AUC): Zeit bis zum Finden der Ebene ( $t_i$ ), Punktionszeit ( $t_p$ ) und komplette Interventionszeit  $t_d = (t_i+t_p)$  für alle Probanden getrennt nach Gruppen.

#### 4.1.3. Korrekturen (cn)

Betrachtet man die Fehler (siehe Abbildung 11) lassen sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen erkennen ( $p=0,01$ ). Insgesamt begingen die meisten erfahrenen Untersucher weniger Fehler ( $t_a=1s$ :  $1,5 \pm 1,5$ ;  $t_a=6s$ :  $2 \pm 2$ ), außer bei der Akquisitionszeit  $t_a=4s$ . Gruppe A wiederum korrigierte nicht nur mehr Fehler bei Akquisitionszeiten von  $t_a=1s$  mit  $3 \pm 2$  Fehlern, sondern benötigte relativ betrachtet deutlich mehr Ansätze bei  $t_a=6s$  mit  $5 \pm 4$  Korrekturen als die erfahrene Gruppe B. Trotz allem finden sich in beiden Gruppen fünf Ausreißer über alle Akquisitionszeiten verteilt.



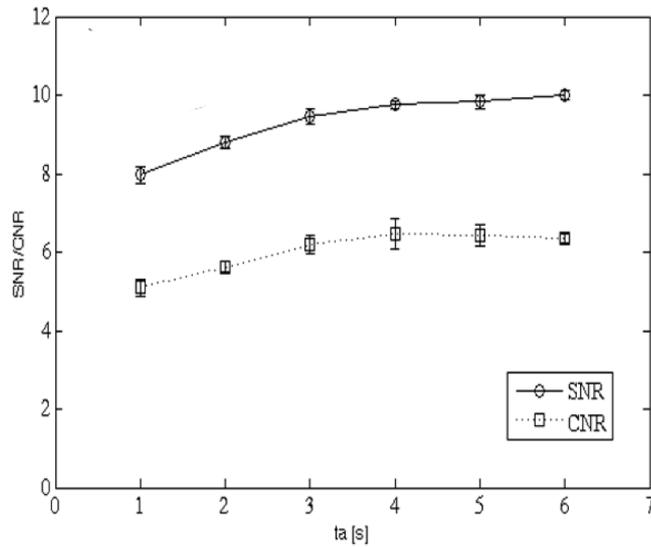
**Abbildung 11:** Die Box-Plot-Grafik zeigt die durchgeführten Korrekturen (cn) in Abhängigkeit von der Akquisitionszeit ( $t_a$ ): A) unerfahrene Probanden, B) erfahrene Probanden, C) beide Gruppen kombiniert.

#### 4.1.4. Distanz (dist)

Bezüglich des Abstandes zum Ziel lässt sich anhand der Mittelwerte der Trend zur größeren Genauigkeit bei den Punktionserfahrenen ( $5,1\text{mm} \pm 3\text{mm}$ ) im Gegensatz zur Gruppe A ( $5,9\text{mm} \pm 2,8\text{mm}$ ) erkennen. Dies gilt vor allem für die Akquisitionszeiten 5 und 6 Sekunden. Dennoch lässt sich keine Signifikanz feststellen (siehe Tabelle 5). Insgesamt lag die durchschnittliche Genauigkeit bei  $5,6\text{mm} \pm 3\text{mm}$  Abstand zum Ziel, während das Nadelartefakt sich in den Punktionen mit einer Breite von  $7\text{mm} \pm 1\text{mm}$  darstellte.

#### 4.1.5. Bildqualität

Die Bildqualität verbesserte sich gemessen am SNR für die Akquisitionszeiten  $t_a=1-3\text{s}$  von 8 auf 9,5 und die CNR von 5 auf 6. Bei allen weiteren Wiederholungsraten blieben die Werte jedoch relativ stabil (siehe Abbildung 12).



**Abbildung 12:** Die Grafik beschreibt den Zusammenhang zwischen Bildqualität und Akquisitionszeit ( $t_a$ ). SNR- und CNR-Werte wurden aus den ROIs gemäß der Abbildung 4E ermittelt.

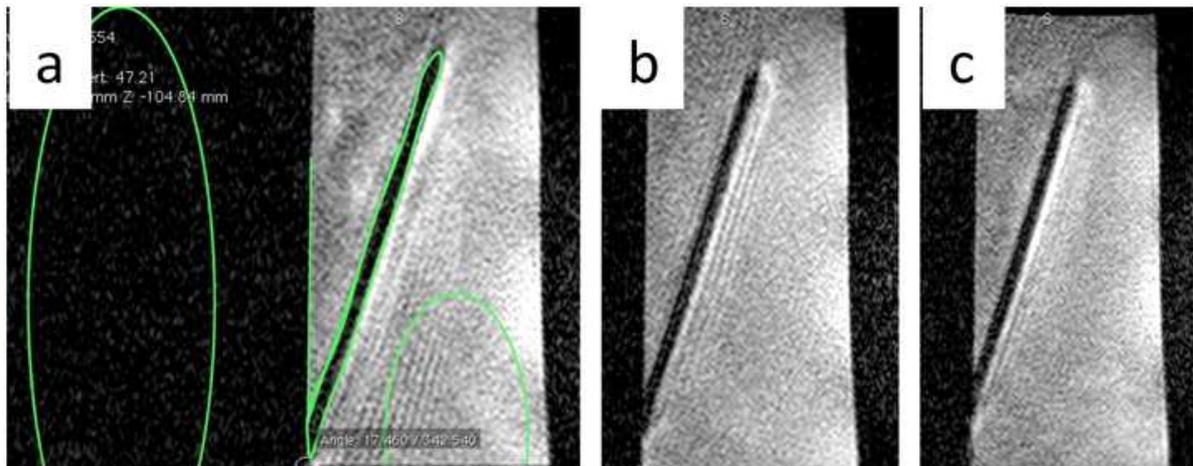
#### 4.1.6. Befinden

Die Befragung aller Probanden zu ihrem Befinden während der Punktion ergab im Gesamtdurchschnitt einen Wert von 3,05, wobei 1 für sehr gut und 5 für schlecht stand. Die Punktionserfahrenen bewerteten im Mittel ihr Befinden mit 2,71 nicht besser als die Unerfahrenen mit einem durchschnittlichen Wert von 3,23.

## 4.2. k-Raumstudie

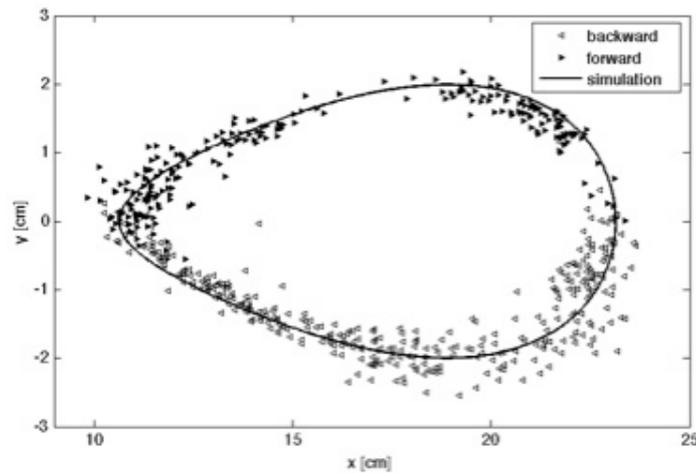
### 4.2.1. Bildqualität

Schon auf den ersten Blick ergeben sich kaum Unterschiede der Bildqualität bei den verschiedenen k-Raumfüllungen (siehe Abbildung 13).



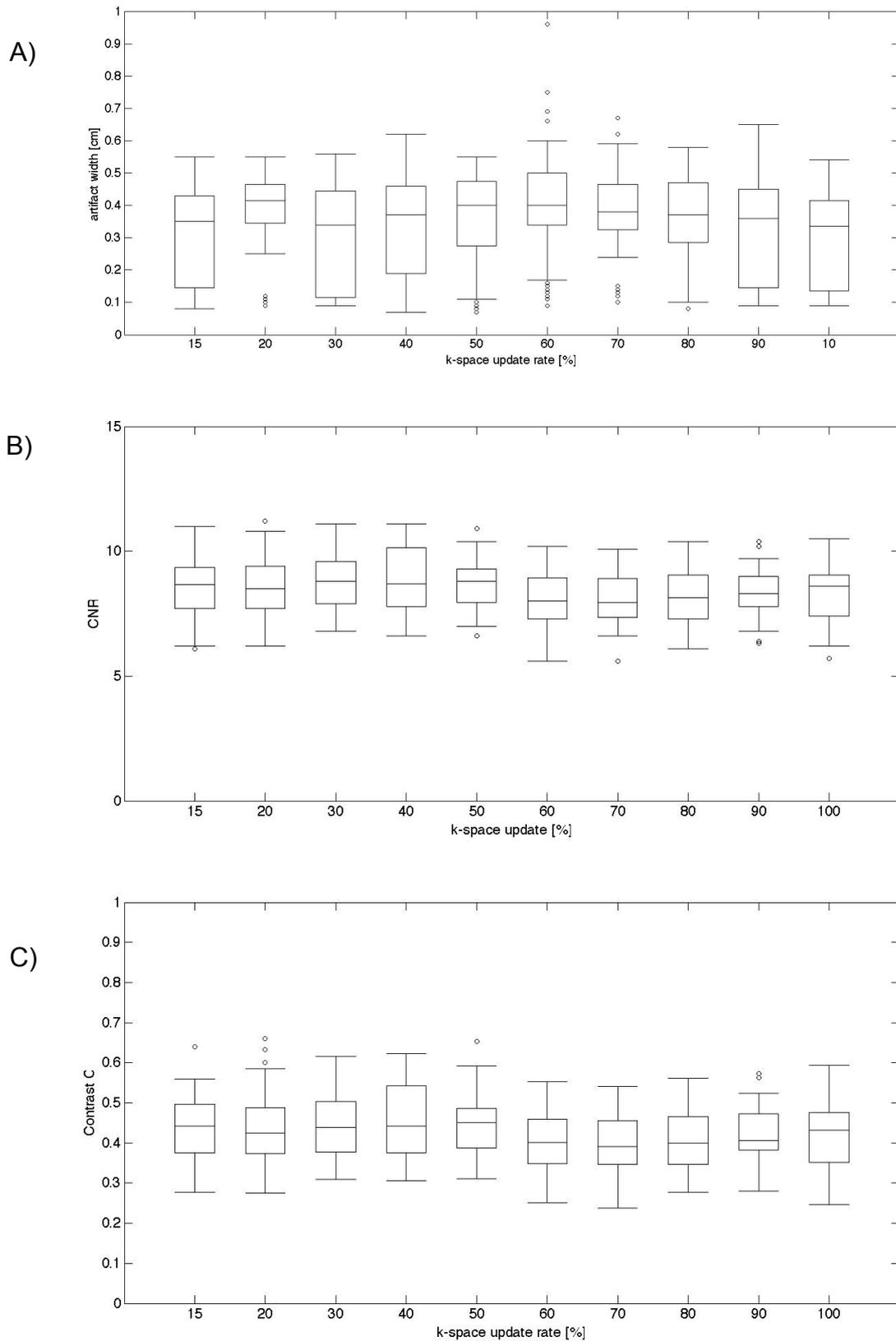
**Abbildung 13:** GRE-MRT-Bilder des Nadelartefaktes bei a) 100% b) 50% und c) 15% k-Raumfüllung.

Auch bei näherer Betrachtung konnten nur minimale Abweichungen der Spitze des Nadelartefaktes gegenüber der errechneten Lokalisation festgehalten werden. Die Abweichung entlang der Nadelachse betrug 3mm sowie 0,8mm senkrecht zur Nadel (siehe Abbildung 14). Daher konnte keine Korrelation zwischen der gemessenen und der errechneten Lage der Nadelspitze in Bezug auf die k-Raumfüllung gesichert werden.



**Abbildung 14:** Theoretisch errechnete (durchgezogene Linie), sowie gemessene Positionen entlang der Nadelspitze für die vorwärts (schwarze Marker) und rückwärts Bewegungen (weiße Marker).

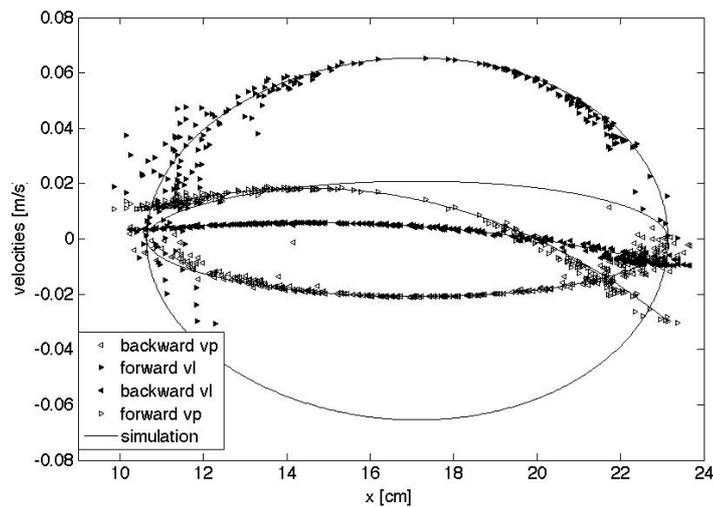
In allen 600 Aufnahmen ergab sich eine Stärke des Nadelartefaktes von 4mm, die um  $\pm 3\text{mm}$  schwankte. Die CNR betrug in allen Bildern  $8,4 \pm 1$ , während die Messung der SNR im Wasserbecken einen Wert von  $14,1 \pm 0,3$  ergab. Somit ließ sich ein Kontrast von  $C=0,4 \pm 0,08$  dokumentieren. Des Weiteren ergab sich aus den Messungen eine schwache Korrelation ( $r=-0,14$ ) zwischen der k-Raumabtastrate und der CNR. Allerdings konnte keine signifikante Beziehung zwischen der Breite des Nadelartefaktes und der k-Raumfüllung hergestellt werden (siehe Abbildung 15).



**Abbildung 15:** Die Box-Plot-Grafiken stellen den Zusammenhang zwischen A) der Stärke der Nadel, sowie B) den CNR-Werten C) den Kontrast-Werten und der k-Raumfüllung dar.

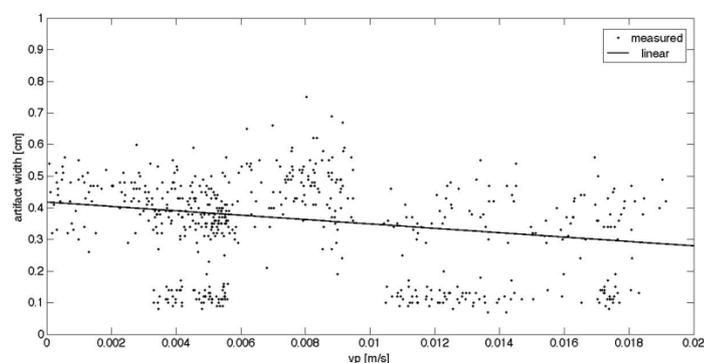
### 4.2.2. Artefakt und Geschwindigkeit

Es wurde nicht nur die Position der Nadelspitze bestimmt, sondern auch ihre Geschwindigkeiten. So ließ sich die Geschwindigkeit der Nadel entlang ihrer Achse von  $v_l=0,02\text{m/s} \pm 0,04\text{m/s}$  errechnen. Senkrecht zur Nadel wurden durchschnittliche Geschwindigkeiten um  $v_p=0,01\text{m/s}$ , die zwischen  $-0,03\text{m/s}$  und  $0,02\text{m/s}$  lagen, ermittelt (siehe Abbildung 16).



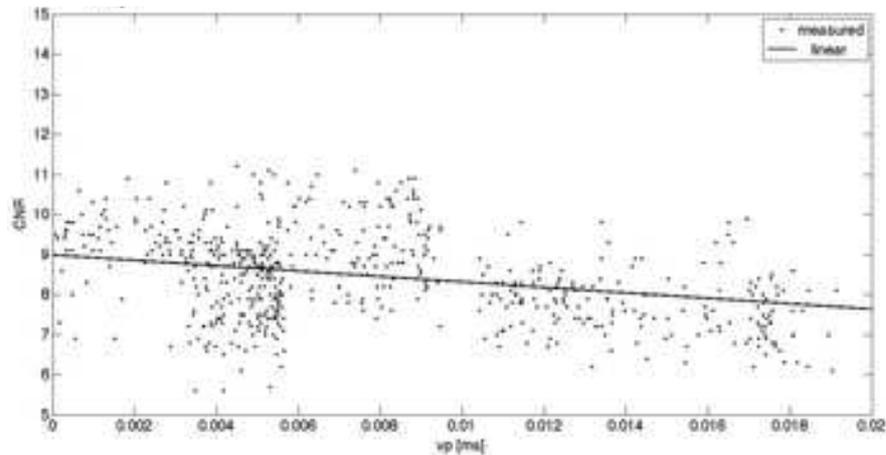
**Abbildung 16:** Dargestellt sind die simulierten (durchgezogenen Linie), sowie die errechneten Geschwindigkeiten entlang und senkrecht zur Nadelspitze (Marker siehe Legende).

In den Ergebnissen der Studie ließ sich jedoch kein statistischer Zusammenhang nach Pearson ( $r < 0,1$ ) zwischen dem Nadelartefakt und den Geschwindigkeiten  $v_p$  und  $v_l$  erkennen, wenngleich die Breite mit zunehmender Geschwindigkeit senkrecht zur Nadelbewegungsrichtung  $v_p$  abnimmt. (siehe Abbildung 17).



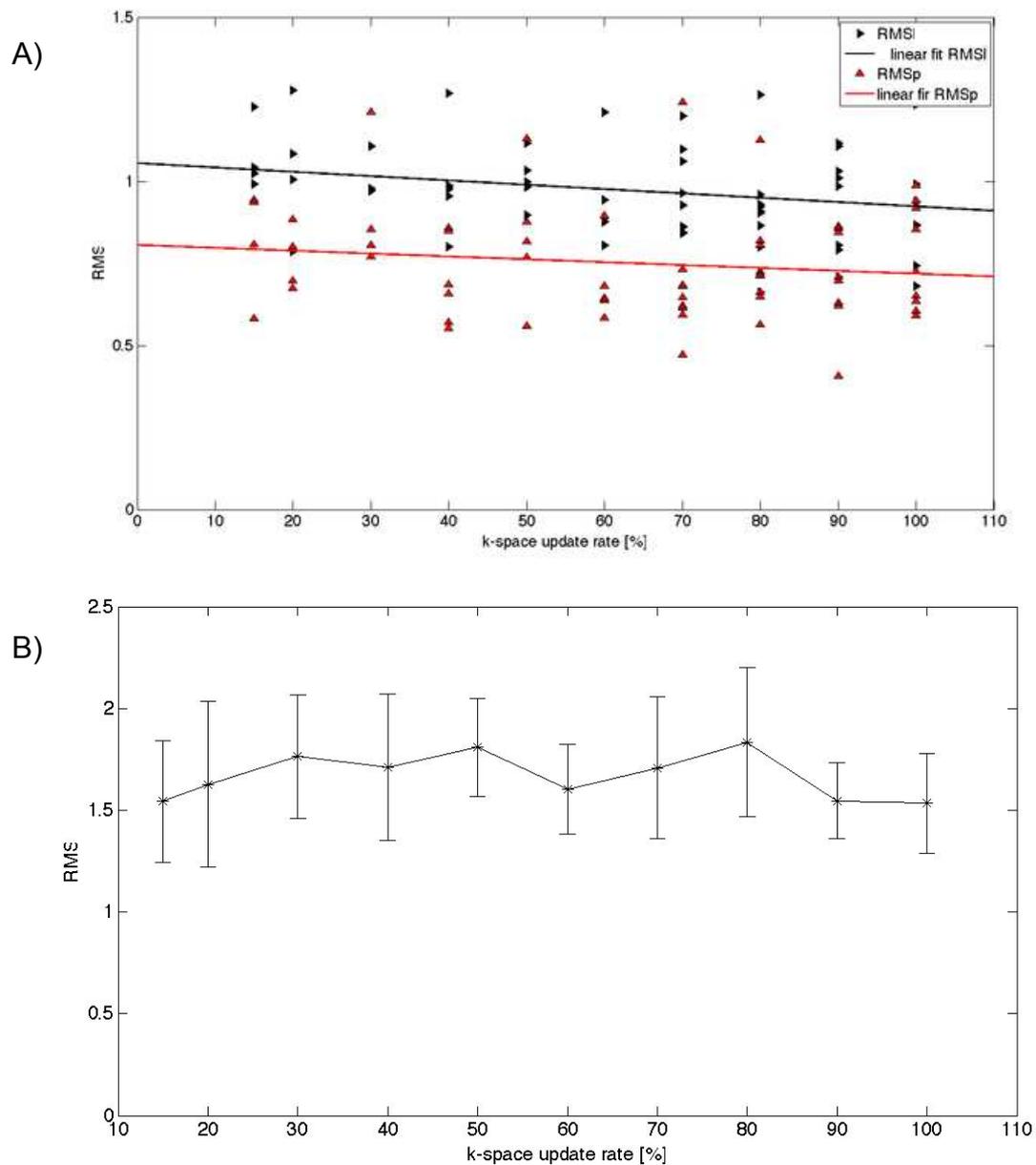
**Abbildung 17:** Die Korrelationsgrade zeigt den Zusammenhang zwischen der Breite des Nadelartefaktes und der Geschwindigkeit senkrecht zur Nadelachse ( $v_p$ ).

Im Gegensatz zur Stärke des Nadelartefaktes konnte eine schwache Korrelation zwischen der Geschwindigkeit  $v_p$  und der CNR ( $r=-0,25$ ) mit einer hohen Signifikanz ( $p<0,01$ ) festgestellt werden (siehe Abbildung 18). Unter Einbeziehung des Winkels der Nadel zum statischen Magnetfeld  $B_0$  ließ sich jedoch die Korrelation zwischen  $v_p$  und CNR nicht mehr bestätigen ( $r=0,06$ ).



**Abbildung 18:** Dargestellt wird die lineare Abhängigkeit zwischen den CNR-Werten und der Geschwindigkeit senkrecht zur Nadelachse ( $v_p$ ).

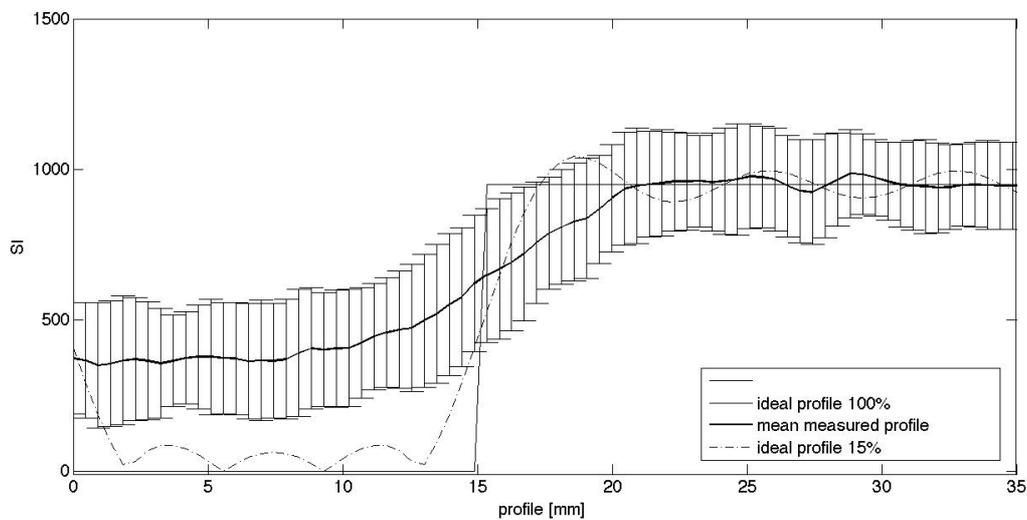
Gleiches gilt für die Bildschärfe entlang der Nadel ( $RMS_l$ ) und senkrecht ( $RMS_p$ ) zur Nadel in Relation zur k-Raumauslesung sowie für die Vor- und Rückwärtsbewegung (siehe Abbildung 19).



**Abbildung 19:** A) Dargestellt werden die gemessenen RMS-Werte für die Nadelprofile entlang (schwarz), sowie senkrecht zur Nadelachse in Abhängigkeit zur k-Raumfüllung. Die durchgezogenen Linien entsprechen den linearen Ausgleichsgeraden für die gemessenen Werte. B) RMS-Werte für die Beträge der Vor- und Rückwärtsbewegung.

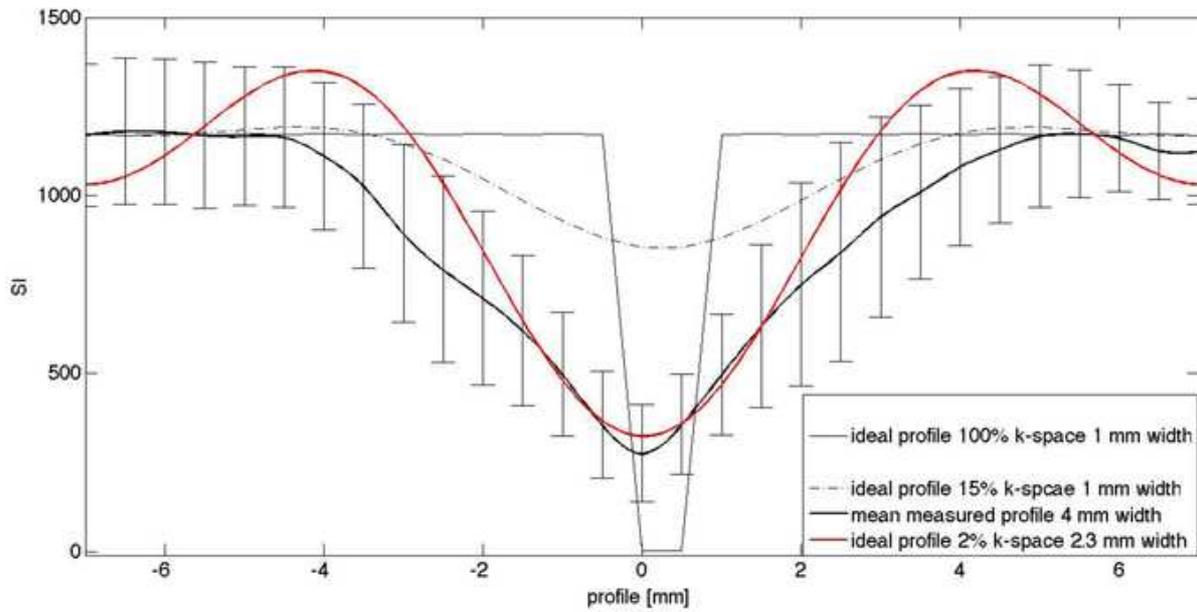
### 4.2.3. Nadelprofile

Veranschaulichen lassen sich die Ergebnisse mit einem idealen, simulierten Profil entlang der Nadelachse. Die dargestellten Signalintensitätsprofile zeigen, dass kein Signal von der Nadel empfangen wird, bis an der Spitze eine Signalanhebung durch das Gewebe verursacht wird. Diese Annahme sollte sich bei allen denkbaren, simulierten Abtastraten bestätigen. Die Abbildung 20 zeigt, dass sich der Wendepunkt aller gemessenen Profile an der Stelle befindet, an der er erwartet wurde.



**Abbildung 20:** Dargestellt sind ideale Profile an der Spitze der Nadel bei 100 und 15%iger Abtastrate, sowie das Mittel aller gemessene Profile.

Ebenfalls deckten sich die senkrecht zur Nadelachse gemessenen Profile durchschnittlich gut mit einem idealen, simulierten Nadelprofil mit einer Breite von 2,3mm und einer k-Raumauslesung von 2% (siehe Abbildung 21).



**Abbildung 21:** Gezeigt wird ein ideales Nadelprofil (dünne schwarze Linie) sowie ein gemessenes und gemitteltes Nadelprofil (dicke schwarze Linie). Die rote Linie entspricht einem idealen Profil mit einer Breite von 2,3mm und einer k-Raumfüllung von 2%, welches den gemessenen Werten am nächsten liegt.

## **5. Diskussion der Ergebnisse**

### **5.1. Punktionsstudie**

Die Studie zeigt, dass signifikante Unterschiede zwischen der Gruppenzugehörigkeit beim Auffinden der Schicht ( $t_i$ ) und bei den Fehlversuchen ( $cn$ ) zu finden sind. Weiterhin lässt sich feststellen, dass ein signifikanter Einfluss der Akquisitionszeit ( $t_a$ ) auf die Schichtfindung ( $t_i$ ), die Punktionsdauer ( $t_p$ ) und die Fehlversuche ( $cn$ ) beobachtet werden kann. Allerdings gibt es keinen Hinweis, dass die Genauigkeit ( $dist$ ) von der Bildwiederholungsrate abhängt.

#### **5.1.1. Vergleich mit anderen Studien**

Vorweg muss festgestellt werden, dass sich nach ausgiebiger Literaturrecherche bisher keine zu unserer Versuchsanordnung vergleichbaren Versuche oder ähnliche Fragestellungen finden lassen, wodurch ein Vergleich der Ergebnisse schwierig ist.

Dennoch sollte an dieser Stelle definiert werden, was real-time beziehungsweise Echtzeitbildgebung bedeutet. Bekannt ist der Begriff aus diversen Durchleuchtungsverfahren. In diesen steht real-time dafür, dass in dem Moment der Bildaufnahme sofort die Bildwiedergabe erfolgt. Für MR-gestützte Methoden muss jedoch eine andere Definition gefunden werden, da real-time Bildgebung wegen der zugrundeliegenden Physik nicht möglich ist. Carpentier et al. zeigten als alternative Definition, dass eine Echtzeitbildgebung ebenso bedeuten kann, dass ein Prozess festgehalten wird und dessen Resultate zu dem Zeitpunkt zur Verfügung stehen, zu dem sie benötigt werden [Carpentier, 2008 #8]. In der Literatur gibt es unterschiedliche Angaben, wie schnell eine Bildwiederholung erfolgen muss, um sichere Interventionen zu gewährleisten, ohne diese statistisch belegen zu können (siehe Tabelle 1). Des Weiteren muss festgestellt werden, dass verschiedene Bewegungen der Organe in vivo zum Beispiel durch Atmung oder Peristaltik sowie Bewegungen des Patienten bei einer strikten Auslegung des Begriffes Echtzeitbildgebung erfasst werden sollten. Bei statischen Organen wie beispielsweise der Wirbelsäule lässt sich eine solche Definition noch schwerer bestimmen. Daher war es das Ziel, den Einfluss der Akquisitionszeit auf die Sicherheit von Interventionen allein an statischen Organen zu untersuchen. Dazu

wurde ein Phantommodell entwickelt, um sicher zu stellen, dass die Akquisitionszeit der statistisch einzig variable Parameter ist.

Im Gegensatz zu den in der Einleitung genannten Beispielen wurde eine stärkere 16 Gauge-Nadel gewählt, um ein besseres Signalverhältnis (SNR und CNR) in Relation zum Phantom im MRT zu erhalten. Erwähnt sei, dass mit zunehmender Gauge-Größe der Außendurchmesser der Nadel in Millimetern abnimmt.

Um die voreingestellte Ebene zu finden, mussten die Probanden mit ihrem Finger auf dem Agarose-Gel am Rand des Deckels entlang fahren. Während die unerfahrenen Probanden der Gruppe A häufig in sehr kleinen Schritten am Rand entlang tasteten, gingen viele erfahrene Untersucher der Gruppe B großzügiger vor. Das könnte erklären, warum es an dieser Stelle so deutliche Unterschiede bei den langsameren Intervallen gegeben hat. Dies lässt sich auch anhand der vermehrt festgehaltenen Ausreißer feststellen.

Bei den Punktionen kam es darauf an, dass der Finger optimal positioniert war und sich im richtigen Winkel zur Zielstruktur befand, damit an ihm entlang punktiert werden konnte. Es wurde erwartet, dass die Gruppe B deutlich schneller punktieren würde, da sie nicht so viele Bilder als Rückmeldung benötigt, um zu entscheiden, ob sie präzise punktiert. Kritisch muss erwähnt werden, dass an der Studie nur zwei Untersucher teilgenommen haben, die Punktionserfahrung im MRT aufweisen konnten. Die übrigen fünf Untersucher hatten zwar reichlich Erfahrungen mit CT- oder Ultraschall-gesteuerten Punktionen, jedoch wenig Erfahrung mit Punktionen im MRT. Dennoch haben diese Probanden die räumliche Vorstellung, Erfahrung und das Wissen um die Punktionstechnik, welches sie von den Punktionsunerfahrenen der Gruppe A unterscheidet.

Allerdings gab es bei der Akquisitionszeit von  $t_a=4s$  einen deutlichen Einbruch der Punktionsgeschwindigkeit bei den erfahrenen Interventionalisten. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen in Bezug auf  $t_p$  festgehalten werden. Im Area-Under-the-Curve-Test stellten sich jedoch schnellere Punktionszeiten  $t_p$  für die Gruppe B dar.

Insgesamt lässt sich dokumentieren, dass die Punktionszeiten sich verlängerten, wenn die Probanden die Ebene verloren und sie dann nicht schnell wiederfanden. Insbesondere Punktionsunerfahrene hatten Schwierigkeiten, die Nadel in der Ebene zu platzieren, die sie zum Teil sehr sicher mit dem Finger identifizieren konnten. Somit lassen sich insbesondere die vermehrten Ausreißer in  $t_i$  und  $t_p$  der Gruppe A erklären.

Als weiteren Parameter wurden die Korrekturen der Punkteure betrachtet. Der Versuchsleiter hatte diese über die Patientenüberwachungskamera und über die MR-Bilder mitgezählt. Als Fehler wurden sämtliche Rückzüge der Nadel, starke Richtungsänderungen und Berührungen der Zielstruktur gewertet. Hier wurden signifikante Unterschiede zwischen den Parametern Korrekturen (cn) und Akquisitionszeit  $t_a$  sowie zwischen Gruppenzugehörigkeit und Korrekturen deutlich.

Während sich die Fehlerrate der Gruppe B auf einem niedrigeren Niveau befand, waren die Werte der unerfahrenen Gruppe verstreut. In der erfahrenen Gruppe ergab sich ein Median von einem Fehler bei  $t_a=1s$ . Dies entspricht einer relativen Fehlerreduktion von ca.130% im Verhältnis zu Gruppe A mit 2,3 Fehlern. Auch bei 6 Sekunden fällt das Ergebnis deutlich aus: 1,6 (B) zu 3,0 (A) Fehlern (siehe Abbildung 11).

In der Arbeit von Daniel et al. wurden Brustläsionen ebenfalls ohne Punktionshilfen mit einer Freehand-Technik MR-gestützt punktiert. Dabei wurden sechs kontinuierliche Bilder in 29 Sekunden aufgenommen, was pro Bild einer Aufnahmezeit von 4,8 Sekunden entspricht. Die Probanden manipulierten die Nadel durch Zurückziehen und Verändern des Winkels während den Punktionen 0- bis 3-mal, um die anvisierte Position zu erreichen [Daniel, 1998 #14].

Aus den erhobenen Daten sind lediglich 1,2 Fehler der beiden MRT-erfahrenen Untersucher bei einer Bildwiederholungsrate von 6 Sekunden erkennbar. Im Vergleich dazu wiesen die Tests bei den übrigen Punktionserfahrenen im Mittel 2,5 Fehler auf.

Die höhere Fehlerrate, insbesondere bei der Gruppe B, für die Akquisitionszeit  $t_a=4s$  steht im Zusammenhang mit einer längeren Punktionszeit ( $p=0,002$ ). Dennoch ließ sich kein signifikanter Einfluss der Akquisitionszeit  $t_a$  auf die Korrekturen in weiteren Punktionen postulieren.

Nach jeder Punktion wurde die Punktionsgenauigkeit bei jedem Probanden mit einer koronaren Aufnahme des Phantoms überprüft. Dazu wurde der Abstand zwischen der Nadel und dem Mittelpunkt des Bechers bestimmt. Dabei wurde deutlich, dass die

Bildwiederholungsrate keinen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit der Punktation hat (siehe Tabelle 5). Bei den Erfahrenen zeigte sich der Trend, dass auch relativ genaue Punktationen mit nur wenigen Korrekturen bei längeren Intervallen möglich sind. Dies könnte der durch Erfahrung ausgereiften Punktationstechnik geschuldet sein.

Auch die Arbeitsgruppe von Daniel et al. befasste sich mit der Genauigkeit ihrer Brustbiopsien. Sie stellten fest, dass sie ihre Instrumente in einem Abstand von 0mm bis 9mm und im Mittel in einem Abstand von 3,8mm von der angezielten Läsion platzieren konnten [Daniel, 1998 #14]. In diesem Spektrum befinden sich auch die in dieser Arbeit ermittelten Ergebnisse.

Des Weiteren wurden die Probanden nach Abschluss aller Punktationen befragt, welche Bildwiederholungsrate sie für sich als die günstigste erachteten. Alle Probanden gaben an, dass sie sich bei Akquisitionszeiten von  $t_a=2-3s$  am sichersten und am wenigsten von der lauten Geräuschkulisse beeinträchtigt fühlten.

Für die Vergleichbarkeit der Interventionen war ebenfalls die Ermittlung der SNR und CNR von Bedeutung. Die Erhöhung der gemessenen Werte für  $t_a=1-3s$  lässt sich dadurch erklären, dass die Spins eine längere Zeit für die Longitudinalrelaxation erhielten. Dieser Einfluss war allerdings schon bei hohen Ausgangswerten und niedrigen Akquisitionszeiten gering und subjektiv nicht beobachtbar.

### 5.1.2. Stärken und Schwächen der Studie

An der Studie nahmen insgesamt 23 Probanden teil. Allerdings wurden drei unerfahrene Probanden aus der Wertung genommen, da sie aus zeitlichen Gründen nicht alle 18 Punktationen bis zum Ende der Datenerhebung durchführen konnten.

Optimierungsmöglichkeiten des Phantommodells ergaben sich Rückblickend aus dem relativ großen Abstand zwischen Deckel und Gel. Wenn weniger freier Raum als 6cm vorhanden gewesen wäre, so hätte die Einstichstelle von den Probanden besser eingesehen werden können. Auch eine flachere Konstruktion mit einem größeren Loch im Deckel wäre für eine bessere Erreichbarkeit und mehr Raum zum Nachangulieren denkbar gewesen. Zudem waren im Modell aufgrund seines achsensymmetrischen Aufbaus keine Leitstrukturen zur besseren Orientierung vorhanden. Daher war die individuelle Interventionsleistung stark von dem räumlichen Vorstellungsvermögen der

einzelnen Probanden abhängig. Allerdings sind auch in der klinischen Realität selten mehr Freiheitsgrade als bei diesem vorgegebenen Setup vorhanden. Im Rahmen von Mammapunktionen im MRT beispielsweise kann das Nachangulieren ebenfalls eingeschränkt sein, weil die Brust zwischen zwei Platten fixiert wird [Perlet, 2002 #68]. Häufig verhindern Rippen, Rezessus oder Darmschlingen den direkten Weg zur Zielregion. Trotz diesen Verbesserungsmöglichkeiten war es allen Probanden möglich, die gestellte Aufgabe relativ schnell zu bewältigen. Eine direkte Sicht auf das Phantommodell erachteten wir als nicht notwendig, da der gesamte Prozess auf dem Untersuchungsmonitor im Faradayschen Käfig nachzuvollziehen war.

### 5.2. k-Raumstudie

Auch die theoretischen Vorhersagen bezüglich des Einflusses einer reduzierten k-Raumfüllung sollten durch experimentell erworbene MRT-Bildern überprüft werden. Dennoch muss darauf hingewiesen werden, dass ein Experiment immer nur einen Teil der Wirklichkeit darstellen kann.

Die Anwendung von Keyhole Imaging bei Interventionen, die zeitkritisch sind und eine schnelle Bildgebung erfordern, scheint sehr vielversprechend zu sein. In Kombination mit weiteren leicht implementierbaren Techniken, wie der SENSE-Technologie oder der Half-Fourier-Technik lassen sich Ortsauflösungen von kleiner als einem Millimeter bei niedrigen Akquisitionszeiten erreichen [Suga, 1999 #89; Ruhl, 2008 #76; Itou, 2008 #40]. Allerdings stellten die Arbeitsgruppen um Patel et al. und Puri et al. , ähnlich wie in der vorliegenden Arbeit, fest, dass bei Interventionen an statischen Organen wie dem Gehirn und dem muskuloskeletalen System die Ortsauflösung und damit die Sichtbarkeit der Strukturen wichtiger ist als die zeitliche Auflösung. Dies gilt im Besonderen, wenn der Untersucher sich für eine Intervention an anatomischen Landmarken orientieren muss und wenn mehrere Aufnahmen verschiedener Untersuchungen übereinandergelegt werden sollen, um den Therapieerfolg einschätzen zu können. Dafür kann es nötig sein, Datensätze mit Hilfe von Subvoxel-Registrierungen und Interpolationen neu zu berechnen, da der Patient nicht genauso im MRT-Scanner liegen wird, wie bei der zuvor durchgeführten Untersuchung [Patel, 2008 #67; Puri, 2006 #72]. Es sollte die benötigte Mindestauflösung vor der Intervention definiert werden, weil Interventionssequenzen wie oben beschrieben immer ein Kompromiss zwischen Geschwindigkeit und Qualität sind.

Die Hypothese war, dass durch die Grundcharakteristik des Keyhole Imaging die Sequenzen nicht nur schneller werden, sondern auch an potenzieller Auflösung verlieren würden. Wenn die Ortsauflösung allerdings schon zu Beginn durch die voreingestellten Parameter reduziert wird und die Stärke der Nadel durch das Blurringartefakt breiter dargestellt wird, dann wird auch bei weiterer Reduktion des k-Raumes die Ortsauflösung nicht zusätzlich reduziert. Jedoch ist das experimentell nachgewiesene Nadelprofil vermehrt verwaschen und unscharf im Vergleich zu einem als ideal angenommenen Profil (siehe Abbildung 20 und 21). Das ergibt sich daraus,

dass die Kontrastinformationen der größer erscheinenden und verwaschenen Nadel in der Mitte des k-Raumes gespeichert werden. Die Ortsinformationen bleiben weitestgehend erhalten, während durch die reduzierte k-Raumfüllung die inneren Anteile sukzessive ersetzt werden.

### 5.2.1. Sequenzen

Wonneberger et al. empfehlen GRE-Sequenzen mit TE-Zeiten unter 15ms. Ebenso schlagen Ridgway et al. vor, selbigen Sequenzen den Vorzug zu geben, wenn eine hohe Aufnahmegeschwindigkeit nötiger erscheint, als eine optimale Bildqualität [Ridgway, 2010 #74; Wonneberger, 2009 #101]. Dem folgend sollten GRE-Sequenzen in den Studien angewendet werden.

Sämtliche SE-Sequenzen sind nicht so schnell wie jene vom GRE-Typ. Allerdings sind sie robuster gegenüber den durch die Nadel verursachten Artefakten. Mit dem SE-Sequenz-Typ ließen sich sogar T2 gewichtete Bilder erstellen. Allerdings haben diese wiederum den Nachteil der langen TE-Zeit.

Die Keyhole-Technik erschien vorteilhaft, da sie leicht an konventionellen Scannern zu implementieren ist und keine spezielle Hardware benötigt, wie sie beispielsweise bei der EPI gefordert wird. Des Weiteren wäre die EPI-Bildgebung für die Erfassung einer Nadelbewegung ungeeignet, da sie stark anfällig gegenüber Suszeptibilitätsartefakten ist [Edelman, 1994 #18].

Der Einsatz der Partial-Fourier-Technik beschleunigte die Sequenzen erheblich. Dies geschah jedoch auf Kosten des SNR, welches um den Faktor  $\sqrt{2}$  reduziert wurde [Kuperman, 2000:128–30 #44]. Dennoch war die durchschnittliche SNR mit einem Wert von 14 weit über dem durch das Rose-Kriterium geforderten SNR von 3, was als Mindestkontrast angesehen werden kann [Haacke, 1999:350 #31].

Aus den Vorüberlegungen geht hervor, dass bereits die Kontrastinformationen, die in der Mitte des k-Raumes gespeichert werden, für die Darstellung der Nadel genügen. Daher erhielt die Keyhole-Methode gegenüber der segmentierten k-Raumfüllung den Vorzug.

Es gibt viele Ansätze, den k-Raum optimal auszulesen und die Bildgebung zu beschleunigen. So zum Beispiel beschrieben Bishop et al., dass die minimale k-Raumfüllung größer sein sollte als der Anteil, den das abzubildende Objekt im Referenzbild ausmacht [Bishop, 1997 #5]. Dies war in der vorliegenden Studie bei nur 15%iger Abtastung ebenfalls der Fall.

Die nicht-kartesischen Verfahren stellen eine gute Alternative zu der hier verwendeten Technik dar. In einer Simulationsstudie wurde der Effekt von einer kontinuierlichen versus einer auslassenden radialen k-Raumfüllung untersucht und es konnte gezeigt werden, dass die letztere Variante nur geringe Störungen an der Nadelspitze verursacht [Shankaranarayanan, 2001 #80; Meyer, 1992 #60].

Weitere Studien, welche die Anwendung von kartesischen und nicht-kartesischen Akquisitionsstrategien im Kontext der interventionellen MRT vergleichen, müssen folgen, damit die bestmögliche Darstellung des Punktionsprocedures gewährleistet werden kann.

Das Keyhole Imaging hat den Vorteil, dass es die Möglichkeit bietet, frei mit der Partial-Fourier-Technik sowie mit der parallelen Bildgebung kombiniert zu werden. Diese Tatsache bot die Möglichkeit, das Signal von zwei Bildern zu mitteln (NSA), wodurch Bewegungsartefakte reduziert und das SNR angehoben werden konnte [van Vaals, 1993 #94].

### 5.2.2. Artefakte

Sowohl für die Diagnostik, als auch für eine Intervention ist es für den Untersucher von großer Bedeutung zu wissen, welche Artefakte ihn durch die angewandte Methode begegnen werden, damit zuverlässige und therapierelevante Entscheidungen gefällt werden können. Daher werden im Folgenden die aufgetretenen Artefakte in Kürze dargestellt.

#### 5.2.2.1. Aliasing

Das Aliasing entsteht, wenn eine minimale Abtastfrequenz, gemäß dem Nyquist-Shannon-Sampling-Theorem, nicht eingehalten wird. In der Abbildung ist durch Rekonstruktionsfehler ein Streifenmuster sichtbar, das im Original nicht vorhanden ist. Wird ein Signal angenommen, wie es in der Abbildung 22 zu sehen ist und einer

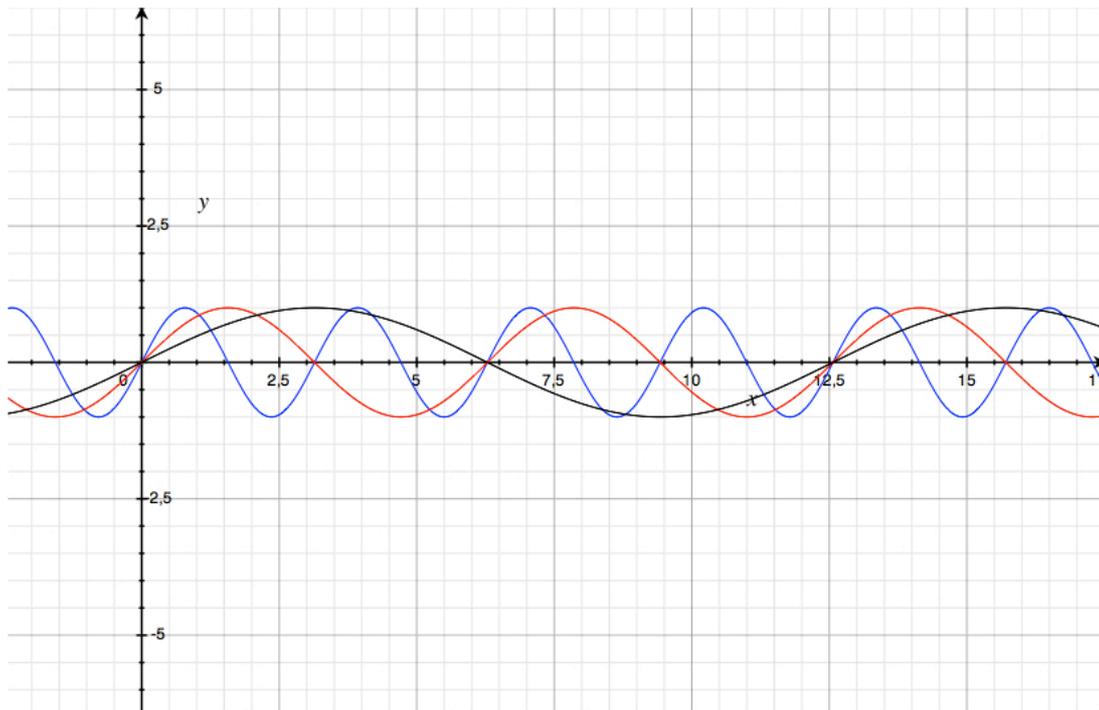
Sinuskurve der Gleichung  $y=\sin(x/2)$  entspricht (schwarze Kurve), die nur durch ihre x-Achsendurchgänge beschrieben werden soll, dann gibt es mehrere Gleichungen, die den selben Zusammenhang darstellen. Daher ist es gemäß dem Nyquist-Theorem nötig, das Signal mindestens mit der doppelten Frequenz auszulesen als sie das Signal aufweist (siehe Formel 11).

$$f_{Auslesung} = 2 \cdot f_{Signal}$$

**Formel 11:** Mindestabtastfrequenz gemäß des Nyquist-Theorems;  $f_{Auslesung}$  = Abtastfrequenz;  
 $f_{Signal}$  = Frequenz des Signals

In unserem Beispiel würde nur eine Gleichung gültig sein, welche die selben x-Achsendurchgänge und Maxima aufweist [Haacke, 1999:231–9 #31].

Der Aliasingeffekt entsteht ebenfalls durch die unvollständige Abtastung des k-Raumes. Besonders die k-Raumfüllungsstrategien, die Zeilen abwechselnd auslesen und auslassen sind davon betroffen (siehe Parallele Bildgebung). Folglich ist eine weitere Methode, das Aliasing zu reduzieren, die radial- bzw. spiralförmige Abtastung des k-Raumes. Es werden hier nicht nur einzelne Phasenkodierschritte aufgenommen, sondern verschiedene k-Raumpunkte gesammelt, die radialsymmetrisch im gesamten k-Raum verteilt sind. Dadurch sind diese Techniken robust gegenüber dem sogenannten „undersampling“. Allerdings verschieben sie nur das Artefakt und der Rekonstruktionsfehler tritt circumferent um das Bild herum verteilt auf [Yutzy, 2008 #105].



**Abbildung 22:** Sowohl die rote, als auch die blaue Kurve können zur Rekonstruktion der schwarzen Kurve, welche das Signal beschreibt, herangezogen werden. Rot:  $y=\sin x$ ; blau:  $y=\sin 2x$ ; schwarz:  $y=\sin(x/2)$

### *Fold-over*

Bei der Parallelen Bildgebung tritt ein spezieller Aliasingeffekt auf. Beispielsweise wird bei der SENSE-Technik nur jede zweite  $k$ -Raumzeile gefüllt. Das Aliasingartefaktsignal, das so entsteht wird auf die folgende ausgelesene Zeile hinzuaddiert. Es erscheint der Fold-over-Effekt, bei dem die Ränder des Bildes in der reduzierten Ausleserichtung, in Richtung der Bildmitte, eingeklapppt werden. Bei genauer Kenntnis des FOV kann dieser Rekonstruktionsfehler ausgeglichen werden [Weishaupt, 2006:131–2 #97].

### 5.2.2.2. Bewegungsartefakte

Bewegungen während der Bildaufnahme führen zu unterschiedlichen Artefakten. Zu ihnen zählen zum einen das Blurring und zum anderen das Ghosting.

#### 5.2.2.2.1. Blurring

Bewegungsartefakte treten auf, wenn angeregte Spins während der Aufnahme die Voxel verlassen, beziehungsweise nicht angeregte Spins durch Bewegung in die Voxel hineinbewegt werden. Dadurch entsteht ein Bild, das verschwommen wirkt. Dieses

Bewegungsartefakt wird Blurring genannt. Die Stärke des Blurrings steht in einem proportionalen Verhältnis zur Bewegungsstärke [Kuperman, 2000:95–7 #44]. Außerdem kann das Blurring durch eine zu sehr reduzierte Matrix oder durch das Zero-Filling (siehe unten) bei der Rekonstruktion auftreten [van Vaals, 1993 #94]. Die Möglichkeit, dass ein Artefakt auftritt, erhöht sich sogar noch, wenn das Instrument senkrecht zu dessen Bewegungsrichtung verschoben wird, was in vivo zum Beispiel durch Patientenbewegung, Atmung oder durch die Korrektur der Nadel durch den Arzt mit größter Wahrscheinlichkeit zu erwarten ist [Scott, 2009 #79; Yang, 2010 #103].

In der vorliegenden Arbeit ließ sich jedoch bei reduzierter k-Raumfüllung kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Breite des Nadelartefaktes und einer senkrechten Bewegung ( $v_p$ ) feststellen (siehe Abbildung 17).

### 5.2.2.2. Ghosting

Ein weiteres bekanntes Bewegungsartefakt stellt das Ghosting dar. Daher soll es zur Vollständigkeit erwähnt werden. Es entsteht durch periodische Bewegungen wie zum Beispiel durch die Pulsation der Aorta oder des Herzens. Aufgrund der relativ langen Aufnahmezeit der Phasenkodierschritte wird es in Richtung dieser als Vervielfachung der entsprechenden Struktur sichtbar [Kuperman, 2000:97–9 #44; Scott, 2009 #79].

Bewegungsartefakte können durch eine schnellere Bildgebung reduziert werden. Dennoch ist es wichtig, Bewegungen auf ein möglich niedriges Maß, zum Beispiel durch Patientenimmobilisierung, zu reduzieren. Darüber hinaus werden Bewegungen im Bild weniger deutlich, wenn sie während des Auslesens der peripheren Anteile des k-Raumes aufgenommen werden [Scott, 2009 #79].

Ebenso sollte darauf geachtet werden, dass nach Möglichkeit im Referenzbild keine Bewegung enthalten ist, auch nicht, wenn die Peripherie des k-Raumes ausgelesen wird. Denn es ist vorstellbar, dass sich der enthaltene Fehler fortsetzt, wenn diese Daten in allen folgenden Datensätzen als Grundlage für die Bilddetails genutzt werden. Den genauen Einfluss des beschriebenen Fehlers sollte in weiteren Untersuchungen quantifiziert werden.

Eine weitere Methode, das Artefakt zu reduzieren, stellt das Signal Averaging dar. Hierfür werden mehrere Bilder aufgenommen und gemittelt. Somit wird der Bewegungsanteil verhältnismäßig klein und das SNR angehoben [Kuperman, 2000:97–9 #44].

### 5.2.2.3. Gibb's Ringing

Das Ringing Artefakt entsteht an Kanten mit starken Kontrastübergängen. Es entspricht abwechselnden hellen und dunklen Linien im Bild und findet seinen Ursprung in dem ungenügend ausgelesenen k-Raum in der Phasenkodierrichtung. Es wird auch als Trunktionsartefakt bezeichnet und trägt somit dem Abschneiden des Signals im k-Raum Rechnung. Wählt man eine doppelt so große Matrix, dann wird der Effekt halbiert, da mehr Pixel zur Verfügung stehen, um die Kante scharf abzubilden. Als Regel sollte die Matrix in Phasenkodierrichtung nicht kleiner sein als die Hälfte der Frequenzkodierrichtung [Gurleyik, 2002 #30; McRobbie, 2006 :99,100,129–33 #58; van Vaals, 1994 #94].

Dies fand bei der Durchführung der Studien Berücksichtigung. Dennoch kann in Abbildung 21 das Ringing anhand der Nachschwingungen des Profils nachgewiesen werden.

### 5.2.2.4. Partialvolumeneffekte

Sind die Voxel zu groß, dann werden in ihnen mehrere Anteile eines Gewebes abgebildet. Übergänge von verschiedenen Geweben oder Materialien wirken unscharf. Daher muss bei der Planung einer Sequenz genau darauf geachtet werden, wie groß die Struktur ist, die dargestellt werden soll, damit sie im Extremfall nicht in einem Voxel untergeht [McRobbie, 2006:96–8 #58].

In der k-Raumstudie wurde eine Abweichung von 2mm gemäß der Literaturrecherche als tolerierbar definiert. Das Artefakt der Nadel sollte zwei Pixel breit sein, damit Partialvolumeneffekte vermieden werden [Gurleyik, 2002 #30]. Daraus ergibt sich ein ideales Nadelprofil, dass zwei Pixel stark ist und dessen Intensität aufgrund der nicht vorhandenen, sowie dephasierten Spins in dem Bildausschnitt auf Null abfällt [Duerk, 1996 #17].

Kritisch muss erwähnt werden, dass die gemessenen Profile (siehe Abbildungen 20 und 21) eine Signalintensität von Null nicht aufweisen konnten, da die gewählte Schichtdicke größer als die Nadel stark war. Eine dünnere Nadel konnte nicht gewählt werden, da das SNR proportional zur Schichtdicke ist. Dies würde bedeuten, dass bei einer 20G Nadel die Schicht 0,9mm sein müsste und das SNR auf 1/8 abfallen würde. Folglich musste ein nicht ideales Profil zugunsten der erhöhten Bildwiederholungsrate hingenommen werden, weil die Wiederholungsrate die Sicherheit gemäß der Punktionsstudie positiv beeinflusst.

### 5.2.3. Breite des Nadelartefaktes

Die Breite des Nadelartefaktes hat unterschiedliche Ursachen. So haben verschiedene Arbeitsgruppen unabhängig von einander empfohlen, dass die Nadel möglichst parallel zum statischen Magnetfeld  $B_0$  platziert werden sollte. Zur Größe des Artefaktes tragen die verwendeten Materialien der Nadel und deren Form sowie Sequenztypen, längere TE-Zeiten, Ausleserichtung, Magnetfeldinhomogenitäten, Suszeptibilitäts- und Metallartefakte bei. Im Rahmen dieser Arbeit werden die letzten drei Einflüsse näher betrachtet [Ladd, 1996 #47; Wonneberger, 2009 #101].

#### 5.2.3.1. Magnetfeldinhomogenitäten

Durch das Einbringen einer Metallnadel werden Magnetfeldinhomogenitäten verursacht. Diese führen zu Artefakten, die zweierlei Ursprung haben. Zum einen entstehen intrinsische Gradienten, welche die Larmorfrequenzen der Spins verändern. Dadurch kommt es zu Geometriestörungen. Diese Störungen treten allerdings nur in der Frequenzkodierichtung auf. Zum anderen lässt sich eine Intravoxeldephasierung feststellen. Das heißt, dass in den Voxeln Gradienten entstehen, welche die Spin-Spin-Wechselwirkungen verstärken. Damit sinkt die Signalintensität. Dieser Effekt kann jedoch durch kleinere Voxel und kurze TE-Zeiten abgeschwächt werden [Ladd, 1996 #47].

Zum Beispiel könnte das Fractional-Echo helfen, die TE-Zeiten zu verkürzen. Zukünftige Untersuchungen müssen zeigen, ob die positiven Einflüsse einer kurzen TE den einhergehenden Anstieg der Akquisitionszeit überwiegen können.

#### 5.2.3.2. Suszeptibilitäts- und Metallartefakte

Sowohl das Suszeptibilitäts-, als auch das Metallartefakt sind stark mit einander verbunden. Das Suszeptibilitätsartefakt entsteht, wenn zwei Gewebe unterschiedliche Magnetisierbarkeiten aufweisen. Es entstehen lokale Gradienten, welche die Spins schneller dephasieren lassen. Das hat zur Folge, dass das Bildsignal reduziert wird, aber nicht verzerrt [McRobbie, 2006:101–3 #58].

Anders verhält es sich mit Metallartefakten. Metall hat in der Regel eine wesentlich höhere Magnetisierbarkeit als organische Gewebe. Daher sind auch die lokalen Gradienten stärker. So kommt es zur kompletten Signalauslöschung, zum Beispiel an der Stelle, an der sich eine Nadel befindet. Des Weiteren wird um diese Nadel ein Saum mit hoher Intensität sichtbar und benachbarte Strukturen werden geometrisch

verzerrt, da an dieser Stelle Magnetfeldinhomogenitäten (siehe oben) durch die Gradienten entstehen. Ebenfalls wird durch das Metall viel Energie des Anregungsimpulses absorbiert, wodurch das Metall erhitzt werden kann. Darüber hinaus wird durch die Anregung ein Strom induziert, Eddy Current, der ebenfalls zu den genannten Bildstörungen beiträgt. Wenn die Energie des RF-Impulses absorbiert wurde, bleibt weniger Energie für die Anregung des Gewebes übrig, wodurch dessen Flip-Winkel kleiner werden. In der Folge kann weniger Signal ausgelesen werden [McRobbie, 2006:101–3 #58].

Beide genannten Artefakte werden bei einer geringeren Flussdichte minimiert [Ladd, 1996 #47]. Allerdings steigen auf diese Weise die Akquisitionszeiten und das SNR nimmt ab [Baudendistel, 2004 #3]. Die Effekte können gleichfalls reduziert werden, wenn bei GRE-Sequenzen die Echozeit TE verkürzt wird [Yang, 2010 #103]. Dies führt vor allem zu PD- und T1-gewichteten Bildern.

Allerdings ist die Größe des Artefaktes nicht allein von den Sequenzparametern und dem Material der Nadel abhängig, sondern auch von der relativen Positionierung des Instrumentes zum statischen Magnetfeld  $B_0$ . Mehrere Versuchsreihen ergaben, dass die Sichtbarkeit des Nadelartefaktes eingeschränkt ist, sofern sie sich parallel zu  $B_0$  befindet. In einer Ausrichtung von  $90^\circ$  zu  $B_0$  stellt sich das Artefakt in seiner größten Ausdehnung dar. Wobei Wonneberger et al. eine Artefaktgröße von 5mm als noch sicher definieren [Wonneberger, 2009 #101]. Die in der vorliegenden Arbeit gemessenen Artefaktstärken liegen mit  $7 \pm 1$ mm ebenfalls in dieser Größenordnung.

Classen et al. und Edelman et al. stellten dennoch fest, dass die Darstellung des Artefaktes trotz der Abweichungen von der Realität eine gute und sichere Orientierung zur Nadelnavigation bietet [Edelman, 1994 #18; Clasen, 2008 #13]. Dieser Aussage kann sich bezüglich der durch Keyhole Imaging beschleunigten Bildgebung bei Punktionsvorgängen angeschlossen werden.

### 5.2.4. Rekonstruktion

Es gibt viele in der Literatur beschriebene Rekonstruktionsverfahren, die nach der Akquisition des k-Raumes angewendet werden [Bishop, 1997 #5]. Sie sind jedoch nicht Teil dieser Arbeit gewesen. Daher wird nur die am Panorama HFO MRT Scanner verwendete Zero-Filling-Methode genauer beschrieben.

Eine einfache und häufig eingesetzte Strategie, um die Bildqualität bei verkürzter Aufnahmezeit zu verbessern ist die Zero-Filling Rekonstruktionsmethode. Bei dieser linearen Technik wird der nicht ausgelesene k-Raum mit Nullen gefüllt, bevor die Fouriertransformation angewendet wird. Daraus folgt, dass sich die Auflösung vergrößert. Die Anzahl der Zeilen in der Phasenkodierrichtung bestimmen bei einem festgelegten FOV die Pixelgröße. Das bedeutet, dass die Pixel kleiner werden und die Informationen gemäß des Shift-Konzeptes interpoliert werden. Die zusätzlichen Nullen tragen keine Signalinformationen. Somit verändern sie die SNR nicht. Allerdings kann diese Methode zu artefaktbelasteten Bildern führen, bei denen Ringing- und Blurringartefakte feststellbar sind [Yerly, 2010 #104; van Vaals, 1993 #94].

Aus der hier aufgenommenen Matrix von 250x250 Bildpunkten mit einer Pixelgröße von 1,41mm wurde eine Matrix der Größe 704x704 mit 0,5mm messenden Pixeln rekonstruiert, bei der die zu erwarteten Artefakte nachweisbar waren. Zu welchem Anteil die Rekonstruktion dazu beiträgt, wurde allerdings nicht untersucht.

### 5.2.5. Modulationstransferfunktion

Die Modulationstransferfunktion ist im Deutschen Sprachraum auch als Modulationsübertragungsfunktion (MÜF) bekannt. Sie gilt als ein Maß für die Darstellbarkeit von Objektdetails durch Intensitätskontraste und ist ein objektivierbarer Faktor für das Auflösungsvermögen. Für jede Ortsfrequenz wird ein Modulationstransferfaktor (MTF) bestimmt, der den relativen Kontrast zwischen Bild und Objekt darstellt [Loewenhardt, 2006:50–3 #54]. Diese Werte werden für die Ortsfrequenz mit dem Wert 0 normiert sowie als 100% gesetzt und als Funktion der Ortsfrequenz aufgetragen [Freyschmidt, 2001:36,37 #23].

In der Röntgentechnik werden Plexiglasmodelle mit einer definierten Anzahl von Bleistrichen und Lücken pro Strecke verwendet, um die MÜF zu erstellen. Dabei kann

ein Linienpaar, also ein Bleistrich und eine Lücke, als Periode angesehen und als Ortsfrequenz mit einem Linienpaar pro Millimeter (lp/mm) beschrieben werden.

Analog kann ein Pixel der Größe 0,2mm als Ortsfrequenz von 2,5 lp/mm aufgefasst werden, da es die kleinste auflösbare Einheit des Bildes darstellt [Freyschmidt, 2001:42,43 #23].

Obwohl die MÜF ein etablierter Standard zur Objektivierung der Ortsauflösung in der Röntgentechnik geworden ist, wird sie in der Magnetresonanztomographie seltener verwendet. Grund dafür sind unter anderem die Pixel, welche keine kontinuierliche Darstellung erlauben. Deshalb wird die MÜF häufig bestimmt, indem man ein Profil senkrecht zu einem Kontrastübergang anlegt. Aus den Daten dieses Histogrammes lässt sich eine Kantenfunktion, die „edge response function“ (ERF), berechnen. Mittels Differentialrechnung ist es möglich aus der ersten Ableitung der ERF die Linienfunktion, auch „line spread function“ (LSF) genannt, zu ermitteln. Um nun eine Modulationstransferfunktion zu erstellen, muss die LSF Fourier transformiert werden [McRobbie, 2006:213 #58].

Die LSF ist jedoch sehr störanfällig und liefert in der MRT häufig keine symmetrische Funktion. Dieser Schritt wurde bei der Berechnung herausgelassen, weil nur das Verhältnis der beiden Profile, also der Modulationstransferfaktoren, zueinander betrachtet werden sollte. Eine „wahre“ MÜF kann nur näherungsweise bestimmt werden. Aus diesem Grund ist eine akkurate Bestimmung der MÜF ohnehin äußerst schwierig.

Zum anderen gab es die Option, das „full width at half maximum“ (FWHM) der LSF als Indikator für die Ortsauflösung zu wählen [Duerk, 1996 #17]. Allerdings ist die FWHM weniger aussagekräftig für die Beurteilung der Kantenschärfe in einem Bild, weil die Ausläufer des Profils nicht betrachtet werden.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die MTF-Methode ein adäquates, vergleichbares, allgemein bekanntes und anerkanntes Mittel zur objektivierten Bewertung der Ortsauflösung und Beurteilung der Kantenschärfe ist [McRobbie, 2006:212–6 #58].

### 5.2.6. Schlussfolgerung aus der k-Raumstudie

Um die Vorannahmen zu bestätigen, wäre ein noch strengerer Rahmen nötig gewesen, damit das Nadelartefakt unter einer Breite von drei Pixeln bleibt. Entsprechend hätte eine nicht metallische Nadel z.B. aus Karbonfasern, eine sehr hohe Ortsauflösung und ein anderer Sequenztyp z.B. eine Spin-Echo-Sequenz eingesetzt werden müssen. Allerdings finden alle drei Vorschläge zur Verbesserung der Darstellung in der klinischen Praxis keine häufige Anwendung. Darüber hinaus würden stärkere Partialvolumeneffekte und ein größeres Blurringartefakt durch die Nadelbewegung entstehen. Im Vordergrund stand für die vorliegende Arbeit die Gewährleistung der Sichtbarkeit der Nadel im Kompromiss mit der Reduktion des Nadelartefaktes sicherzustellen.

Kritisch muss erwähnt werden, dass die Ergebnisse in einem experimentellen Umfeld entstanden sind, bei der die Einstellung der Parameter für das Keyhole Imaging der erwarteten Nadelbewegung im Vorfeld angepasst werden konnte, wie es Yerly et al. empfehlen. Die Phasenkodierung sollte demgemäß im rechten Winkel zur Nadel durchgeführt werden [Yerly, 2010 #104]. Allerdings ließ sich feststellen, dass in diesem Setup für die reduzierte k-Raumabtastung kein Einfluss auf die Darstellbarkeit der Nadel nachzuweisen war.

Da zu Beginn einer jeden Serie der k-Raum einmal zu 100% aufgenommen wurde, war die Aussagekraft der reduziert gefüllten k-Raumbilder von einer stabilen Positionierung der Bildebene und nur minimalen Veränderungen der so abgespeicherten Anatomie abhängig. Die Bewegung im Referenzbild ist unter anderem für die aufgetretenen Artefakte verantwortlich. Jedoch ist dieser Einfluss nur gering. Das Zentrum des k-Raumes ist ungleich mehr von Bewegungen betroffen und verursacht dadurch deutlich stärkere Artefakte [Scott, 2009 #79].

Zusammenfassend kann keine Korrelationen zwischen der Abtastrate des k-Raumes und den betrachteten Parametern gefunden werden, die einen Einfluss auf die Sichtbarkeit der Nadel haben könnten. Das Blurring des Artefaktes lässt sich, wie oben beschrieben, auf die Bewegung der Nadel zurückführen. Dennoch war die Darstellung der Nadel in den Bildern gut definiert und wurde durch die reduzierte Akquisition nicht negativ beeinflusst.

Es konnte gezeigt werden, dass das konventionelle Keyhole Imaging zum einen die zeitliche Auflösung erhöhte, aber dennoch die örtliche Auflösung nicht beeinflusste.

Allerdings ließ sich die Position der Nadel im Punktionsprozess durch die verkürzte Datenaufnahmezeit besser dokumentieren.

Folglich ist die Größe des Artefaktes in den Bildern, die durch eine reduzierte k-Raumfüllung entstanden sind, abhängig von der Darstellung der Nadel bei 100%iger Abtastung, die zu Beginn einer jeden reduzierten Sequenz steht.

### **5.3. Ausblick**

In weiterführenden Studien sollte die reduzierte k-Raumfüllung für TSE-Sequenzen untersucht werden. Diese haben den Vorteil, dass sie weniger anfällig für Suszeptibilitätsartefakte sind. Ebenfalls kann der Einfluss von nicht-kartesischen k-Raumstrategien in diesem Zusammenhang untersucht werden. Weiterhin gilt es festzustellen, ob auftretende Nadelartefakte durch die Fractional-Echo-Methode im Gegensatz zur Partial-Fourier-Technik kleiner dargestellt und ob vergleichbare Bildaufnahme-geschwindigkeiten erreicht werden.

Außerdem ist es vorstellbar, dass in folgenden klinischen Untersuchungen die Zielgenauigkeit während Interventionen mit Sequenzen unter vier Sekunden retrospektiv evaluiert werden. Auf diese Weise wäre es möglich, Daten einer großen Population zu erhalten, ein Qualitätsmanagement durchzuführen und genauere Aussagen über die optimale Akquisitionszeit zu treffen.

Auch wenn an Registrierungstools gearbeitet wird, die OP-Instrumente in einen Datensatz hineinrechnen, wird die interventionelle MRT einen großen Stellenwert behalten, da sie Eingriffe in nahezu Echtzeitgeschwindigkeit darstellen kann. Damit ist sie eine Bereicherung für die Sicherheit von schonenden, minimal-invasiven Eingriffen.

## 6. Zusammenfassung

Durch neue Techniken ist eine nahezu Echtzeitbildgebung im MRT für Interventionen möglich. Die fehlende Exposition mit ionisierenden Strahlen, die multiplanare Schichtorientierung und der hohe Weichteilkontrast sowie die Erfassung von funktionellen Daten prädestiniert die MRT für minimal-invasive Eingriffe. Jedoch existiert derzeit kein Standard für minimale Bildwiederholungsraten. Um maximale Sicherheit und Effizienz zu gewährleisten, soll dies untersucht werden.

Durch das konventionelle Keyhole Imaging lassen sich MRT-Sequenzen beschleunigen. Daher wurde untersucht, welchen Einfluss die reduzierte k-Raumfüllung auf die Darstellung eines Nadelartefaktes hat und wie groß die Abweichung zwischen Bild und tatsächlicher Nadelposition ist. Die Technik soll auf ihre Anwendbarkeit für interventionelle MRT bewertet werden.

In den Studien wurde das 1,0T Panorama HFO MRT (Philips, Best, Netherlands) verwendet. Zwei Probandengruppen (A: Erfahrene Untersucher (N=7); B: unerfahrene Probanden (N=13)) punktierten ein statisches Gel-Phantommodell für die Punktionsstudie. Ausgewertet wurden die Bildparameter SNR und CNR sowie die Punktionsparameter Zeit bis zum Auffinden der Ebene ( $t_i$ ), Punktionsdauer ( $t_p$ ), getätigte Korrekturen (cn) und die Distanz zur anvisierten Zielstruktur (dist) nach Beendigung des Punktionsprocedures in Abhängigkeit zur Akquisitionszeit ( $t_a$ ) und der Gruppenzugehörigkeit. Eine interaktive Sequenz wurde auf eine Akquisitionszeit von  $t_a=1s$  optimiert. Dann wurde sie verzögert, um gleichbleibende Bildqualität bei unterschiedlichen Akquisitionszeiten  $t_a=1s - 6s$  zu gewährleisten.

Ein MR-kompatibler Punktionsautomat lieferte in der k-Raumstudie iterative Bewegungen, die anhand von Gleichungen nachvollzogen werden konnten. Die k-Raumfüllung einer Gradientenechosequenz wurde von 100% (1,4s) in 10%-Schritten bis auf 20% reduziert und zusätzlich eine untere Füllungsgrenze 15% (0,56s) angenommen. Die Qualität der Aufnahmen wurde anhand der Parameter Kontrast (C), CNR, SNR sowie mit Hilfe der Modulationstransferfaktoren (MTF) bestimmt und miteinander verglichen. Weiterhin wurde der Beitrag der Bewegungen entlang ( $v_l$ ) und senkrecht zur Nadel ( $v_p$ ) in Hinblick auf die Darstellung der Nadel ausgewertet.

In der Punktionsstudie zeigte sich, dass ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Auffinden der Ebene sowohl für die Akquisitionszeit ( $p < 0,001$ ) als auch der Gruppenzugehörigkeit ( $p = 0,01$ ) besteht (A:  $t_a = 1s \ 25 \pm 12s$ ;  $t_a = 6s \ 55 \pm 21s$ ; B:  $t_a = 1s \ 22 \pm 13s$ ;  $t_a = 6s \ 37 \pm 12s$ ). Weiterhin konnte eine Verbindung ( $p < 0,001$ ) zwischen der Akquisitionszeit und der Punktionsdauer dokumentiert werden (A:  $t_a = 1s \ 59 \pm 36s$ ;  $t_a = 6s \ 122 \pm 21s$ ; B:  $t_a = 1s \ 47 \pm 23s$ ;  $t_a = 6s \ 83 \pm 12s$ ). Ein signifikanter Zusammenhang besteht ab  $t_a = 4s$ . Ebenso korrelieren die Korrekturen (cn) mit der Akquisitionszeit ( $p = 0,04$ ) und der Gruppenzugehörigkeit ( $p = 0,01$ ) (A:  $t_a = 1s \ 3 \pm 2$ ;  $t_a = 6s \ 5 \pm 4$ ; B:  $t_a = 1s \ 1,5 \pm 1,5s$ ;  $t_a = 6s \ 2 \pm 2$ ). Des Weiteren lag die durchschnittliche Genauigkeit bei  $5,6 \pm 3mm$ , während die Parameter SNR und CNR konstant gehalten werden konnten.

In der k-Raumstudie konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Artefaktbreite und der k-Raumfüllung festgestellt werden. Ebenfalls traten keine neuen Artefakte auf. Die Abweichung der berechneten Nadelposition zu der Position des Artefaktes betrug entlang der Nadel  $3mm$  und senkrecht  $0,8mm$ . Weiterhin ließ sich eine schwache Korrelation ( $r = -0,14$ ) zwischen der reduzierten k-Raumakquisition und dem CNR festhalten.

Es konnte gezeigt werden, dass Akquisitionszeiten bis zu  $4s$  für Interventionen an statischen Organen tolerabel sind. Allerdings ist es durch das konventionelle Keyhole Imaging mit k-Raumfüllungen größer  $15\%$  möglich, die zeitliche Auflösung bei Punktionen von Strukturen größer als  $1mm$  auf Bruchteile einer Sekunde ohne signifikanten Qualitätsverlust zu erhöhen, wodurch der gesamte Interventionsprozess besser dokumentiert werden kann.

## 7. Literaturverzeichnis

1. Ahn H, Mousavi P, Chin L, et al. *The effect of pre-vertebroplasty tumor ablation using laser-induced thermotherapy on biomechanical stability and cement fill in the metastatic spine*. Eur Spine J 2007;16(8):1171–8.
2. Bail HJ, Teichgräber UKM, Wichlas F, Rump JC, Walter T, Seebauer CJ. *Passive navigation principle for orthopedic interventions with MR fluoroscopy*. Arch Orthop Trauma Surg 2010;130(6):803–9.
3. Baudendistel KT, Heverhagen JT, Knopp MV. *[Clinical MR at 3 Tesla: current status]*. Radiologe 2004;44(1):11–8.
4. Beranek-Chiu J, Froehlich JM, Wentz KU, Doert AN, Zollikofer CL, Eckhardt BP. *Improved vessel delineation in keyhole time-resolved contrast-enhanced MR angiography using a gadolinium doped flush*. J Magn Reson Imaging 2009;29(5):1147–53.
5. Bishop JE, Santyr GE, Kelcz F, Plewes DB. *Limitations of the keyhole technique for quantitative dynamic contrast-enhanced breast MRI*. J Magn Reson Imaging 1997;7(4):716–23.
6. Brown MA, Semelka RC. *MR imaging abbreviations, definitions, and descriptions: a review*. Radiology 1999;213(3):647–62.
7. Busch M, Bornstedt A, Wendt M, Duerk JL, Lewin JS, Grönemeyer D. *Fast „real time“ imaging with different k-space update strategies for interventional procedures*. J Magn Reson Imaging 1998;8(4):944–54.
8. Carpentier A, McNichols RJ, Stafford RJ, et al. *Real-time magnetic resonance-guided laser thermal therapy for focal metastatic brain tumors*. Neurosurgery 2008;63(1 Suppl 1):ONS21–8; discussion ONS28–9.
9. Carrino JA, Khurana B, Ready JE, Silverman SG, Winalski CS. *Magnetic resonance imaging-guided percutaneous biopsy of musculoskeletal lesions*. J Bone Joint Surg Am 2007;89(10):2179–87.
10. Catasca JV, Mirowitz SA. *T2-weighted MR imaging of the abdomen: fast spin-echo vs conventional spin-echo sequences*. AJR Am J Roentgenol 1994;162(1):61–7.
11. Chen Z, Zhang J, Pang K. *Adaptive K-space Updating Methods for Dynamic MRI Sequence Estimation*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2005;7:7401–4.

12. Clasen S, Boss A, Schmidt D, et al. *Magnetic resonance imaging for hepatic radiofrequency ablation*. Eur J Radiol 2006;59(2):140–8.
13. Clasen S, Pereira PL. *Magnetic resonance guidance for radiofrequency ablation of liver tumors*. J Magn Reson Imaging 2008;27(2):421–33.
14. Daniel BL, Birdwell RL, Ikeda DM, et al. *Breast lesion localization: a freehand, interactive MR imaging-guided technique*. Radiology 1998;207(2):455–63.
15. Davis SC, Pogue BW, Dehghani H, Paulsen KD. *Contrast-detail analysis characterizing diffuse optical fluorescence tomography image reconstruction*. J Biomed Opt 2005;10(5):050501.
16. De Poorter J. *Noninvasive MRI thermometry with the proton resonance frequency method: study of susceptibility effects*. Magn Reson Med 1995;34(3):359–67.
17. Duerk JL, Lewin JS, Wu DH. *Application of keyhole imaging to interventional MRI: a simulation study to predict sequence requirements*. J Magn Reson Imaging 1996;6(6):918–24.
18. Edelman RR, Wielopolski P, Schmitt F. *Echo-planar MR imaging*. Radiology 1994;192(3):600–12.
19. Erdemir G. *Prototypenentwicklung eines MR-tauglichen Punktions-Simulators zur Evaluation Realtime-gestützter MR-Interventionen*. Berlin: Beuth Hochschule für Technik Berlin – University of Applied Sciences; 2010:1-30
20. Feinberg DA, Hale JD, Watts JC, Kaufman L, Mark A. *Halving MR imaging time by conjugation: demonstration at 3.5 kG*. Radiology 1986;161(2):527–31.
21. Fischer U, Schwethelm L, Baum FT, Luftner-Nagel S, Teubner J. *[Effort, accuracy and histology of MR-guided vacuum biopsy of suspicious breast lesions--retrospective evaluation after 389 interventions]*. Rofo 2009;181(8):774–81.
22. Fossheim SL, Il'yasov KA, Hennig J, Bjørnerud A. *Thermosensitive paramagnetic liposomes for temperature control during MR imaging-guided hyperthermia: in vitro feasibility studies*. Acad Radiol 2000;7(12):1107–15.
23. Freyschmidt J., Neitzel U. *Handbuch diagnostische Radiologie - Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz*. 1. Aufl. Berlin: Springer-Verlag; 2001:36-7, 42-3.
24. Fritz J, Pereira PL. *[MR-Guided pain therapy: principles and clinical applications]*. Rofo 2007;179(9):914–24.
25. Fritz J, Thomas C, Clasen S, Claussen CD, Lewin JS, Pereira PL. *Freehand real-time MRI-guided lumbar spinal injection procedures at 1.5 T: feasibility, accuracy, and safety*. AJR Am J Roentgenol 2009;192(4):W161–7.

26. Gianfelice D, Khiat A, Amara M, Belblidia A, Boulanger Y. *MR imaging-guided focused ultrasound surgery of breast cancer: correlation of dynamic contrast-enhanced MRI with histopathologic findings*. Breast Cancer Res Treat 2003;82(2):93–101.
27. Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, et al. *Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA)*. Magn Reson Med 2002;47(6):1202–10.
28. Griswold MA, Jakob PM, Nittka M, Goldfarb JW, Haase A. *Partially parallel imaging with localized sensitivities (PILS)*. Magn Reson Med 2000;44(4):602–9.
29. Gupta S, Sultenfuss M, Romaguera JE, et al. *CT-guided percutaneous lung biopsies in patients with haematologic malignancies and undiagnosed pulmonary lesions*. Hematol Oncol 2010;28(2):75–81.
30. Gurleyik K, Haacke EM. *Quantification of errors in volume measurements of the caudate nucleus using magnetic resonance imaging*. J Magn Reson Imaging 2002;15(4):353–63.
31. Haacke M, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R. *Magnetic Resonance Imaging - Physical Principles and Sequence Design*. 1. Aufl. New York: Wiley-Liss; 1999:231-9,350.
32. Hadizadeh DR, Gieseke J, Beck G, et al. *View-sharing in keyhole imaging: Partially compressed central k-space acquisition in time-resolved MRA at 3.0T*. Eur J Radiol 2011;80(2):400-6.
33. Hänsler J, Neureiter D, Wasserburger M, et al. *Percutaneous US-guided radiofrequency ablation with perfused needle applicators: improved survival with the VX2 tumor model in rabbits*. Radiology 2004;230(1):169–74.
34. Heidemann RM, Griswold MA, Haase A, Jakob PM. *VD-AUTO-SMASH imaging*. Magn Reson Med 2001;45(6):1066–74.
35. Heron DE, Smith RP, Andrade RS. *Advances in image-guided radiation therapy - the role of PET-CT*. Med Dosim 2006;31(1):3–11.
36. Hoeffel C, Pousset M, Timsit M-O, et al. *Radiofrequency ablation of renal tumours: diagnostic accuracy of contrast-enhanced ultrasound for early detection of residual tumour*. Eur Radiol 2010;20(8):1812–21.
37. Hoppe H, Wang SL, Petersen BD. *Intravascular US-guided direct intrahepatic portocaval shunt with an expanded polytetrafluoroethylene-covered stent-graft*. Radiology 2008;246(1):306–14.
38. Hu X. *On the „keyhole“ technique*. J Magn Reson Imaging 1994;4(2):231.

39. Ishihara Y, Calderon A, Watanabe H, et al. *A precise and fast temperature mapping using water proton chemical shift*. Magn Reson Med 1995;34(6):814–23.
40. Itou D, Nagasaka T, Yanagawa I, Yoshida S, Takase K. *[Use of the keyhole technique for 3.0T MRI dynamic imaging]*. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi 2008;64(12):1562–7.
41. Jakob PM, Griswold MA, Edelman RR, Sodickson DK. *AUTO-SMASH: a self-calibrating technique for SMASH imaging*. SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics. MAGMA 1998;7(1):42–54.
42. Jones RA, Haraldseth O, Müller TB, Rinck PA, Oksendal AN. *K-space substitution: a novel dynamic imaging technique*. Magn Reson Med 1993;29(6):830–4.
43. Kierans AS, Elazzazi M, Braga L, et al. *Thermoablative treatments for malignant liver lesions: 10-year experience of MRI appearances of treatment response*. AJR Am J Roentgenol 2010;194(2):523–9.
44. Kuperman V. *Magnetic Resonance Imaging - Physical Principles and Applications*. 1. Aufl. San Diego: Academic Press; 2000. S.: 95-9, 104-6, 128-130.
45. Kuroda, Mulkern, Oshio, et al. *Temperature mapping using the water proton chemical shift: self-referenced method with echo-planar spectroscopic imaging*. Magn Reson Med 2000;44(1):167.
46. Kurumi Y, Tani T, Naka S, et al. *MR-guided microwave ablation for malignancies*. Int J Clin Oncol 2007;12(2):85–93.
47. Ladd ME, Erhart P, Debatin JF, Romanowski BJ, Boesiger P, McKinnon GC. *Biopsy needle susceptibility artifacts*. Magn Reson Med 1996;36(4):646–51.
48. Langen HJ, Stützer H, Kugel H, et al. *[Precision of MRI-guided needle placement--experimental results]*. Rofo 2000;172(11):922–6.
49. Laspas F, Sotiropoulou E, Mylona S, et al. *Computed tomography-guided radiofrequency ablation of hepatocellular carcinoma: treatment efficacy and complications*. J Gastrointestin Liver Dis 2009;18(3):323–8.
50. Lee VS, Miller FH, Omary RA, et al. *Magnetic Resonance Elastography and Biomarkers to Assess Fibrosis From Recurrent Hepatitis C in Liver Transplant Recipients*. Transplantation 2011;92(5):581-6.
51. Leung DA, Debatin JF, Wildermuth S, et al. *Real-time biplanar needle tracking for interventional MR imaging procedures*. Radiology 1995;197(2):485–8.
52. Lewis BD, Charboneau JW, Reading CC. *Ultrasound-guided biopsy and ablation in the neck*. Ultrasound Q 2002;18(1):3–12.

53. Llovet JM, Fuster J, Bruix J. *The Barcelona approach: diagnosis, staging, and treatment of hepatocellular carcinoma*. Liver Transpl 2004;10(2 Suppl 1):115–20.
54. Loewenhardt B. *Bildgebene Diagnostik – Technik, Anatomie, Pathologie*. 3. Aufl. Fulda: Wissenschaftlicher Selbstverlag; 2006:50-3.
55. Mangano FT, Limbrick DD Jr, Leonard JR, Park TS, Smyth MD. *Simultaneous image-guided and endoscopic navigation without rigid cranial fixation: application in infants: technical case report*. Neurosurgery 2006;58(4 Suppl 2):ONS-E377; discussion ONS-E377.
56. Mansfield P, Maudsley AA. *Medical imaging by NMR*. Br J Radiol 1977;50(591):188–94.
57. McDannold N, Tempny C, Jolesz F, Hynynen K. *Evaluation of referenceless thermometry in MRI-guided focused ultrasound surgery of uterine fibroids*. J Magn Reson Imaging 2008;28(4):1026–32.
58. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. *MRI - From Picture to Protone*. 2. Aufl. New York: Cambridge University Press; 2006:96-103, 129-33, 213, 216, 348-56.
59. Meister D, Hübner F, Mack M, Vogl TJ. *[MR thermometry for laser-induced thermotherapy at 1.5 Tesla]*. Rofo 2007;179(5):497–505.
60. Meyer CH, Hu BS, Nishimura DG, Macovski A. *Fast spiral coronary artery imaging*. Magn Reson Med 1992;28(2):202–13.
61. Mezrich R. *A perspective on K-space*. Radiology 1995;195(2):297–315.
62. Moche M, Zajonz D, Kahn T, Busse H. *MRI-guided procedures in various regions of the body using a robotic assistance system in a closed-bore scanner: preliminary clinical experience and limitations*. J Magn Reson Imaging 2010;31(4):964–74.
63. Morin J, Traoré A, Dionne G, et al. *Magnetic resonance-guided percutaneous cryosurgery of breast carcinoma: technique and early clinical results*. Can J Surg 2004;47(5):347–51.
64. Morvay Z, Szabó E, Tiszlavicz L, Furák J, Troján I, Palkó A. *Thoracic core needle biopsy using ultrasound guidance*. Ultrasound Q 2001;17(2):113–21.
65. Nitz WR. *Fast and ultrafast non-echo-planar MR imaging techniques*. Eur Radiol 2002;12(12):2866–82.

66. Ojala R, Sequeiros RB, Klemola R, Vahala E, Jyrkinen L, Tervonen O. *MR-guided bone biopsy: preliminary report of a new guiding method*. J Magn Reson Imaging 2002;15(1):82–6.
67. Patel NK, Khan S, Gill SS. *Comparison of atlas- and magnetic-resonance-imaging-based stereotactic targeting of the subthalamic nucleus in the surgical treatment of Parkinson's disease*. Stereotact Funct Neurosurg 2008;86(3):153–61.
68. Perlet C, Schneider P, Amaya B, et al. *MR-Guided vacuum biopsy of 206 contrast-enhancing breast lesions*. Rofo 2002;174(1):88–95.
69. Philips Healthcare GmbH. *Philips Panorama HFO mit vertikalen Hauptmagnetfeld  $B_0$* . Rouven M. Lippe – Business Unit Manager MR Germany; 07.05.2012
70. Pipe JG. *Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging*. Magn Reson Med 1999;42(5):963–9.
71. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. *SENSE: sensitivity encoding for fast MRI*. Magn Reson Med 1999;42(5):952–62.
72. Puri BK. *High-resolution magnetic resonance imaging sinc-interpolation-based subvoxel registration and semi-automated quantitative lateral ventricular morphology employing threshold computation and binary image creation in the study of fatty acid interventions in schizophrenia, depression, chronic fatigue syndrome and Huntington's disease*. Int Rev Psychiatry 2006;18(2):149–54.
73. Quesson B, de Zwart JA, Moonen CT. *Magnetic resonance temperature imaging for guidance of thermotherapy*. J Magn Reson Imaging 2000;12(4):525–33.
74. Ridgway JP. *Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I*. J Cardiovasc Magn Reson 2010;12:71.
75. Rocha FG, Benoit E, Zinner MJ, et al. *Impact of radiologic intervention on mortality in necrotizing pancreatitis: the role of organ failure*. Arch Surg 2009;144(3):261–5.
76. Ruhl KM, Katoh M, Langer S, et al. *Time-resolved 3D MR angiography of the foot at 3 T in patients with peripheral arterial disease*. AJR Am J Roentgenol 2008;190(6):W360–4.
77. Sahni VA, Silverman SG. *Biopsy of renal masses: when and why*. Cancer Imaging 2009;9:44–55.
78. Samulski TV, MacFall J, Zhang Y, Grant W, Charles C. *Non-invasive thermometry using magnetic resonance diffusion imaging: potential for application in hyperthermic oncology*. Int J Hyperthermia 1992;8(6):819–29.

79. Scott AD, Keegan J, Firmin DN. *Motion in cardiovascular MR imaging*. Radiology 2009;250(2):331–51.
80. Shankaranarayanan A, Wendt M, Aschoff AJ, Lewin JS, Duerk JL. *Radial keyhole sequences for low field projection reconstruction interventional MRI*. J Magn Reson Imaging 2001;13(1):142–51.
81. Shellock FG, Crues JV. *MR procedures: biologic effects, safety, and patient care*. Radiology 2004;232(3):635–52.
82. Silverman SG, Tuncali K, Adams DF, et al. *MR imaging-guided percutaneous cryotherapy of liver tumors: initial experience*. Radiology 2000;217(3):657–64.
83. Smith KA, Carrino J. *MRI-guided interventions of the musculoskeletal system*. J Magn Reson Imaging 2008;27(2):339–46.
84. Sodickson DK, Manning WJ. *Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays*. Magn Reson Med 1997;38(4):591–603.
85. Sprinkhuizen SM, Bakker CJG, Bartels LW. *Absolute MR thermometry using time-domain analysis of multi-gradient-echo magnitude images*. Magn Reson Med 2010;64(1):239–48.
86. Stattaus J, Maderwald S, Baba HA, et al. *MR-guided liver biopsy within a short, wide-bore 1.5 Tesla MR system*. Eur Radiol 2008;18(12):2865–73.
87. Streitparth F, Gebauer B, Melcher I, et al. *MR-guided laser ablation of osteoid osteoma in an open high-field system (1.0 T)*. Cardiovasc Intervent Radiol 2009;32(2):320–5.
88. Streitparth F, Walter T, Wonneberger U, et al. *Image-guided spinal injection procedures in open high-field MRI with vertical field orientation: feasibility and technical features*. Eur Radiol 2010;20(2):395–403.
89. Suga M, Matsuda T, Komori M, Minato K, Takahashi T. *Keyhole method for high-speed human cardiac cine MR imaging*. J Magn Reson Imaging 1999;10(5):778–83.
90. Terashima M, Hyon M, de la Pena-Almaguer E, et al. *High-resolution real-time spiral MRI for guiding vascular interventions in a rabbit model at 1.5 T*. J Magn Reson Imaging 2005;22(5):687–90.
91. Terraz S, Cernicanu A, Lepetit-Coiffé M, et al. *Radiofrequency ablation of small liver malignancies under magnetic resonance guidance: progress in targeting and*

- preliminary observations with temperature monitoring.* Eur Radiol 2010;20(4):886-97.
92. Testing ASTM. *Standard test method for evaluation of MR- image artifacts from passive implants.* In: Annual book of ASTM standards. American Society for Testing and Materials, West Conshohocken (2001).
93. van Gompel JJ, Kallmes DF, Morris JM, Fode-Thomas NC, Atkinson JLD. *Dyna-CT as an imaging adjunct to routine percutaneous balloon compression for trigeminal neuralgia.* Stereotact Funct Neurosurg 2009;87(5):330–3.
94. van Vaals JJ, Brummer ME, Dixon WT, et al. „Keyhole“ *method for accelerating imaging of contrast agent uptake.* J Magn Reson Imaging 1993;3(4):671–5.
95. Vigen KK, Jarrard J, Rieke V, Frisoli J, Daniel BL, Butts Pauly K. *In vivo porcine liver radiofrequency ablation with simultaneous MR temperature imaging.* J Magn Reson Imaging 2006;23(4):578–84.
96. Vogl TJ, Mayer HP, Zangos S, Selby JB, Ackermann H, Mayer FB. *Prostate cancer: MR imaging-guided galvanotherapy - technical development and first clinical results.* Radiology 2007;245(3):895–902.
97. Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B, Pruessmann KP, Froehlich JM, Nanz D. *Wie funktioniert MRI?* 5. Aufl. Heidelberg: Springer-Verlag; 2006:44-6, 131-2.
98. Willinek WA, Gieseke J, Conrad R, et al. *Randomly segmented central k-space ordering in high-spatial-resolution contrast-enhanced MR angiography of the supraaortic arteries: initial experience.* Radiology 2002;225(2):583–8.
99. Willinek WA, Hadizadeh DR, von Falkenhausen M, et al. *4D time-resolved MR angiography with keyhole (4D-TRAK): more than 60 times accelerated MRA using a combination of CENTRA, keyhole, and SENSE at 3.0T.* J Magn Reson Imaging 2008;27(6):1455–60.
100. Wilman AH, Riederer SJ. *Performance of an elliptical centric view order for signal enhancement and motion artifact suppression in breath-hold three-dimensional gradient echo imaging.* Magn Reson Med 1997;38(5):793–802.
101. Wonneberger U, Schnackenburg B, Streitparth F, Walter T, Rump J, Teichgräber U. *Evaluation of Magnetic Resonance Imaging-Compatible Needles and Interactive Sequences for Musculoskeletal Interventions Using an Open High-Field Magnetic Resonance Imaging Scanner.* Cardiovasc Intervent Radiol 2010;33(2):346-51.

102. Yamamoto N, Fujimoto H, Nakamura R, et al. *Pilot study of radiofrequency ablation therapy without surgical excision for T1 breast cancer: evaluation with MRI and vacuum-assisted core needle biopsy and safety management*. Breast Cancer 2011;18(1):3-9.
103. Yang RK, Roth CG, Ward RJ, deJesus JO, Mitchell DG. *Optimizing abdominal MR imaging: approaches to common problems*. Radiographics 2010;30(1):185–99.
104. Yerly J, Lauzon ML, Chen HS, Frayne R. *A simulation-based analysis of the potential of compressed sensing for accelerating passive MR catheter visualization in endovascular therapy*. Magn Reson Med 2010;63(2):473–83.
105. Yutzy SR, Duerk JL. *Pulse sequences and system interfaces for interventional and real-time MRI*. J Magn Reson Imaging 2008;27(2):267–75.
106. Zangos S, Kiefl D, Eichler K, et al. *[MR-guided biopsies of undetermined liver lesions: technique and results]*. Rofo 2003;175(5):688–94.
107. Zangos S, Müller C, Mayer F, et al. *[Retrospective 5-year analysis of MR-guided biopsies in a low-field MR system]*. Rofo 2009;181(7):658–63.

## Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1:** Dargestellt sind die zentralen k-Raumzeilen, die durch die Zeitintervalle TR getrennt sind. Die Amplitudenhöhe entspricht der Signalstärke, die im k-Raum in Graustufen dargestellt werden.  $k_{PE}$  = Phasenkodierrichtung;  $k_{FE}$  = Frequenzkodier- richtung [McRobbie, 2006:125 #57] ..... 15
- Abbildung 2:** In der oberen Reihe sind die Magnitudenbilder der entsprechenden k- Raumbilder (untere Reihe) abgebildet: A) kompletter k-Raum B) nur das Zentrum des k- Raumes und C) nur die Peripherie. .... 16
- Abbildung 3:** Philips Panorama HFO mit vertikalen Hauptmagnetfeld  $B_0$  [Philips Healthcare GmbH 2012 #69].....27
- Abbildung 4:** A) Hier wird der Versuchsaufbau dargestellt. B) Phantom: Zu sehen ist das Ziffernblatt, das der Orientierung dient, und die Agarose, die punktiert wird. C) Axiale Aufnahme eines GRE-Surveys (TR/TE in ms/ Total Scan Duration/Slice Thickness; 75/6,9/01:08.1/10mm): Hier werden die Vitamin E-Kapseln und die deutliche Phasengrenze zwischen den beiden Gelsorten sichtbar. D) T1W-GRE-Sequenz (12/5,9/00:01.0/5mm), die während der Punktion verwendet wurde. E) Darstellung der ROIs, die zur Berechnung von SNR und CNR verwendet wurden F) Ziffernblatt aus Vitamin E Kapseln zur Einstellung der Ebene .....32
- Abbildung 5:** Dargestellt sind die Ausrichtung des Punktionsautomaten im MRT sowie dessen technische Zeichnung. Sie gibt Auskunft über die verwendeten Bauteile. ....35
- Abbildung 6:** Minimale k-Raumfüllung aufgetragen gegenüber dem SNR für Ortsauflösungen von  $<2\text{mm}$  (durchgezogene Linie) und  $>2\text{mm}$  (gepunktete Linie) eines ideales Nadelprofils mit einer Größe von 2 Pixeln. Die k-Raumfüllung ist limitiert durch die maximale Artefaktgröße von 2mm und einem minimalen  $\text{CNR}=3$ . .... 38
- Abbildung 7:** Dargestellt sind die ROIs für die Berechnung von SNR, CNR und Kontrast sowie die Messungen zur Länge der Nadel und ihrem Winkel bezogen auf die Horizontale. Des Weiteren sind die Profile entlang und im rechten Winkel zu der Nadel abgebildet. .... 39

- Abbildung 8:** Die Box-Plot-Grafik zeigt die Zeit bis eine Ebene gefunden wurde ( $t_i$ ) in Abhängigkeit zur Akquisitionszeit ( $t_a$ ): A) unerfahrene Probanden, B) erfahrene Probanden, C) beide Gruppen kombiniert. ....42
- Abbildung 9:** Die Box-Plot-Grafik zeigt die Punktionszeit ( $t_p$ ) in Abhängigkeit zur Akquisitionszeit ( $t_a$ ): A) unerfahrene Probanden, B) erfahrene Probanden, C) beide Gruppen kombiniert. ....44
- Abbildung 10:** Vergleich der unterschiedlichen Zeiten durch den Area-Under-the-Curve-Test (AUC): Zeit bis zum Finden der Ebene ( $t_i$ ), Punktionszeit ( $t_p$ ) und komplette Interventionszeit  $t_d = (t_i+t_p)$  für alle Probanden getrennt nach Gruppen. ....45
- Abbildung 11:** Die Box-Plot-Grafik zeigt die durchgeführten Korrekturen ( $c_n$ ) in Abhängigkeit von der Akquisitionszeit ( $t_a$ ): A) unerfahrene Probanden, B) erfahrene Probanden, C) beide Gruppen kombiniert. ....46
- Abbildung 12:** Die Grafik beschreibt den Zusammenhang zwischen Bildqualität und Akquisitionszeit ( $t_a$ ). SNR- und CNR-Werte wurden aus den ROIs gemäß der Abbildung 4E ermittelt. .... 47
- Abbildung 13:** GRE-MRT-Bilder des Nadelartefaktes bei a) 100% b) 50% und c) 15% k-Raumfüllung. .... 48
- Abbildung 14:** Theoretisch errechnete (durchgezogene Linie), sowie gemessene Positionen entlang der Nadelspitze für die vorwärts (schwarze Marker) und rückwärts Bewegungen (weiße Marker). .... 49
- Abbildung 15:** Die Box-Plot-Grafiken stellen den Zusammenhang zwischen A) der Stärke der Nadel, sowie B) den CNR-Werten C) den Kontrast-Werten und der k-Raumfüllung dar. .... 50
- Abbildung 16:** Dargestellt sind die simulierten (durchgezogenen Linie), sowie die errechneten Geschwindigkeiten entlang und senkrecht zur Nadelspitze (Marker siehe Legende). ....51

- Abbildung 17:** Die Korrelationsgrade zeigt den Zusammenhang zwischen der Breite des Nadelartefaktes und der Geschwindigkeit senkrecht zur Nadelachse ( $v_p$ ). .....51
- Abbildung 18:** Dargestellt wird die lineare Abhängigkeit zwischen den CNR-Werten und der Geschwindigkeit senkrecht zur Nadelachse ( $v_p$ ). ..... 52
- Abbildung 19:** A) Dargestellt werden die gemessenen RMS-Werte für die Nadelprofile entlang (schwarz), sowie senkrecht zur Nadelachse in Abhängigkeit zur k-Raumfüllung. Die durchgezogenen Linien entsprechen den linearen Ausgleichsgeraden für die gemessenen Werte. B) RMS-Werte für die Beträge der Vor- und Rückwärtsbewegung. ....53
- Abbildung 20:** Dargestellt sind ideale Profile an der Spitze der Nadel bei 100 und 15%iger Abtastrate, sowie das Mittel aller gemessene Profile. .... 54
- Abbildung 21:** Gezeigt wird ein ideales Nadelprofil (dünne schwarze Linie) sowie ein gemessenes und gemittelttes Nadelprofil (dicke schwarze Linie). Die rote Linie entspricht einem idealen Profil mit einer Breite von 2,3mm und einer k-Raumfüllung von 2%, welches den gemessenen Werten am nächsten liegt. ....55
- Abbildung 22:** Sowohl die rote, als auch die blaue Kurve können zur Rekonstruktion der schwarzen Kurve, welche das Signal beschreibt, herangezogen werden. Rot:  $y=\sin x$ ; blau:  $y=\sin 2x$ ; schwarz:  $y=\sin(x/2)$  .....65

## Tabellenverzeichnis

**Tabelle 1:** Auswahl der in der Literatur verwendeten Sequenzen (TR = Time to Repeat; TE = Time to Echo; FA = Flip angle; SL = Slice Thickness;  $t_a$  = Akquisitionszeit; GRE = Gradientenecho; T1W = T1-gewichtet; FLASH = Fast Low Angle Shot; PDW = Protonendichte gewichtet; FSE = Fast Spin Echo; C-BASS = completely balanced steady state; FSPGR = Fast Spoiled Gradient Echo; Kryo = Kryo-Therapie; LITT = Laser induzierte Themothérapie; RFA = Radiofrequenzablation; HIFU = High Focused Ultrasound); n.a. = not available .....8

**Tabelle 2:** Einordnung der Bildgewichtungen in Bezug auf die Time to Repeat (TR) und Time to Echo (TE). PD = Protonendichte .....18

**Tabelle 3:** TR = Time to Repeat, TE = Time to Echo, FOV = Field of View, ST = Slice Thickness, NSA = Number of Signal Avareged,  $t_a$  = Akquisitionszeit, FA = Flip Angle, BFFE = Balanced Fast Field Echo, T1W = T1 gewichtet, GRE = Gradientenechosequenz; \* Die Akquisitionszeit der Sequenz ist abhängig von der k-Raumfüllung (siehe Tabelle 4) ..... 28

**Tabelle 4:** Die obere Zeile stellt die prozentuale k-Raumfüllung und die untere Zeile die Akquisitionszeit  $t_a$  in Sekunden pro Bild dar. .... 37

**Tabelle 5:** Signifikanzen der gemessenen Parameter gemäß der Varianzanalyse. In der zweiten Spalte wird die Abhängigkeit der Parameter zur Akquisitionszeit ( $t_a$ ) dargestellt. Die dritte Spalte beschreibt die Unterschiede zwischen den zwei Gruppen. Die vierte Spalte zeigt die wechselseitige Abhängigkeit der Gruppenzugehörigkeit und  $t_a$  in Bezug auf die untersuchten Parameter.  $t_l$  = Ebene finden;  $t_p$  = Punktions-dauer;  $c_n$  = Korrekturen; dist = Distanz bis zum anvisierten Ziel nach Beendigung der Punktion; "n.s." steht für Werte  $p > 0,05$ , welche als nicht signifikant angenommen werden. ....41

**Tabelle 6:** Die Tabelle zeigt die Signifikanzen jeder Akquisitionszeit ( $t_a$ ) im Vergleich zu  $t_a=1s$  für das Auffinden der Ebene ( $t_i$ ). Die Unterschiede werden für beide Gruppen getrennt dargestellt. A: unerfahrene Probanden, B: erfahrene Probanden, n.s. = nicht signifikant ..... 43

**Tabelle 7:** Die Tabelle zeigt die Signifikanzen jeder Akquisitionszeit ( $t_a$ ) im Vergleich zu  $t_a=1s$  für die Punktionszeit ( $t_p$ ). Die Unterschiede werden für beide Gruppen getrennt dargestellt. A: unerfahrene Probanden, B: erfahrene Probanden, n.s. = nicht signifikant .....44

## Eidesstattliche Erklärung

Ich, Martin Jonczyk, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Experimentelle Untersuchungen zu k-Raumstrategien für MRT-gestützte Punktionen im offenen Hochfeld MRT bei 1,0 T“ selbst verfasst habe und keine anderen, als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe. Die Erstellung der Arbeit erfolgte ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter und enthält auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten.“

Berlin, den 21.05.2014

Martin Jonczyk

## Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Ulf Teichgräber für die Überlassung des Dissertationsthemas und die Unterstützung meiner Arbeit. Darüber hinaus möchte ich mich bei meinem Betreuer Dr. rer. nat. Jens Rump für seine fachliche Unterstützung bedanken.

Ebenfalls gilt es allen Probanden, die an der Punktionsstudie teilgenommen haben, für ihren Einsatz, ohne den die Studie nicht möglich gewesen wäre, einen großen Dank auszusprechen. Der Arbeitsgruppe *Instrumenten- und Methodenentwicklung für die offene Hochfeld-MRT* danke ich für die freundliche Zusammenarbeit. Besonders erwähnen möchte ich Herrn Dr. med. Christian Seebauer für seine statistische Beratung.

Zuletzt möchte ich mich bei meinen Eltern und Susanne Weicholdt für ihre Unterstützung während des Studiums bedanken.

## Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

## Publikationen

1. Rump JC, Jonczyk M, Seebauer CJ, Streitparth F., Güttler FV, Walter T, Hamm B, Teichgräber UK. *The impact of imaging speed of MR-guided punctures and interventions in static organs – A phantom study.* Eur J Radiol 2011;80(3):856-860.
2. Rump JC, Jonczyk M, Seebauer CJ, Streitparth F, Güttler FV, Teichgräber UK, Hamm B. *Reduced k-space acquisition to accelerate MR imaging of moving interventional instruments: a phantom study.* Int J Comput Assist Radiol Surg 2011;6(5):713-719.
3. Rump JC, Jonczyk M, Seebauer CJ et al. *Impact of reduced k-space acquisition on the visibility of moving puncture needles – A phantom study.* ISMRM 2011, Montréal, Kanada.
4. Rump JC, Jonczyk M, Seebauer CJ et al. *Einfluss reduzierter k-Raumakquisition auf die Darstellbarkeit beweglicher Instrumente bei MR-gestützten Interventionen – Eine Phantomstudie.* Dt. Röntgenkongress 2011, Hamburg, Deutschland.
5. Colletini F, Rathke H, Schnackenburg B, Thomas A, Albrecht L, Suttmeier B, Jonczyk M, Güttler F, Teichgräber UK, Kröncke T, Hamm B, de Bucourt M. *Fluid preinjection for microwave ablation in an ex vivo bovine liver model assessed with volumetry in an open MRI system.* Diagn Interv Radiol. 2013;19(5):427-32.
6. Jonczyk M, Hamm B, Heinrich A, Thomas A, Rathke H, Schnackenburg B, Güttler F, Teichgräber UK, de Bucourt M. *Initial clinical experience with a quadrupole butterfly coil for spinal injection interventions in an open MRI system at 1.0 tesla.* Biomed Tech (Berl).2013;Oct 24:1-7.
7. Jonczyk M, Hamm B, Rathke H et al. *Initial clinical experience with a quadrupole butterfly coil for spinal interventions in an open vertical MRI at 1.0 Tesla.* SIR 2013, New Orleans, USA.
8. Suttmeier B, Teichgräber UK, Thomas A, Rathke H, Albrecht L, Jonczyk M, Verba M, Güttler F, Schnackenburg B, Hamm B, de Bucourt M. *Non-invasive ECG-triggered 2D TOF MR angiography of the pelvic and leg arteries in an open 1.0-tesla high-field MRI system in comparison to conventional DSA.* Biomed Tech (Berl).2013;Dec 13:1-9.