

Abteilung Röntgendiagnostik
der Universität Ulm
Direktor: Prof. Dr. med. Hans-Jürgen Brambs

**Die Aussagekraft der MR Cholangiographie
zur Darstellung von Stentlage und luminalem Durchmesser in
in – vitro Messungen und die in – vivo Ergebnisse
bei Patienten mit implantierter biliärer Endoprothese**

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der
Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von

Daniel T Boll
geboren in Mülheim a. d. Ruhr

Ulm 2001

Amtierender Dekan: **Prof. Dr. R. Marre**

1. Berichterstatter: **PD Dr. S. Krämer**

2. Berichterstatter: **Prof. Dr. F. Liewald**

Tag der Promotion: **16.11.2001**

Meinem Bruder und meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Zeitliche Entwicklung der Magnetresonanztomographie	1
1.2 Selektive Visualisierung des biliären Systems	2
1.3 Fragestellung	3
2. Material	4
2.1 Grundlagen der Magnetresonanztomographie	4
2.1.1 Kernpräzession	4
2.1.2 Magnetfeld	4
2.1.3 Larmorfrequenz	5
2.1.4 Longitudinale Magnetisierung	5
2.1.5 Anregung	6
2.1.6 Transversale Magnetisierung	6
2.1.7 Relaxation	7
2.1.7.1 Longitudinale Relaxation	7
2.1.7.2 Transversale Relaxation	7
2.1.8 Signal	9
2.1.8.1 Protonendichte und Signal zu Rausch Verhältnis	9
2.1.8.2 Repetitionszeit (TR)	9
2.1.8.3 Echozeit (TE)	10
2.1.9 Spin Echo Sequenzen	11
2.1.10 Bildgebung	11
2.1.11 Fourier Analysen und K - Raum	13
2.1.12 Variation der Schichtdicke	14
2.1.13 Variation der Frequenz – und Phasenkodierrichtung	14
2.1.14 Fettsuppression	14
2.2 Akquisitionssystem und Darstellungssequenzen	15
2.2.1 Magnetresonanztomograph	15
2.2.2 MR Darstellungssequenzen	16
2.2.2.1 Turbo Spin Echo Sequenz und RARE Sequenz	16
2.2.2.2 HASTE Sequenz	18

2.3 Gallengangendoprothesen	19
2.3.1 Einfluss des Magnetfeldes auf Gewebe	19
2.3.2 Einfluss des Magnetfeldes auf Werkstoffe	20
2.3.3 Stenttypen	21
3. Methode	22
3.1 In – Vitro Analysen	22
3.2. In – Vivo Analysen	23
3.3. Auswertung	24
4. Ergebnisse	25
4.1 Polyethylen Stent in – vitro	25
4.2 Nitinol Stent in – vitro	26
4.3 Kobalt Wallstent in – vitro	27
4.4 Kobalt Wallstent in – vivo	28
4.5 Nitinol Stent in – vivo	29
4.6 Polyethylen Stent in – vivo	30
4.7 Zusatzbefunde	31
5. Diskussion	32
5.1 Bildgebende Verfahren des biliären Systems	32
5.2 Stentimplantation und Stentnachsorge	33
5.3 Die Optimierung der MRC und des Stentdesigns	33
5.4 Diskussion der in – vitro Ergebnisse	35
5.5 Diskussion der in – vivo Ergebnisse	36
5.6 Schlussfolgerung	37
6. Zusammenfassung	38
7. Literatur	40

Abkürzungen

B_0	externes Magnetfeld in Tesla
CT	Computertomographie
e	Basis der natürlichen Logarithmen
ERC	endoskopisch retrograde Cholangiographie
ERCP	endoskopisch retrograde Cholangiopancreaticographie
F	French, ? mm
fMRT	funktionelle Magnetresonanztomographie
FISP	Fast Imaging with Steady State Precession
HASTE	Half Fourier Acquisition single shot turbo spin echo
HF	Hochfrequenz
Hz, MHz	Hertz, Megahertz
K_m	magnetische Kraft
M_e	Elektronenmagnetisierung
m	Meter
MR, MRT	Magnetresonanztomographie
MRA	Magnetresonanzangiographie
MRC	Magnetresonanztomographische Cholangiographie
MRCP	Magnetresonanztomographische Cholangiopancreaticographie
n	Anzahl
PTC	Perkutane transhepatische Cholangiographie
RARE	Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement
RF	Radiofrequenz
s, ms	Sekunde, Millisekunde
TE	Echozeit
T	Tesla
TR	Repetitionszeit
W, μ W	Watt, Microwatt
w_0	Larmorfrequenz
γ	Gyromagnetisches Verhältnis
Θ	Phasenverschiebung
χ	magnetische Suszeptibilität
μ	magnetisches Moment

1. Einleitung

1.1 Zeitliche Entwicklung der Magnetresonanztomographie

Das dieser Arbeit zu Grunde liegende bildgebende Verfahren ist die *Magnetresonanztomographie*, die wie auch die klassische Röntgendiagnostik auf Wechselwirkungen mit elektromagnetischen, jedoch nicht ionisierenden Strahlenfeldern beruht. Diese elektromagnetischen Strahlenfelder sind charakterisiert durch einen Wellenbereich von $> 0,3$ m Wellenlänge mit einer Frequenz von > 100 Hz.

Rabi und *Bloch* [8] konnten in ihren Arbeiten 1939 und 1946 an frühen MR - Spektrographen durch das Hineinhalten eines Fingers ein starkes Signal der Wasserstoffatome nachweisen. Das Phänomen der magnetischen Resonanz, als verstärkte Absorption von Energie durch Nukleonen innerhalb eines magnetischen Feldes nach Einstrahlen eines Hochfrequenzimpulses von spezifischer Frequenz, wurde bis zu diesem Zeitpunkt lediglich in der physikalischen Chemie zur Gewinnung qualitativer und quantitativer Analysen angewandt [7].

1972 gelang *Lauterbur* [22] die erste örtliche Zuordnung eines MR Signals durch angelegte Gradienten, erste MR Bilder konnten so akquiriert werden. *Damadian* [23] konnte 1977 erste hochauflösende Bilder anatomischer Systeme mit Hilfe supraleitender Magneten realisieren.

Seit Anfang der 80er Jahre hält die Magnetresonanztomographie Einzug in die klinische Diagnostik.

Die Magnetresonanztomographie überzeugt heute durch multiplanare, hochauflösende Darstellungen, räumlich hochkomplexe Gefäßdarstellungen, starke Gewebekontraste von Weichteilen und schließlich auch durch die Darstellung pathologischer Zustände bedingt durch veränderten Metabolismus, Temperatur und Perfusion im Bereich der funktionellen MRT (fMRT) [39].

Obwohl es mit der Computertomographie ein zum Teil schnelleres und preisgünstigeres Verfahren gibt, um Schnittbilder des menschlichen Körpers zu erzeugen, gewinnt die Magnetresonanztomographie zur Visualisierung immer selektiverer anatomischer Gebiete zunehmend an Bedeutung. Einer der entscheidenden Vorteile der Magnetresonanztomographie gegenüber der Computertomographie ergibt sich aus der Tatsache, dass sie über mehr als nur einen bildgebenden Parameter verfügt. So lassen sich durch *Wichtung* der bildgebenden Größen in der MRT, Relaxationszeiten und Spindichte, bestimmte Gewebe hervorheben oder unterdrücken, um letztendlich Mischbilder dieser Größen mit maximaler

klinischer Aussagefähigkeit in bezug auf morphologische Präzision und Beurteilbarkeit von dynamischen Vorgängen zu generieren.

1.2 Selektive Visualisierung des biliären Systems

Die *Magnetresonanzcholangiographie* stellt ein Verfahren dar, welches sich in den letzten 10 Jahren stetig weiterentwickelt hat und heute dem Kliniker wichtige Informationen über die Morphologie des biliären Systems liefert. Des weiteren wird dem Kliniker ein realistisches Bild vom physiologischen oder pathologisch alterierten Drainageverhalten des biliären Gefäßsystems gegeben.

Eine rein morphologische Visualisierungsmethode stellt der perkutane Ultraschall dar. Weitere diagnostische Verfahren zur Beurteilung von Anatomie und der regelrechten Funktion des biliären Systems stellen die invasive endoskopisch, retrograde Cholangiographie, sowie die intravenöse Gabe biliär sezernierten Kontrastmittels und konsekutive Darstellung auf einem Radiogramm oder einer Spiral CT dar. Diesen Verfahren ist jedoch gemein, dass iatrogen Einfluss auf die Sezernierung und Exkretion von Gallenflüssigkeit genommen wird oder im Falle der ERCP die Flussrichtung der Galle sogar umgekehrt wird. Eine Beurteilung der realen Situation des biliären Systems ist somit nicht mehr möglich. Des weiteren werden bei diesen beschriebenen Untersuchungen nicht unerhebliche Strahlendosen appliziert, sodass die MRCP als *Screening* Untersuchung favorisiert wird.

Ist keine Intervention geplant [1] und soll das biliäre System in einem nicht - manipulierten Zustand beurteilt werden hat sich die MR Cholangiographie gegenüber den anderen diagnostischen Verfahren durchgesetzt.

In der aktuellen Literatur werden die Vorteile der endoskopisch retrograden Cholangiographie beschrieben. Es wird die Möglichkeit zur Durchführung verschiedenster Interventionen hervorgehoben, so die Extraktion von Konkrementen im Gallengangssystem, die Biopsieentnahme und in zunehmendem Maße auch die temporäre und permanente Stentimplantation [11, 14, 47] in das biliäre Gefäßsystem.

Die MR Cholangiographie mit ihren Möglichkeiten zur Visualisierung dieser eingebrachten Stents als Verlaufskontrolle, findet in der aktuelle Literatur jedoch nur in Form von Fallbeispielen Beachtung [37].

1.3 Fragestellung

Das Ziel dieser Arbeit ist es, das Potential der MR Cholangiographie im Hinblick auf die Evaluierung des Gallengangsystems von Patienten mit Gallengangsendoprothesen aufzuzeigen. Zunächst wurden Messungen des Stentlumendurchmessers, sowie eine Darstellung der Stentposition in – vitro unter Zuhilfenahme eines Phantoms durchgeführt. Anschließend wurden die Gallenwege in – vivo bei 30 Patienten mit biliärer Endoprothese in der MRT dargestellt.

2. Material

2.1 Grundlagen der Magnetresonanztomographie

2.1.1 Kernpräzession

Die Nutzung des Phänomens der Magnetresonanz in der Medizin beruht auf den atomaren Eigenschaften des Wasserstoffatoms. Dieses besteht im Atomkern aus einer ungeraden Nukleonenzahl, nämlich einem *Proton* und, als einzigem Element, keinem Neutron. In der äußeren Elektronenschale befindet sich ein Elektron, welches jedoch für die magnetische Resonanz keine weitere Rolle spielt [6].

Das Proton ist positiv geladen und besitzt eine Eigenrotation, auch *Spin* genannt, mit einer Rotationsfrequenz von 1 kHz im Erdmagnetfeld.

Da das Proton eine *Masse* besitzt, muss ein Drehimpuls vorhanden sein, welcher die Rotationsachse stabilisiert.

Jedes Proton besitzt eine *positive Ladung*, welche durch die Kernrotation bewegt wird. Diese bewegte Ladung induziert ein magnetisches Moment oder magnetisches Dipolfeld, welches jedes Proton umgibt. Dieses *Dipolfeld* kann in den zwei magnetischen Ausrichtungen, als positives oder negatives Feld, vorliegen.

2.1.2 Magnetfeld

Ein starkes, externes, homogenes Magnetfeld ist in der Lage mit dem magnetischen Moment des Kerns zu interagieren. Es kommt zu einer *Ausrichtung* der Rotationsachse am äußeren Magnetfeld, dieser Ausrichtungsvorgang wird als *Präzessionsbewegung* bezeichnet.

Aus dieser Bewegung resultiert eine *parallele* Orientierung der Kerne im externen Magnetfeld auf niedrigem magnetischen Energieniveau und eine *antiparallele* Ausrichtung auf höherer magnetischer Energieebene. Aufgrund quantenmechanischer Prinzipien ist das Proton bestrebt, einen niedrigen energetischen Zustand als Ruhezustand zu erreichen, somit ist die Anzahl paralleler Spins minimal höher, als die der antiparallel ausgerichteten Protonen.

Die Gesamtzahl aller parallel oder antiparallel ausgerichteten Kernteilchen ist proportional zum externen Magnetfeld. Nach Abklingen der externen Magnetisierung stellt sich das thermische Gleichgewicht im Sinne der Entropie wieder ein.

2.1.3 Larmorfrequenz

Das äußere, homogene Magnetfeld nimmt nicht nur Einfluss auf die Orientierung der Rotationsachse, sondern, nach den klassischen Gesetzen der Elektrodynamik, auch auf die *Rotationsfrequenz*. Frequenz und *Magnetfeld* verhalten sich *proportional* zueinander, ausgedrückt in der Larmorgleichung [43]:

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

Formel (1)

(ω_0 : Larmorfrequenz in MHz; γ : Gyromagnetisches Verhältnis [42,576 MHz/T]; B_0 : externes Magnetfeld in T)

2.1.4 Longitudinale Magnetisierung

Ist der Vorgang der Präzessionsbewegung abgeschlossen, rotieren alle angeregten Protonen parallel oder antiparallel, entlang der longitudinalen Achse des externen, homogenen Magnetfeldes. Die Rotationsfrequenz entspricht der Larmorfrequenz ausgedrückt in Formel (1).

Die *resultierende Differenz* von parallel und antiparallel ausgerichteten Spins bestimmt die Stärke der longitudinalen Magnetisierung.

Für die Dauer des angelegten externen Magnetfeldes ist dieses System stabil.

2.1.5 Anregung

Dieses stabile System kann durch Zufuhr von *Energie* angeregt werden. Diese Energie wird als *elektromagnetische Welle* von sehr kurzer Dauer, im Regelfall einigen Millisekunden, über eine Sendespule in das System eingestrahlt. Um mit dem System in Wechselwirkung treten zu können, muss jedoch die *Resonanzbedingung* erfüllt sein. Die Frequenz des elektromagnetischen Impulses muss mit der Larmorfrequenz übereinstimmen. Nur wenn der Energiegehalt der Photonen mit dem der Protonen übereinstimmt, kann die Energie von den Protonen absorbiert werden.

Diese Anregung hat zur Folge, dass die Spins aus ihrer *Längsmagnetisierung* herausbewegt werden.

2.1.6 Transversale Magnetisierung

Die *Leistung* und die *Dauer* des Radiofrequenzimpulses bestimmen das Verhalten der Nukleonen. Werden die Leistung und die Dauer so gewählt, dass die Protonen in die *Transversalebene* kippen, so rotieren sie senkrecht zur Längsachse des externen Magnetfeldes. Dieser Impuls wird 90° oder auch $\pi/2$ Impuls genannt. Der Winkel, um den die Protonen aus der Längsmagnetisierung gekippt werden, heißt *Flip Winkel* und ist direkt abhängig von Leistung und Dauer des Radiofrequenzsignals. Unmittelbar nach dem Einsenden des Radioimpulses ist die energetisch günstigere Längsmagnetisierung zu Gunsten der *transversalen Magnetisierung* aufgehoben.

Die Rotation in der Transversalebene in Larmorfrequenz besitzt eine *Generatorwirkung*. Das elektrische Feld des erzeugten Stroms lässt sich mittels Empfängerspulen messen.

2.1.7 Relaxation

2.1.7.1 Longitudinale Relaxation

Nachdem kurz nach der Anregung die Längsmagnetisierung nicht mehr messbar ist, stellt das äußere Magnetfeld die einzige, auf das System wirkende Kraft dar. Diese führt dazu, dass die in der Transversalebene rotierenden Nukleonen Energie an das *Atomgitter* abgeben und sich wieder aufrichten. Diese Relaxation vollzieht sich *exponentiell*.

Dieses Aufrichten bewirkt eine erneute *Zunahme* der longitudinalen Magnetisierung.

Die Zeitkonstante $T1$ eines Materials oder Gewebes ist definiert als die benötigte Dauer, um 63% des Gleichgewichtswertes der longitudinalen Magnetisierung wieder zu erreichen. Sie ist neben der Temperatur hauptsächlich von der Stärke des externen Magnetfeldes abhängig. Die Zeitkonstante $T1$ ist somit direkt von der senkrechten Komponente des fluktuierenden Feldes bestimmt. Die $T1$ Längsrelaxation liegt für Flüssigkeiten im Sekundenbereich (0,5 bis 5 Sekunden) [20], für Festkörper kann sie Stunden bis Tage betragen.

$$T1 \sim 1 - \frac{1}{e} * B_0$$

(B_0 : externes Magnetfeld)

Formel (2)

2.1.7.2 Transversale Relaxation

Der Winkel, mit welchem die Protonen zueinander in der Transversalebene präzidieren, wird *Phase* genannt. Unmittelbar nach dem RF Impuls sind alle Spins phasenkohärent, es wird eine maximale *transversale* Magnetisierung erreicht.

Dann jedoch beginnen die Magnetvektoren zu dephasieren und die transversale Magnetisierung nimmt *exponentiell* ab. Dieser Vorgang wird als transversale Relaxation bezeichnet. Der Grund für diese transversale Relaxation liegt *in lokalen, fluktuierenden Magnetfeldveränderungen*, die durch jeden einzelnen Spin, genauer, durch seine magnetischen Eigenschaften, hervorgerufen werden. Kinetische Energie wird zwischen den benachbarten Spins ausgetauscht, somit verändern sich die Präzessionsfrequenzen der einzelnen Spins. Es kommt zum *freien Induktionszerfall* des messbaren Feldes.

Die Zeitkonstante $T2$ eines Materials oder Gewebes ist definiert als die benötigte Dauer, bis die transversale Magnetisierung auf 37% des Gleichgewichtswertes abgefallen ist. Die Zeitkonstante $T2$ ist aber im Gegensatz zu $T1$ sowohl abhängig von der *senkrechten* Komponente des fluktuierenden Feldes, als auch von der *parallelen*.

Die T2 Querrelaxation liegt für Festkörper im Millisekundenbereich (100 bis 300 ms), bei Flüssigkeiten ist $T1 \geq T2$.

Die Zeitkonstante $T2^*$ beinhaltet zusätzlich die nicht vollständig ausgleichbaren Inhomogenität des externen Magnetfeldes, sie führt zu einer weiteren Beschleunigung des gesamten Dephasierungsprozesses, der sich somit additiv aus T2 und $T2_{\text{Inhomogenität}}$ zusammensetzt und demnach wesentlich kürzer als T2 ist.

$$T2 \sim \frac{1}{e}$$

Formel (3)

(e: Basis des natürlichen Logarithmus)

2.1.8 Signal

Ein starkes externes Magnetfeld von 0,2 - 1,5 Tesla und ein starker HF – Impuls mit mehreren Kilowatt Energie sind nötig, um ein schwaches *MR – Signal* im μ Wattbereich zu erhalten. Dieses von den Empfängerspulen in der Transversalebene registrierte Signal bestimmt den Bildkontrast und damit die Qualität und Aussagekraft des gewonnenen anatomischen Schnittbildes. Die Stärke des Signals hängt ab von der *Protonendichte*, der *Repetitionszeit (TR)* und der *Echozeit (TE)*.

2.1.8.1 Protonendichte und Signal zu Rausch Verhältnis

Die Protonendichte beschreibt den *Anteil der Wasserstoffatome* an der gesamten angeregten Materie. Auch Temperatur, Aggregatzustand und Abfolge der Anregung der Wasserstoffatome nehmen Einfluss auf die Signalintensität.

Für das *Hintergrundrauschen* bei starkem externen Magnetfeld, von dem sich das MR – Signal deutlich differenzieren lassen muss, ist vor allem die thermische Bewegung der Protonen, ausgedrückt in der Brown'schen Molekularbewegung, verantwortlich. Aber auch Eigenschaften der Empfängerspule, wie etwa Windungszahl, Spulenlänge, Spulenradius und der Spulenwiderstand beeinflussen das Hintergrundrauschen, dies jedoch bei vornehmlich schwächeren externen Magnetfeldstärken. Das Verhältnis von MR – Signal und Hintergrundrauschen wird als *Signal zu Rauschverhältnis* angegeben.

2.1.8.2 Repetitionszeit (TR)

Die Repetitionszeit TR ist definiert als die *Zeitdauer* zwischen zwei aufeinanderfolgenden Anregungen derselben Schicht. Diese *Erholungszeit* bestimmt den Anteil der Protonen, welche sich nach der ersten Anregung durch einen erneuten HF – Impuls aus der *Longitudinalebene* herausbewegen lassen.

Ein kurzes TR von <600 ms lässt eine Differenzierung von Geweben über die unterschiedliche Signalstärke mit verschiedenen T1 Relaxationszeiten zu. Es kommt zu einer *T1 Gewichtung*. Muskelgewebe mit sehr kurzer T1 Relaxationszeit wird hell abgebildet, Wasser hingegen mit mittelkurzer T1 Zeit dunkel.

Ein langes TR von >1500 ms erlaubt über eine längere Erholungszeit die vollkommene Relaxation in Richtung der Longitudinalachse, somit ist der Ausgangszustand wieder hergestellt und demnach ist keine T1 Differenzierung unterschiedlicher Gewebetypen mehr möglich.

2.1.8.3 Echozeit (TE)

Die Echozeit TE ist definiert als die Zeitspanne, welche nach Anregung bis zur Messung des MR – Signals vergeht. In dieser Zeit *dephasieren* die Spins in der Transversalebene. Da sich das Signal vom Moment der Anregung an immer mehr abschwächt, wird nach Ablauf von TE/2 bei Spin Echo Sequenzen ein 180° Impuls und ein Refokussierungsgradient bei Gradientenechosequenzen in das Gewebe eingesendet. Hierdurch wird die Dephasierung rückgängig gemacht und die Spins *rephasieren* bis zum Zeitpunkt TE, wenn schließlich das MR – Signal aufgezeichnet wird.

Bei einer kurzen TE von <30 ms sind die Signalunterschiede noch zu klein, um relevante Aussagen über T2 Relaxationszeiten unterschiedlicher Gewebetypen zu treffen.

Eine längere Echozeit von >60 ms hingegen lässt eine solche Differenzierung zu, sodass Muskelgewebe mit kürzerer T2 Zeit dunkel abgebildet wird, während Wasser mit längerer T2 sich hell darstellt. Hieraus resultiert eine *T2 Gewichtung*.

2.1.9 Spin Echo Sequenzen

Das Generieren eines *Spin Echo Signals* setzt die Anregung des Systems durch einen 90° *Impuls* voraus. Die transversale Magnetisierung zerfällt nun mit der Zeitkonstante $T2^*$. Nach Ablauf von $TE/2$ wird ein 180° *Impuls* zur Refokussierung, also Spiegelung der Spins an der Transversalebene, eingesendet. Dieser bewirkt ein erneutes Inphasegeraten der Spins und gleicht damit die konstanten Magnetfeldinhomogenitäten aus, jedoch nicht die fluktuierenden Geschwindigkeitsunterschiede der einzelnen Spins. Es resultiert eine Beurteilbarkeit hinsichtlich der gewebetypischen Zeitkonstante $T2$.

Über die Wahl von TR und TE kann eine $T1$, $T2$ oder Protonengewichtung erreicht werden.

Der Vorteil der Spin Echo Sequenzen liegt in der guten Qualität der Bilder, der Nachteil in etwas längerer Messzeit im Vergleich zu Gradientenechosequenzen und den damit verbundenen Bewegungsartefakten.

2.1.10 Bildgebung

Da alle Spins in der angeregten Schicht zur selben Zeit ihr individuelles Signal aussenden, welches dann als unkodiertes Summensignal von den Empfängerspulen registriert werden würde, bestünde keine Möglichkeit die Spins räumlich zuzuordnen. Dies ist jedoch zur Bildgewinnung zwingend notwendig. Eine Kodierung der Signale im Bezug auf X – Achse, Y – Achse und Z – Achse, die drei Raumrichtungen, muss vorgenommen werden.

Dieses Kodierung geschieht mittels Gradientenfeldern, die Dekodierung wird von der Fourier Analyse erbracht.

Das externe, homogene Magnetfeld bewirkt nach Formel (1), dass alle angeregten Protonen mit der selben Frequenz, der Larmorfrequenz, präzidieren. Zusätzlich zu diesem homogenen Magnetfeld wird entlang der äußeren Magnetfeldachse, der Z – Achse, ein zusätzliches Magnetfeld mit linear ansteigender Feldstärke, ein *Gradientenfeld*, eingespielt. Dies hat zur Folge, dass sich die Larmorfrequenzen der Spins ebenfalls ändern und somit auch die Frequenz des benötigten HF – Impulses zur Anregung.

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 + \gamma(G \cdot z)$$

Formel (4)

(ω_0 : Larmorfrequenz in MHz; γ : Gyromagnetisches Verhältnis [42,576 MHz/T]; B_0 : externes Magnetfeld in T;
G: Gradient; z: Position entlang der Achse)

Dieses Gradientenfeld wird *Schichtselektionsgradient* genannt.

Die Y – Achse wird als 2. Achse mittels eines kurzen *Gradientenimpulses* kodiert, eingespielt nach dem HF – Impuls, aber vor der Read – Out Phase. Dieser bewirkt, dass die Spins kurzzeitig schneller präzidieren, und nach dem Ende des Impulses wieder in ihrer üblichen Frequenz kreisen, jetzt aber *phasenversetzt*. Der Grad der Phasenverschiebung ist direkt abhängig von der unterschiedlichen Stärke des Gradientenimpulses im Raum.

$$\Theta = \gamma \cdot G \cdot t$$

Formel (5)

(Θ : Phasenverschiebung; γ : Gyromagnetisches Verhältnis; G: Gradient; t: Dauer des Shifts)

In der Read Out Periode wird ein weiteres Gradientenfeld, , der *Frequenzkodiergradient*, entlang der X – Achse, eingesendet, Formel (4) [9].

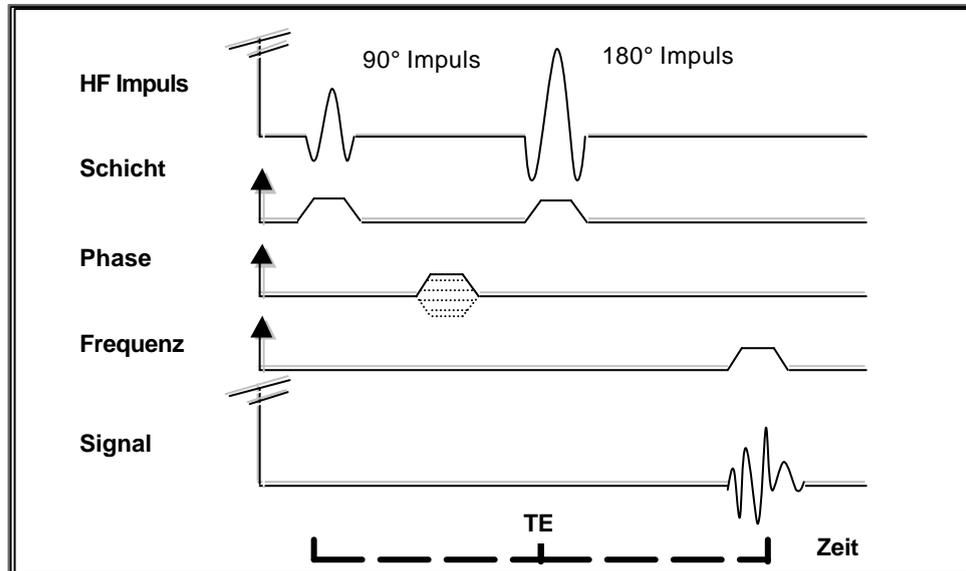


Abbildung 1 Spin Echo Sequenz mit 90° Anregungs- und 180° Refokussierungsimpuls.

2.1.11 Fourier Analysen und K - Raum

Von der Empfangsspule werden Signale mit zwei unterschiedlichen Eigenschaften als Summensignal aufgezeichnet. Es werden Signale mit unterschiedlicher *Frequenz* und Signale mit gleicher *Frequenz*, aber unterschiedlicher *Phase* registriert. Diese Signale werden im 2 dimensionalen *K – Raum*, definiert durch Frequenzachse und Phasenachse, abgelegt [36]. Da die Signale jedoch Funktionen des realen Raumes sind, ermöglicht die Fourier Analyse jedem Signal, charakterisiert durch Frequenz und Phase, eine eindeutige räumliche Zuordnung. Der *K – Raum* wird zunächst längs, entlang der Frequenzachse, dann quer, entlang der Phasenachse, ausgelesen. Es schließt sich der Bildaufbau mittels leistungsstarker Rechner an.

2.1.12 Variation der Schichtdicke

Der eingesendete HF – Impuls zur Anregung setzt sich nicht nur aus einer Frequenz zusammen, sondern besitzt ein gewisses Spektrum von Frequenzen, welches als *Bandbreite* bezeichnet wird. Die Bandbreite des HF – Impulses bestimmt die Dicke der angeregten Schicht über eine Variation der Anstiegssteilheit des Schichtselektionsgradienten, denn Larmorfrequenzen von Schicht und Impuls müssen zur Anregung übereinstimmen.

Die Schichtdicke kann über Veränderungen der Anstiegssteilheit dieses Gradienten verändert werden. Das Auflösungsvermögen und die Akquisitionszeit steigen mit abnehmender Schichtdicke an, das Signal zu Rausch Verhältnis fällt jedoch ab [38].

2.1.13 Variation der Frequenz – und Phasenkodierrichtung

Wie beschrieben wird die *Phasenkodierung* nach dem Ablauf jeder einzelnen Repetitionszeit TR neu eingespielt. Während jeder TR wird die X – Achse frequenzkodiert und ausgelesen. Der zeitliche Abstand der einzelnen Phasenkodierungen ist mit einer Dauer von TR recht groß, dass zum Beispiel Flussartefakte, entlang der Y – Achse durch das Bild laufend, zur Darstellung kommen [16].

Mittels der „Swap“ Option werden Frequenzkodierachse und Phasenkodierachse im realen Raum vertauscht. Dies bedeutet, dass die *Frequenzkodierung* nach dem Ablauf jeder TR neu eingesendet wird, die Phasenkodierung während jeder TR eingespielt und ausgelesen. Artefakte verlaufen nicht mehr entlang der Y – Achse, sondern entlang der Frequenzkodierachse, der X – Achse.

2.1.14 Fettsuppression

Durch das Verfahren der chemischen Vorsättigung gelingt es die starken Fettsignale in T1 gewichteten Sequenzen im Messfeld zu unterdrücken. Hierbei wird ein $100^\circ - 180^\circ$ Vorsättigungspuls zu Beginn der Sequenz eingestrahlt, der die Magnetisierung über die Querebene hinaus kippt. Kurz danach wird ein starker ‚crusher‘ Gradient eingesendet, welcher die transversale Magnetisierung zerstört. Bevor es den fettgebundenen Wasserstoffprotonen gelingt wieder messbare Z – Magnetisierung aufzubauen, wird der Messteil der T1 gewichteten Darstellungssequenz durchgeführt. Dieser Vorsättigungspuls samt anschließendem ‚crusher‘ Gradient wird jeweils vor jedem Schichtselektionsgradienten eingestrahlt. Wird für den Vorsättigungspuls eine Bandbreite von ± 100 Hertz gewählt, so gelingt bei 1,5 Tesla Hochfeld MR Tomographen eine effektive Fettsuppression ohne die übrigen Wasserstoffprotonen zu beeinflussen [33].

2.2 Akquisitionssystem und Darstellungssequenzen

2.2.1 Magnetresonanztomograph

Bei dem in dieser Arbeit genutzten Magnetresonanztomographen handelt es sich um ein geschlossenes Hochfeldsystem mit einer Magnetfeldstärke von 1,5 Tesla (Magnetom Vision, Siemens, Erlangen, Deutschland). Das homogene Magnetfeld wird durch einen heliumgekühlten, supraleitenden Magneten mit einer Feldinhomogenität von weniger als 4 ppm, bei einer Messfeldgröße von 50 cm realisiert. Zum ‚*Magnetic Field System*‘ wird auch das *Gradientensystem* gezählt, welches eine Feldstärke von 30 mT/m leistet.

Das *Radiofrequency System*‘ besteht aus Sende – und Empfangsantennen. Das digitale Sende – und Empfangssystem, welches in die anatomischen Körperspulen integriert ist, bietet eine zeitliche Auflösung von 100 nsec. Der Anregungsimpuls wird von einem 2 kW Verstärker mit einer Frequenz von 61.875 MHz, Formel (1) entsprechend, in die anzuregende Materie eingesendet und dabei bezüglich der anzuregenden Masse im Energiebereich optimiert.

Im ‚*Processor System*‘ werden die eingehenden Signale mit Hilfe der Fourier Analyse örtlich dekodiert, hierzu dient eine TurboSparc Workstation, und mit frei zu wählender Schichtführungen visualisiert.

Das ‚*Magnetic Field System*‘, das ‚*Gradient System*‘ und das ‚*RF – System*‘ befinden sich in einem gegen äußere elektrische Felder und Magnetfelder abgeschirmten Raum, einem Faraday’schen Käfig [30].

2.2.2 MR Darstellungssequenzen

2.2.2.1 Turbo Spin Echo Sequenz und RARE Sequenz

Die **Turbo Spin Echo** Sequenzen unterscheiden sich von den konventionellen Spin Echo Sequenzen durch Applikation mehrerer 180° Echo *Refokussierungsimpulse* nach dem 90° Anregungsimpuls, wodurch mehrere Echos, also Bildinformationen, aus der angeregten Schicht gewonnen werden können. Dabei werden die Informationen aufeinanderfolgender Echos jeweils auf gespiegelten Ebenen des K – Raumes abgelegt.

In einer Turbo Spin Echo Sequenz sind Messungen mit unterschiedlichen Echozeiten, damit unterschiedlichen T2 – Gewichtungen möglich, da sich die Intervalle der einzelnen 180° Impulse addieren und mit jeweils unterschiedlichen Phasenkodiergradienten verschlüsselt werden.

Üblicherweise können bis zu 16 Echos pro Turbo Spin Echo Sequenz gewonnen werden und somit ist eine erhebliche Beschleunigung der Datenakquisition erreicht. Theoretisch gelingt auch eine Echoakquisition von 32, 64 oder 128 Einzelechos mit sehr stark variierender T2 Wichtung [34].

Tabelle 1 Sequenzparameter der Turbo Spin Echo Sequenz

TR	8200 ms	# Schichten	10
TE	66 ms	Schichtdicke	6 mm
Flip Winkel	160°	Field of View	300 mm
Bandbreite	65 Hz		
Schichtführung	Transversal	Akquisitionszeit	13 sec

Bei der **RARE** (Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement) Sequenz handelt es sich um eine Turbo Spin Echo Sequenz, welche für die Visualisierung des biliären Systems optimiert wurde.

Tabelle 2 Sequenzparameter der RARE Sequenz

TR	2800 ms	# Schichten	9
TE	1000 ms	Schichtdicke	5 mm
Flip Winkel	135°	Field of View	169*270 mm
Bandbreite	68 Hz	Matrix	256*240
Fett Suppression	Aktiviert	Akquisitionszeit	7,11 sec

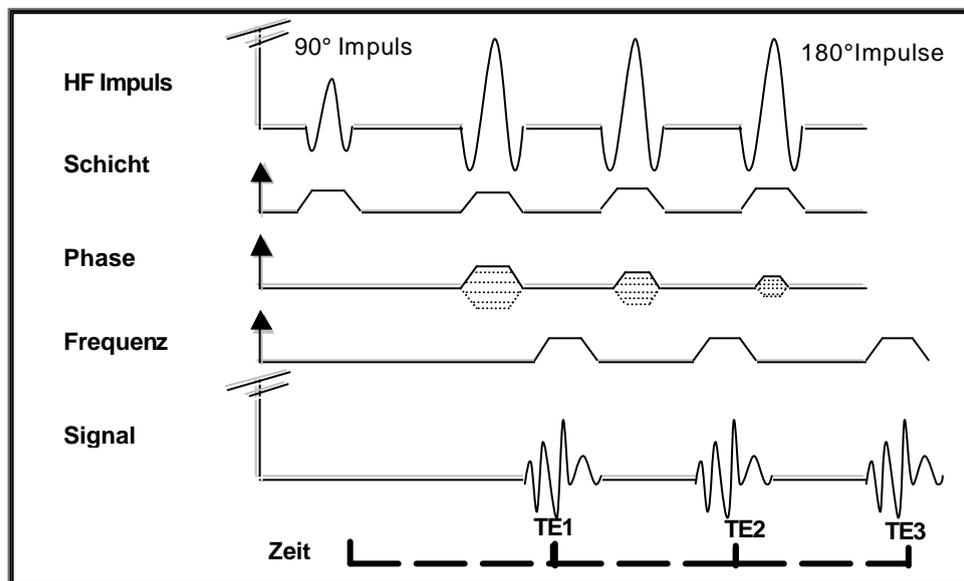


Abbildung 2 Turbo Spin Echo Sequenz und RARE Sequenz

2.2.2.2 HASTE Sequenz

Der Begriff **HASTE** ist ein Akronym für ‚half Fourier Acquisition single shot turbo spin echo‘. Diese zur MR – Cholangiographie verwendete Turbo Spin Echo Sequenz akquiriert einen Datensatz durch sequentielle Aufnahme hochauflöser, T2 – gewichteter Bilder.

Es wird nur ein Anregungsimpuls eingesendet und dann werden analog zur klassischen Turbo Spin Echo Sequenz mehrere 180° Impulse appliziert. Der Unterschied liegt jedoch in einer *stetigen Abnahme* der initial klein gewählten Phasenkodiergradienten und einer sukzessiven Reduktion der Rohdatenmenge. Deshalb können bis zu 128 Echos generiert werden. Aus dem resultierenden Datensatz können durch Halb – Fourier – Rekonstruktionen Bilder errechnet werden.

Durch Segmentierung können mehrere Anregungsimpulse ineinander verschachtelt werden und so eine zeitliche Auflösung von bis zu einem Bild pro Sekunde erreicht werden.

Tabelle 2 Sequenzparameter der HASTE Sequenz

TR	1900 ms	# Schichten	10
TE	95 ms	Schichtdicke	3 mm
Flip Winkel	135°	Field of View	203*270 mm
Bandbreite	68 Hz	Matrix	128*250
Fett Suppression	Aktiviert	Akquisitionszeit	9,66 sec

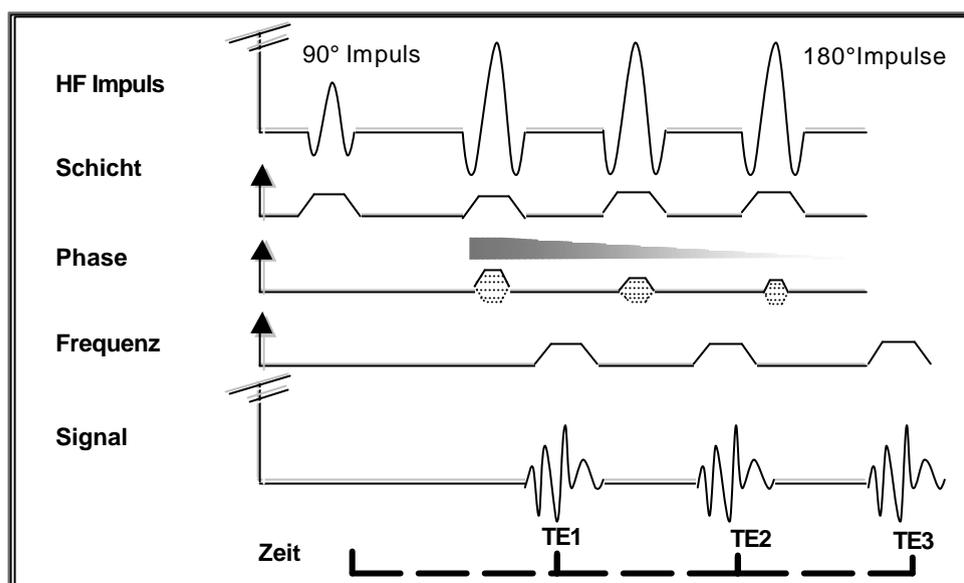


Abbildung 3

HASTE Sequenz mit initial kleinem Phasenkodiergradienten und sukzessiver Abnahme der Gradientenstärke

2.3 Gallengangendoprothesen

In dieser Arbeit werden drei verschiedene Endoprothesen aus unterschiedlichen Materialien mit verschiedener MR – Visualisierbarkeit analysiert. Die Qualität der Darstellung von menschlichem Gewebe und physikalischen Werkstoffen ist von einer Vielzahl biologischer und physikalischer Parameter abhängig.

2.3.1 Einfluss des Magnetfeldes auf Gewebe

Alle Gewebe zeigen *diamagnetische* Eigenschaften in einem Magnetfeld. Dies erklärt sich aus der *Lenz'schen Regel*, welche besagt, dass durch Interaktion von Magnetfeld und den geschlossenen Elektronenhüllen der Gewebsatome ein Induktionsstrom erzeugt wird, dessen magnetisches Moment dem externen Magnetfeld B_0 entgegengerichtet ist.

Die Summe der einzelnen magnetischen Momente wird als *Elektronenmagnetisierung* bezeichnet und bleibt solange erhalten, wie sich die Materie im Magnetfeld befindet und ist definiert als :

$$M_e = \chi * B_0$$

Formel (6)

(M_e : Elektronenmagnetisierung; χ : magnetische Suszeptibilität [Konst.]; B_0 : externes Magnetfeld)

Die magnetische *Suszeptibilität* ist für diamagnetische Materie sehr klein, zum Beispiel für Wasser beträgt sie $-0,72 * 10^{-6}$ [26].

Die Elektronenmagnetisierung führt dazu, dass die *Feldlinien*, des durch die Materie verlaufenden äußeren Magnetfeldes, von ihrer Bahn abweichen. Die Stärke der Abweichung wird bestimmt durch die magnetische Suszeptibilität χ , Größe, Lage und Form des Gewebes.

Im Übergangsbereich von zwei Zonen unterschiedlicher Suszeptibilitäten kommt es zu zusätzlichen *Feldinhomogenitäten*, die sich in Artefakten widerspiegeln.

Das *homogene* Magnetfeld im Zentrum des Magneten führt zu einer reversiblen Richtungsänderung von Bindungen in den Molekülen, es besteht kein Drehmoment, somit wirkt keine Kraft auf den Körper [44].

2.3.2 Einfluss des Magnetfeldes auf Werkstoffe

Die diamagnetischen Einflüsse der Gewebe werden durch *Paramagnetismus* oder *Ferromagnetismus* überlagert, da die diamagnetischen Suszeptibilitäten mit Werten kleiner als 1, Suszeptibilitäten von paramagnetischen und ferromagnetischen Materialien mit Werten von bis zu 5000 und mehreren Millionen gegenüberstehen [3].

Der Paramagnetismus beruht auf den nicht abgeschlossenen Elektronenschalen der Werkstoffatome, welche diesen Atomen ein stärkeres magnetisches Moment, als beim Diamagnetismus verleiht. Die Vektoren der einzelnen atomaren magnetischen Momente stellen sich in Feldrichtung ein, es resultiert eine Kraft, definiert als:

$$K_m = \mu * B_0$$

Formel (7)

(K_m : magnetische Kraft; μ : magnetisches Moment; B_0 : externes Magnetfeld)

Der Unterschied zum *Ferromagnetismus* besteht in der fehlenden Konformationsänderung der ferromagnetischen Vektoren, da sie bereits statisch gleichgerichtet sind.

Die *magnetische Kraft*, Formel (7), führt im inhomogenen Magnetfeld zu einer wahrnehmbaren translatorischen Bewegung der paramagnetischen und ferromagnetischen Materie, welche aus dem Magnetfeld herausgedrückt wird.

Im Übergangsbereich zwischen zwei Zonen unterschiedlicher Suszeptibilität kommt es erneut, proportional zur Suszeptibilitätsdifferenz, zu starken *Feldinhomogenitäten*, die sich in starken Artefakten visualisieren.

Die Entstehung von *Stentartefakten* beruht somit auf dem Suszeptibilitätsunterschied, auf der Wasserdeplazierung im Bereich des eingebrachten Materials und auf Signalverstärkungen durch applizierte Kontrastmittel.

Sobald paramagnetische Werkstoffe aus dem Magnetfeld entfernt werden, bricht die Anordnung der Vektoren auf Grund der Wärmebewegung zusammen, im Gegensatz zu ferromagnetischer Materie.

2.3.3 Stenttypen

Analysiert wurden drei Stenttypen, welche am häufigsten am Universitätsklinikum Ulm den Patienten implantiert wurden.

Easy Wallstent –	8 mm Durchmesser; gefertigt aus einer auf Kobalt basierender Metallegierung. (Schneider, Bülach, Schweiz).
Smart Stent -	8 mm Durchmesser; gefertigt aus dem Metall Nitinol. Bei Nitinol handelt es sich um eine 1:1 Legierung aus Nickel und Titan. (Cordis, Miami, FL, USA).
Cotton – Huibregtse Stent	2,7 mm Durchmesser; gefertigt aus dem Kunststoff Polyethylen (Cook, Mönchengladbach, Deutschland).

3. Methode

3.1 In – Vitro Analysen

Sämtliche Stents wurden mit Wasser gefüllt und an beiden Enden blind verschlossen. Die drei zu untersuchenden Stents wurden in einer Bank aus dem Kunststoff Polypropylen fixiert. Diese Bank befand sich in einem Behälter, welcher mit einer Kupfersulfat ($\text{CuSO}_4 \cdot 5 \text{H}_2\text{O}$) – Lösung gefüllt war und Bank und Stents vollständig bedeckte.

Die Kupfersulfat Konzentration wurde so gewählt, dass bei Anwendung der beschriebenen HASTE und RARE Sequenzen ein isointenses Signal zu menschlichem Fett akquiriert wurde [32].

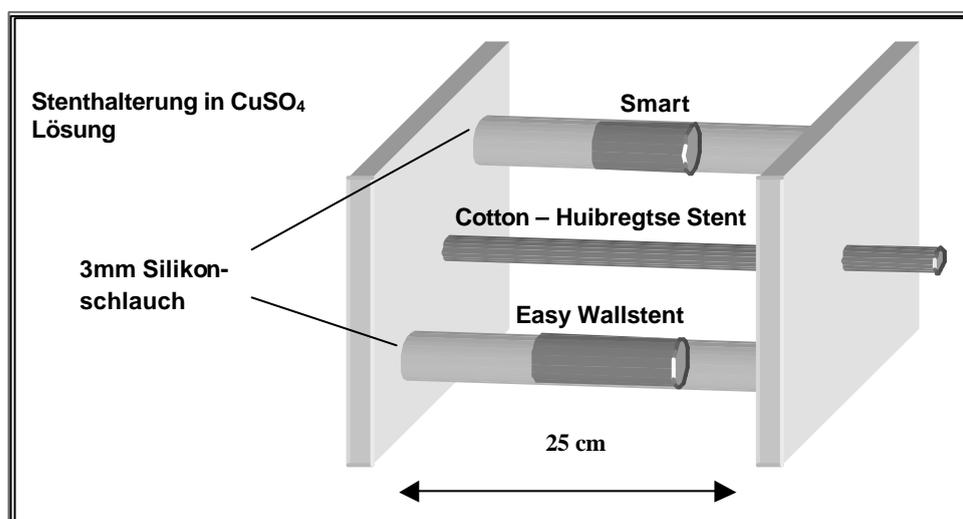


Abbildung 4 Stenthalterung in CuSO_4 mit

1. Smart Stent
2. Cotton – Huibregtse Stent
3. Easy Wallstent

Zur in – vitro Analyse der Gallengangstents wurde zunächst eine HASTE Sequenz zur Visualisierung genutzt. Die **Schichtführung** wurde zur Visualisierung rechtwinklig zur langen Stentachse variiert, mit einer **Schichtdicke** von 3 mm, sowie auf eine Schichtführung entlang dieser Achse mit Schichtdicken von 3 und 5 mm und zusätzlicher Variation der **Frequenzkodierachse** parallel und senkrecht zur langen Stentachse für beide Schichtdicken.

Bei der sich anschließenden Datenakquisition mittels RARE Sequenz wurde die **Schichtführung** parallel zur langen Stentachse gewählt und eine **Frequenzkodierung** rechtwinklig zu dieser Achse angelegt.

3.2. In – Vivo Analysen

Über einen Zeitraum von neun Monaten wurden 30 Patient untersucht, welche mit einer biliären Endoprothese versorgt worden waren. Das Patientenkollektiv besaß einen Alterdurchschnitt von 63 ± 14 Jahren. Jedem Patienten wurden 600 ml eisenhaltiges Kontrastmittel (Lumirem; Guerbet, Sulzbach, Deutschland) oral verabreicht, um Signalüberlagerungen durch Flüssigkeit in Magen und Duodenum zu reduzieren.

Die zugrunde liegende Erkrankungen, welche zur Implantation der Gallengangstents führten, waren vielfältig. Stentimplantationen wurden wegen chronischer Pankreatitis (n= 6), Pankreaskarzinom (n= 5), Gallengangskarzinom (n= 7), hepatozellulärem Karzinom (n= 1), sowie Lebermetastasen (n= 9) und Lymphknotenvergrößerungen im Leberhilus (n= 2) durchgeführt [40].

Bei 15 der Patienten wurde der biliäre Stent aus Polyethylen (Cook, Mönchengladbach, Deutschland) endoskopisch implantiert (11,5 French: n = 11; 7 French: n = 4).

Die Metallstents der übrigen 15 Patienten wurden perkutan implantiert (Easy Wallstent (Schneider, Bülach, Schweiz) bei 10 Patienten; der Smart Stent (Cordis, Miami, FL, USA) bei 5 Patienten.

Zum Studienzeitpunkt waren sämtliche Stentlumen durchgängig. Eine endoskopisch retrograde Cholangiographie oder perkutane transhepatische Cholangiographie wurde innerhalb von 48 Stunden vor oder nach MR – Akquisition durchgeführt und als Gold Standard verwendet.

Die Turbo Spin Echo Sequenz wird bei den in – vivo Analysen zur Lokalisation des eingebrachten Stents genutzt. Die anschließende MR Cholangiographie mittels RARE Sequenz wurde bei den Patienten mit einer Schichtführung von koronar und halbkoronar (20° Neigung in Sagitalebene im und gegen den Uhrzeigersinn) durchgeführt. Bei den in – vivo Messungen mit der HASTE Sequenz wurde eine Schichtdicke von 3 mm und ebenfalls eine Schichtführung von koronar und halbkoronar gewählt.

3.3. Auswertung

Die Auswertung der MR Cholangiographie bezüglich der Stentlumenweite und der Stentposition wurde von zwei erfahrenen Radiologen durchgeführt.

Das Stentlumen wurde als ‚adäquat‘ beurteilbar klassifiziert, wenn eine Wassersäule im Stentlumen über die gesamte Länge visualisiert werden konnte.

Die Stentposition wurde als ‚gut‘ beurteilbar eingestuft, wenn der Stent über seine gesamte Länge inklusive beider Enden klar abgegrenzt werden konnte.

Eine Klassifizierung von ‚befriedigend‘ wurde vergeben, wenn eine Abgrenzbarkeit nur partiell gegeben war.

Konnte ein Stent nicht abgegrenzt werden, so wurde er mit ‚nicht sichtbar‘ eingestuft.

Wenn beide Untersucher zu divergenten Ergebnissen kamen, wurde ein Konsens erreicht. Alle pathologischen Nebenfunde wurden dokumentiert.

4. Ergebnisse

4.1 Polyethylen Stent in – vitro

Bei den **in – vitro** Analysen ergab sich im Magnetresonanztomographen die beste Visualisierbarkeit bei dem aus Polyethylen gefertigten Stent (**Cotton – Huibregtse Stent**, Cook, Mönchengladbach, Deutschland). Er zeigte keine nennenswerten Suszeptibilitätsartefakte bei Verwendung der MR Cholangiographiesequenzen. Bei diesem Stent wurden Innendurchmesser von 2-3 mm bei einem realen Durchmesser von 2,7 mm gemessen (Abbildung 5).

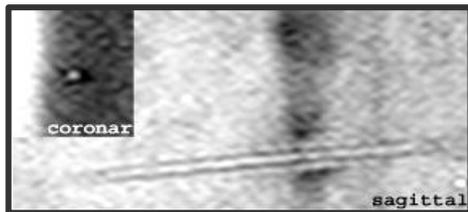


Abbildung 5a HASTE, 3mm, keine Variation von Frequenz – und Phasenkodierachse

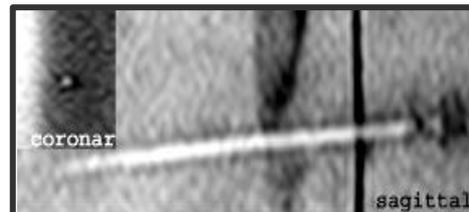


Abbildung 5b HASTE, 3mm, Variation von Frequenz – und Phasenkodierachse

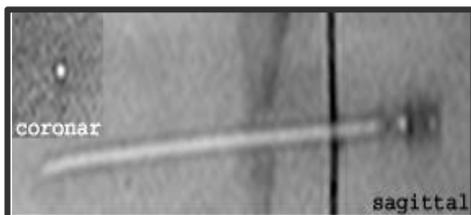


Abbildung 5c HASTE 5 mm, keine Variation von Frequenz – und Phasenkodierachse

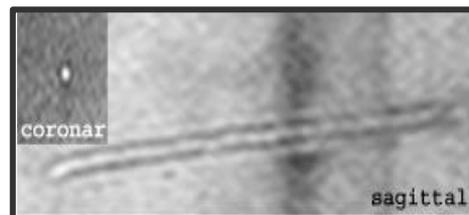


Abbildung 5d HASTE 5 mm, Variation von Frequenz – und Phasenkodierachse

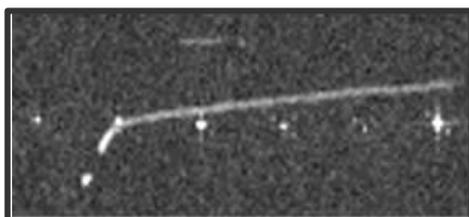


Abbildung 5e RARE, 5 mm, keine Variation von Frequenz – und Phasenkodierachse

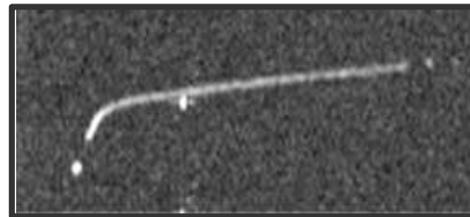


Abbildung 5f RARE, 5 mm, Variation von Frequenz – und Phasenkodierachse

4.2 Nitinol Stent in – vitro

Der Smart Stent (**Smart** Cordis, Miami, FL, USA) aus Nitinol zeigt bei den in – vitro Messungen eine Lumenweite von 3-4 mm, bei einem tatsächlichen inneren Durchmesser von 8 mm und eine Visualisierbarkeit über die gesamte Stentlänge (Abbildung 6).

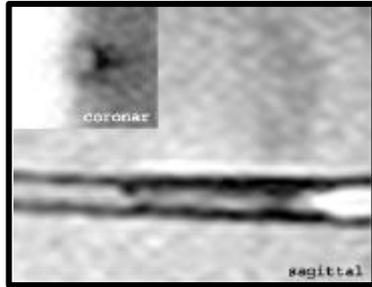


Abbildung 6a HASTE, 3mm,
keine Variation von Frequenz – und
Phasenkodierachse

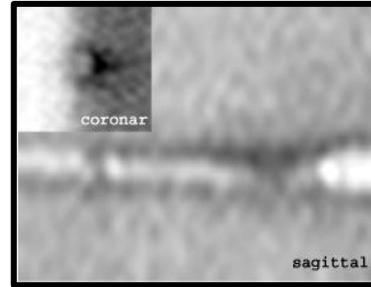


Abbildung 6b HASTE, 3mm,
Variation von Frequenz – und
Phasenkodierachse

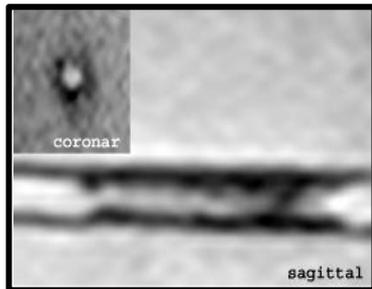


Abbildung 6c HASTE 5 mm,
keine Variation von Frequenz – und
Phasenkodierachse

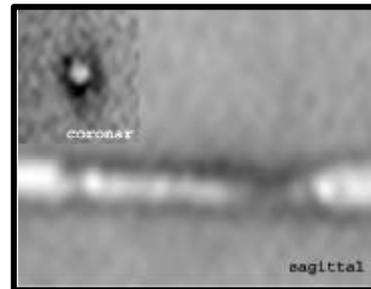


Abbildung 6d HASTE 5 mm,
Variation von Frequenz – und
Phasenkodierachse

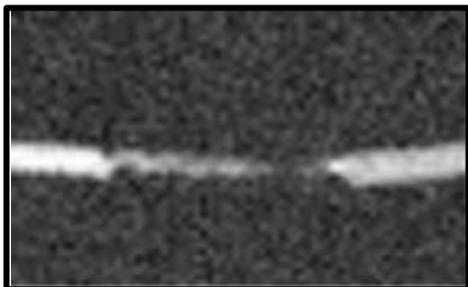


Abbildung 6e RARE, 5 mm, keine Variation
von Frequenz – und Phasenkodierachse

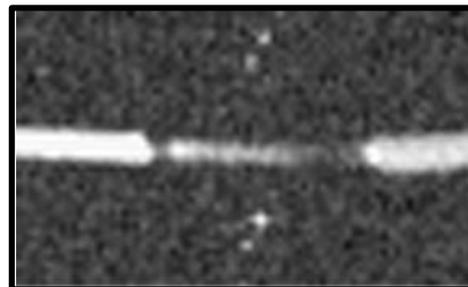


Abbildung 6f RARE, 5 mm, Variation
von Frequenz – und Phasenkodierachse

4.3 Kobalt Wallstent in – vitro

Bei der in- vitro Analyse des Stents gefertigt aus der Kobalt Legierung (Easy Wallstent (Schneider, Bülach, Schweiz) konnte aufgrund homogener Artefaktüberlagerung kein Stentlumen dargestellt werden (Abbildung 7).

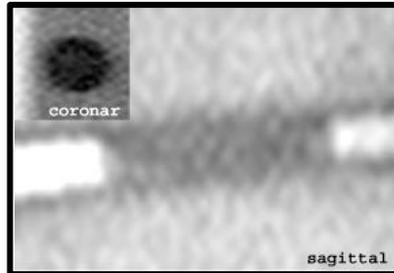


Abbildung 7a HASTE, 3mm,
keine Variation von Frequenz – und
Phasenkodierachse

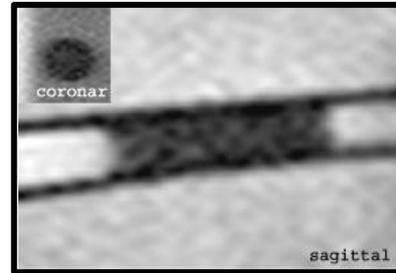


Abbildung 7b HASTE, 3mm,
Variation von Frequenz – und
Phasenkodierachse

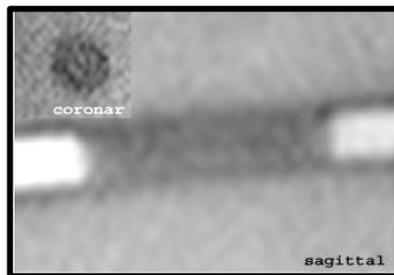


Abbildung 7c HASTE 5 mm,
keine Variation von Frequenz – und
Phasenkodierachse

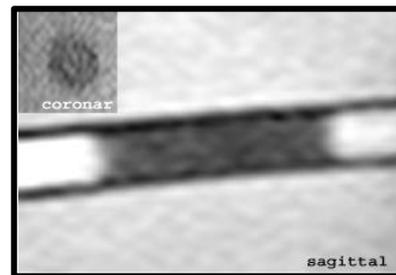


Abbildung 7d HASTE 5 mm,
Variation von Frequenz – und
Phasenkodierachse

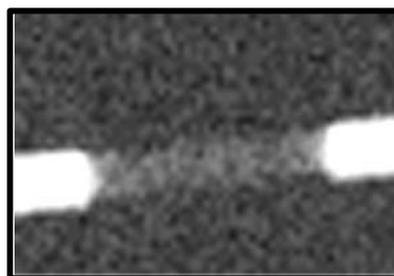


Abbildung 7e RARE, 5 mm,
keine Variation von Frequenz – und
Phasenkodierachse

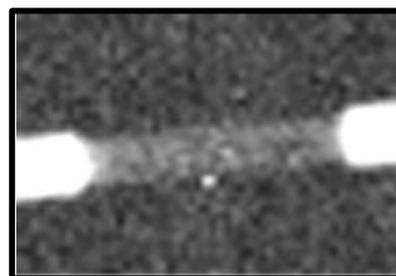


Abbildung 7f RARE, 5 mm,
Variation von Frequenz – und
Phasenkodierachse

Es gab sich kein signifikanter Unterschied bei Umkehrung der Frequenz – und Phasenkodierungen zur Lumenbestimmung sämtlicher Stents.

4.4 Kobalt Wallstent in – vivo

Bei den **in – vivo** Analysen konnte analog zu den **in – vitro** Messungen bei allen zehn Patienten, welche mit dem **Easy Wallstent** versorgt wurden, kein Stentlumen visualisiert werden. Die Stents selbst konnten jedoch aufgrund des deutlichen Suszeptibilitätsartefaktes in neun von zehn Fällen dargestellt werden. Bei sieben Patienten wurde die Visualisierbarkeit als „gut“, bewertet bei zwei Patienten als „befriedigend“, und nur in einem Fall konnte der Easy Wallstent bedingt durch Atemartefakte nicht dargestellt werden.

Abbildung 8 Patientin, 46 Jahre, mit Mammakarzinom und Magenkarzinom



8a Die PTC zeigt den Verschluss des Ductus choledochus im präpapillären Segment



8b Implantierter Easy Wallstent im Ductus choledochus im Radiogramm



8c Im Radiogramm scheint das distale Wallstentende das Duodenum zu perforieren



8d MRCP (HASTE, TR/TE, 1.9 / 95 Matrix 1.5mm; Schicht 3 mm) zeigt regelrechte, intraduodenale Stentlage

4.5 Nitinol Stent in – vivo

Die Visualisierung des **Nitinol Stentlumens** in der MR Cholangiographie gelang im Gegensatz zur in – vitro Messung nur bei einem von fünf Patienten. Durch die geringe Ausprägung des Suszeptibilitätsartefaktes war selbst die Bestimmung der Stentposition nur eingeschränkt möglich. Bei vier Patienten konnte MR cholangiographisch eine „befriedigende“ Positionsbestimmung des Stents erreicht werden, bei einem Patienten konnte mittels beider MR Cholangiographiesequenzen der Stent nicht lokalisiert werden.

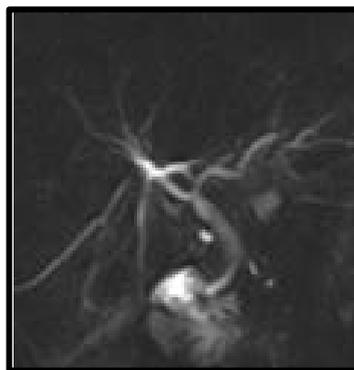
Abbildung 9 Patient, 61 Jahre, mit Magenkarzinom



9a Radiogramm zeigt Nitinol Smart Stent im Ductus choledochus



9b PTC mit implantiertem Nitinol Smart Stent

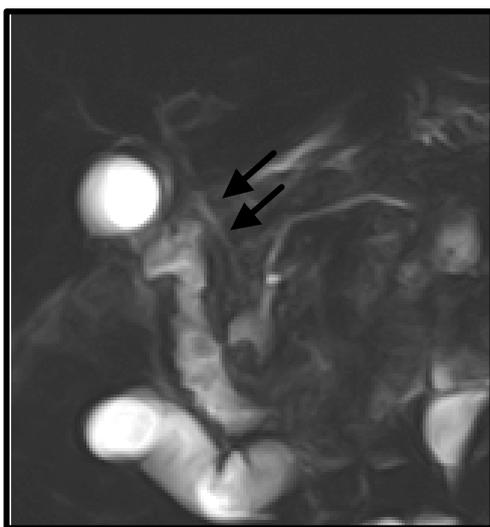


9c MRCP (RARE, TR/TE, 2800/1000 Matrix 1.5mm; Schicht 50 mm) zeigt das Stentlumen adäquat, den Stent selbst aufgrund des schwachen Suszeptibilitätsartefakts jedoch nicht

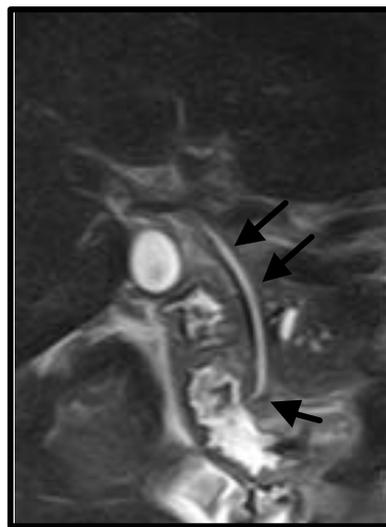
4.6 Polyethylen Stent in – vivo

Bei 15 Patienten mit implantierten Polyethylen Stents konnte das Stentlumen in neun Fällen dargestellt werden. Durch das Fehlen des Suszeptibilitätsartefakts gelang eine Positionsbestimmung des Stents in keinem der MR cholangiographisch untersuchten Patienten.

Abbildung 10 Patient, 65 Jahre, mit chronischer Pankreatitis



10a MRCP (RARE, TR/TE, 2800/1000 Matrix 1.5mm; Schicht 50 mm) zeigt das Stentlumen nicht adäquat.



10b MRCP (HASTE, TR/TE, 1.9 / 95 Matrix 1.5mm; Schicht 30 mm) bietet gute Evaluierungsmöglichkeit des Stentlumens

4.7 Zusatzbefunde

Bei zwölf der insgesamt 30 MR cholangiographisch untersuchten Patienten wurden wesentliche Zusatzbefunde erhoben. So konnten Veränderungen im Pankreas wie beispielsweise eine Erweiterung des Ductus Wirsungianus, Pseudozysten und Pankreastumoren dargestellt werden [24]. Auch eine Cholezystolithiasis, eine kavernöse Transformation der Portalvene sowie Lebertumoren wurden nebenbefundlich erfasst.

Obwohl einige dieser Veränderungen bereits anamnestisch bekannt waren, konnten diese verfahrensbedingt nicht in der perkutanen transhepatischen Cholangiographie (PTC) oder endoskopisch retrograden Cholangiographie (ERC) dargestellt werden.

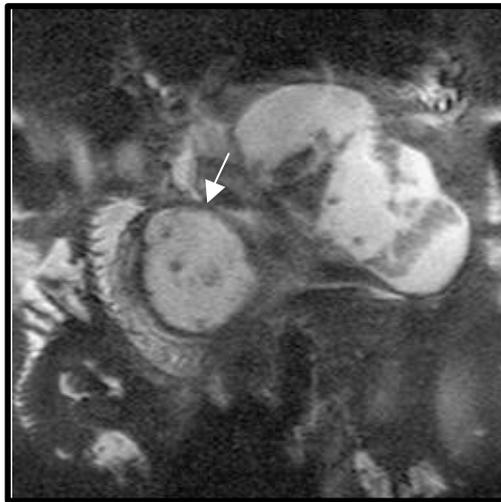


Abbildung 11 MRCP (HASTE, TR/TE, 1.9 / 95 Matrix 1.5mm; Schicht 30 mm) zeigt nebenbefundlich eine Pankreaspseudozyste

5. Diskussion

5.1 Bildgebende Verfahren des biliären Systems

Durch die hochauflösende Visualisierung der hepatischen Weichteilbereiche ohne vorherige Manipulation feinsten biliärer Gefäßstrukturen kommt die *MR Cholangiographie (MRC)* gegenüber der perkutanen transhepatischen Cholangiographie (PTC) als auch der endoskopischen retrograden Cholangiographie (ERC) in der Diagnostik des biliären Systems zunehmend zum Einsatz. Die Vorteile der MRC, als ein nicht invasives Verfahren, welches ohne die Applikation von ionisierender Strahlung und intravenösem Kontrastmittel auskommt, führten zur allgemeiner Akzeptanz dieser Diagnostikmethode [45].

Die rein diagnostisch eingesetzte *PTC* ist aufgrund ihres stark invasiven Charakters mit den verbundenen Interventionsrisiken als obsolet anzusehen.

Zur genauen Darstellung von Position und Funktionsfähigkeit des implantierten Gallengangstents stellte bisher die *endoskopisch retrograde Cholangiographie* die Methode der Wahl dar, da sie im direkten Anschluss an die diagnostische Bildgebung die Möglichkeit zur Intervention bietet. Patienten, welche an Erkrankungen des biliären Gangsystems leiden, stellen jedoch oftmals ein multimorbides Patientenkollektiv dar. Gerade für diese Patientengruppe wäre die Etablierung einer nicht invasiven Visualisierungstechnik ohne potentielle Komplikationen als Screeningmethode wünschenswert [29].

Die ERCP hingegen ist und bleibt primär indiziert auf dem Gebiet der Interventionen. Neben der Extraktion von Konkrementen aus dem biliären Gangsystem, kommt sie auch bei der Materialgewinnung im Rahmen von Biopsien und Zytologien, als auch bei der chemischen Analyse der Galle zum Einsatz [4].

Während die *perkutane Sonographie* eine einfache, nicht invasive und kosteneffektive Methode darstellt, um das intrahepatische Gallenwegssystem evaluieren zu können, besitzt dieses Verfahren zur Visualisierung des extrahepatischen biliären Systems nur eine suboptimale Eignung [52]. Lufteinschlüsse im Bereich des Magens und des Duodenums sind die häufigsten limitierenden Faktoren einer nur partiellen oder fehlenden Darstellbarkeit des extrahepatischen Gallengangsystems. Die Aussagefähigkeit des Ultraschalls bezüglich der genauen Stentposition wird durch diese Limitierung deutlich eingeschränkt bei insgesamt sehr untersucherabhängiger Qualität der Bildgebung [15, 48, 52].

Die Schallwellen der perkutanen Sonographie penetrieren die Stentwand nur partiell. Reproduzierbare Ergebnisse und Verlaufsbeurteilungen sind somit sonographisch nur eingeschränkt möglich [17].

Eine Evaluierung der Stentlage und der Beschaffenheit des Stentlumens im CT liegt als Studie in der aktuellen Literatur nicht vor.

5.2 Stentimplantation und Stentnachsorge

Die endoskopische *Stentimplantation* im Bereich des biliären Gangsystems gewinnt sowohl als kurative als auch palliative Maßnahme zunehmend an Bedeutung.

Dies gilt insbesondere für die *temporäre* Implantation von Polyethylenstents in den Ductus choledochus bei entzündlichen Stenosen zur Entlastung des Gallengangsystems. Auch nach Aufdehnung narbiger stenotischer Abschnitte kann eine temporäre Stentimplantation die Wirksamkeit und Dauerhaftigkeit der Maßnahme positiv beeinflussen [18].

Der *permanente* Einsatz von Metallstents, welche bis in das zentrale Gallengangssystem reichen können, verbessert die Lebensqualität der Patienten mit inoperablen stenosierenden Malignomen erheblich. Der geschaffene Galleabfluss führt zu deutlichem Rückgang des Ikterus und Pruritus und der Cholestaseparameter im Blut [5].

Die eingebrachten Endoprothesen bedürfen der regelmäßigen *Nachkontrolle* und *Nachsorge*, um Position und Funktionsfähigkeit zu überprüfen. So gilt es beginnende Dislokationen der eingebrachten Stents frühzeitig und vor Funktionsverlust zu erfassen [13].

Im Falle etwa von tumorinduzierten Stentüberwucherungen muss ein drohender Verschluss des Stents rechtzeitig verhindert werden. Auch durch Sludge Inkrustationen droht ein Funktionsverlust des Stents. Eine frühzeitige Diagnostik dieser Einengung des Stentlumens wird ebenfalls durch die MRC ermöglicht. Eine Therapie kann so rechtzeitig und effektiv eingeleitet werden.

5.3 Die Optimierung der MRC und des Stentdesigns

Es gab in der *Vergangenheit* vielfältige Gründe, weshalb die MR Cholangiographie bisher nicht häufiger bei Patienten mit implantierten Stents eingesetzt wurde.

Die Bildqualität der MRC wurde durch das Suszeptibilitätsartefakt nicht MR – tauglicher Stentmaterialien oftmals erheblich reduziert. Auch die Orientierung des Stents im Bezug auf B_0 und der gewählte Sequenztyp mit seinen individuellen Sequenzparametern [25, 10, 27, 46] limitierte die Aussagefähigkeit der MRC.

Selbst die Stentmorphologie ließ Artefakte durch Signaldeflektionen im Bereich der inneren Stentnetzstruktur entstehen [Melzer et al., präsentiert beim Treffen der International Society of Magnetic Resonance in Medicine, April 2000].

Letztendlich müssen auch Sicherheitskriterien bei implantierten Metallstents bedacht werden. So können Magnetfeldinteraktionen zu Bewegung und Dislokation führen und eine Erwärmung des Stents durch Hochfrequenzenergieexposition resultieren [42].

Dieses Wissen über Artefaktgenerierung durch Stentmorphologie, Stentposition im Bezug auf B_0 und Limitation der Darstellungssequenzen bezüglich der Bewegungs- und Flussartefakte sowie fehlender Fettunterdrückung führte zu *Neuerungen* im Bereich der Stententwicklung und des Sequenzdesigns.

Neuere Stents und selbst das endoskopische Besteck zur MR gesteuerten perkutanen endoskopischen Implantationen von Gallengangstents werden aus MR kompatiblen Materialien gefertigt, sodass das materialabhängige Stentartefakt dadurch deutlich reduziert werden konnte [41].

Wacker et al. [49] haben MR – gesteuerte perkutanen transhepatischen Cholangiographien am Tiermodell ohne Komplikationen mit einem 0,2 Tesla Magnetresonanztomographen durchgeführt. Wacker hat anschließend dieses Modell in – vivo verifiziert [51].

Die Tatsache, dass es in der neueren Literatur keine Berichte gibt, die das Artefaktverhalten von biliären Stents bei routinemäßig eingesetzten MR Cholangiographiesequenzen in – vitro und in – vivo beschreiben, führte zur Durchführung dieser *Studie*.

Im Gegensatz zu biliären Gefäßprothesen wird seit längerem eine gesteigerte Aufmerksamkeit dem arteriellen und venösen Gefäßsystem in Hinsicht auf Gefäß- und – Stentdarstellungen gewidmet [19, 21].

Zur optimalen Visualisierung im Rahmen der MR Angiographie (MRA) wurden schnelle dreidimensionale Gradientenechosequenzen sowie Oberflächenspulen neu entwickelt. Die zusätzliche Anwendung von Bolus getriggerten Kontrastmittelapplikationen erlaubt Dislokationen, Stentmigrationen und Leckagen hochsensibel zu erfassen [28].

Die arterielle und venöse MRA zeigt das große Potential von Gefäßdarstellungstechniken und mögliche Entwicklungsfelder der Cholangiographie im Rahmen der Magnetresonanztomographie auf.

5.4 Diskussion der in – vitro Ergebnisse

Die im Rahmen dieser Dissertation erhobenen **in – vitro** Ergebnisse mit routinemäßig eingesetzten MR Cholangiographiesequenzen (RARE und HASTE) zeigen bereits, dass nur mit dem aus Polyethylen gefertigten Stent das *Lumen* in adäquatem Maße visualisiert und evaluiert werden kann. Nur dieser Stenttyp erlaubte eine Aussage über Stentlumeneigenschaften unabhängig vom eingesetzten Sequenztyp oder der Richtung der frequenzcodierten Achse (Abbildungen 5a-d).

Bei der in – vitro Visualisierung des Nitinol Stents stellt sich sein inneres Lumen in einer Größenordnung von 3 – 4 mm dar, dieses entspricht einer Abweichung von 50 – 62 % vom wahren Lumendurchmesser. Die Schwankungsbreite des gemessenen Lumen von 1 Millimeter stellt bei den gewählten Sequenzen jedoch die Dimension eines Pixels dar und kann als Meßgenauigkeit gedeutet werden (Abbildungen 6a-d).

Der Innendurchmesser des Lumens vom Easy Wallstent aus einer Kobalt Legierung konnte materialbedingt mit den verwendeten MRC Breath Hold Sequenzen nicht bestimmt werden (Abbildungen 7a-d).

Baum et al. [2] konnten zeigen, dass bei Verwendung von FISP Sequenzen (Fast Imaging with Steady – State Precession) aus der Gruppe der Gradientenechosequenzen, mit einer effektiven Schichtdicke von 1,3 mm (Slab 80 mm, 60 Partitionen, Scanrichtung parallel zum Stent) eine Schwankungsbreite des relativen Stentlumendurchmessers von 0 – 100% in Abhängigkeit von Stentmaterial und Stentdesign auftreten kann. Diese Ergebnisse wurden von Meyer et al. [31] bestätigt, welche mit einer ähnlichen Sequenz eine Schwankungsbreite der Stentlumina von 0 - 55% erhielten. Im weiteren konnte bewiesen werden, dass das Ausmaß des Suszeptibilitätsartefakts von der Lage des Stents im homogenen Grundmagnetfeld B_0 abhängig ist. Diese Tatsache war bisher nur für MR kompatible Biopsienadeln nachgewiesen worden [25].

Bei der Betrachtung von biliären Stents in – vivo ist dieses Ergebnis jedoch eher von akademischem Interesse, da die Stentlage vom Verlauf des Gallenganges abhängig ist und eine Adaption der Patientenposition in einem geschlossenen Hochfeld Magnetresonanztomographen nur sehr bedingt möglich ist.

Hilfiker et al. [15] konnten den relativen Innendurchmesser eines aus Nitinol gefertigten Cragg Stents mit einer 3D Gradientenechosequenz bis auf 80% genau bestimmen. Ein Grund für die unterschiedlichen Ergebnisse von Hilfiker et al. und dieser Arbeit liegt in

unterschiedlichen Stentdesign des Smart und Cragg Stents. Auch die sehr kurze Echozeit (TE) von 2 ms der Gradientenechosequenz bei Hilfiker führt zu einem weniger stark ausgeprägten Suszeptibilitätsartefakt. Das Ausmaß des Suszeptibilitätsartefaktes korreliert mit der Dauer von TE [10, 27, 46]. In Übereinstimmung mit unseren Daten wurde der relative Lumendurchmesser des Easy Wallstents aus einer Kobalt Legierung mit einer Genauigkeit von 0% bei Hilfiker et al. [15] angegeben.

5.5 Diskussion der in – vivo Ergebnisse

Wie zu erwarten, besitzt der Easy Wallstent durch ein materialbedingt ausgeprägtes Suszeptibilitätsartefakt in – vivo die beste *Lokalisationsfähigkeit* in der MR Cholangiographie (Abbildung 8d).

Die Artefaktgröße und Artefaktmorphologie erlauben zusätzlich eine suffiziente Beurteilung der umgebenden Anatomie, insbesondere der Portalvenenregion und des Pankreas Kopfes. Dies bestätigt die Ergebnisse von Girard et al. [12], welche Oberbauch MRTs von Patienten mit implantierten biliären Wallstents auswerten und nachwies, dass Spinechosequenzen den Stent sowie die umgebenden anatomischen Strukturen sicher darstellen konnten. Das Stentlumen konnte jedoch durch eine vollständige Artefaktüberlagerung nicht visualisiert werden, eine weitere Evaluierung im Hinblick auf Tumorinfiltration und Sludge Inkrustation war somit nicht möglich.

Das Suszeptibilitätsartefakt des aus Nitinol gefertigten Smart Stents erschien in – vitro weniger stark ausgeprägt. Eine Beurteilung des Stentlumens wäre theoretisch möglich. Dies konnte jedoch in vier der fünf evaluierten Fälle in – vivo nicht bestätigt werden. Auch eine Positionsbestimmung des Stents gelang aufgrund des teilweise nur sehr schwach ausgeprägten Suszeptibilitätsartefaktes nur partiell (Abbildung 9c).

Die besten Ergebnisse in – vivo konnten bei Patienten mit implantierten Polyethylen Stents gewonnen werden. Das innere Stentlumen wurde in neun von 15 Fällen adäquat dargestellt, der Stent selber wurde aufgrund eines fehlenden Suszeptibilitätsartefaktes nicht mitabgebildet (Abbildungen 10a und b).

Zukünftigen Studien müssen zeigen, ob die Datenakquisition durch Mittel – und Niedrigfeld Magnetresonanztomographen eine bessere Evaluierung der Stentlumina durch weniger stark ausgeprägte Suszeptibilitätsartefakte der implantierten biliären Endoprothesen liefert [35, 50].

Einen völlig neuen Ansatz wählte Melzer et al. [Melzer et al ISMRM, April 2000], welcher einen neuen Stenttyp entwickelte, der mit internen Resonanzkreisen, welche auf den Magnetresonanztomographen abgestimmt sind, ein aktives Imaging des Innenlumens erlaubt.

5.6 Schlussfolgerung

Eine adäquate Visualisierung des Stentlumens gelingt mittels der MRC nur bei Patienten mit implantierten Polyethylen Stents.

Eine suffiziente Beurteilung der Stentlage kann in der MR Cholangiographie mit dem Easy Wallstent aus einer Kobalt Legierung erfolgen.

Der Nitinol Stent zeigt weder bei der Beurteilung des Stentlumens noch der Stentposition befriedigende Ergebnisse.

Bei sämtlichen durchgeführten in – vivo Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass die MRC bei Patienten mit implantierten biliären Endoprothesen eine sichere und effektive Methode ist, um wertvolle Informationen bezüglich der umgebende anatomische Region zu erhalten.

Bei ausreichender Aussagefähigkeit des MRC Befundes erspart dieses Verfahren den oftmals multimorbiden Patienten ein invasives diagnostisches Vorgehen, wie die Durchführung einer ERCP.

6. Zusammenfassung

Zur Beurteilung des biliären Systems in einem nicht – manipulierten Zustand durch retrograde Kontrastmittelapplikation steht dem Kliniker mit der Magnetresonanz (MR) Cholangiographie ein leistungsstarkes diagnostisches Verfahren zur Verfügung. Die selektive Darstellbarkeit feinsten biliärer Gefäßstrukturen und die geringe Rate an Nebenwirkungen für das oftmals multimorbide Patientenkollektiv sind charakterisierende Eigenschaften dieser Visualisierungsmethode.

Eine Herausforderung an die MR Cholangiographie (MRC) stellen jedoch temporär und permanent implantierte Gallengangsendoprothesen dar. Diese Therapieform erlaubt eine beeindruckende Verbesserung der Lebensqualität von Patienten, welche an Stenosierungen der ableitenden Gallenwege leiden. Der geschaffene Galleabfluss führt zu deutlichem Rückgang des Ikterus und Pruritus. Sowohl entzündlich bedingte Engstellungen als auch inoperable stenosierende Malignome können durch Endoprothesen effektiv mit kurativem respektive palliativem Ansatz therapiert werden.

Die Darstellung von artifiziellen Werkstoffen, welche in den menschlichen Körper eingebracht werden und die Beibehaltung der Visualisierbarkeit von benachbarten anatomischen Strukturen sind jedoch sehr komplexe Aufgabenstellungen in der Magnetresonanztomographie (MRT). Diamagnetische und paramagnetische Phänomene führen zur Ausbildung von Suszeptibilitätsartefakten, die neben der Wasserdeplazierung im Bereich des eingebrachten Stents und Signalverstärkungen durch applizierte Kontrastmittel die Bildgebung der biliären Endoprothese erst ermöglichen.

Somit stellen die Materialeigenschaften und die Lage der eingebrachten biliären Endoprothese als auch die gewählte MR Sequenz mit ihren individuellen Parametern die entscheidenden Faktoren zur Visualisierung dar.

In dieser Arbeit wurden zunächst Messungen der Stentlumendurchmesser und Analysen der Stentposition in – vitro zur Sequenzoptimierung durchgeführt. Anschließend wurden die Gallenwege in – vivo bei 30 Patienten mit implantierten biliären Endoprothesen in der Magnetresonanztomographie dargestellt.

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass eine adäquate Visualisierung des Stentlumens zur Darstellung der Durchgängigkeit, welche durch tumorinduzierten Stentüberwucherungen und auch durch Sludge Inkrustationen beeinträchtigt wird, nur bei Patienten mit implantierten Polyethylen Stents mittels der MR Cholangiographie gelingt.

Eine suffiziente Beurteilung der Stentlage kann in der MR Cholangiographie sicher mit dem Easy Wallstent aus einer Kobalt – Legierung erfolgen. Die deutlichen Suszeptibilitätsartefakte erlauben eine genaue Lokalisation der Gallengangsendoprothesen.

Der Nitinol Stent hingegen zeigt weder bei der Beurteilung des Stentlumens noch der Stentposition befriedigende Ergebnisse.

Bei allen durchgeführten in – vivo Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass die MRC bei Patienten mit implantierten biliären Endoprothesen eine sichere und effektive Methode ist, um wertvolle Informationen bezüglich der umgebenden anatomischen Region zu gewinnen.

Bei ausreichender Aussagefähigkeit des MRC Befundes bezüglich der Stentlage und des Lumendurchmessers der biliären Endoprothese erspart dieses Verfahren den oftmals multimorbiden Patienten ein invasives diagnostisches Vorgehen, zum Beispiel eine endoskopisch retrograde Cholangiographie (ERC).

Zu betonen ist, dass im Rahmen dieser Studie nur eine begrenzte Anzahl von biliären Endoprothesen evaluiert wurde und die Ergebnisse nicht für andere Stents aus ähnlichem Material ungeprüft übernommen werden dürfen. *Mandatum non suscipere liberum est, susceptum autem consummandum aut quam primum renuntiandum est* [Corpus Iuris Civilis, Institutiones 2.26,11].

7. Literatur

- [1] Barish MA, Yucel EK, Ferrucci JT: Magnetic resonance cholangiopancreatography. *N Engl J Med* 341:258-264 (1999)
- [2] Baum F, Vosshenrich R, Fischer U, Castillo E, Grabbe E: Artifacts of vascular stents in 3D angiography: experimental studies. *Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 172:278-281 (2000)
- [3] Bergmann L, Schäfer M: *Lehrbuch der Experimentalphysik*. 7. Auflage, DeGruyter, New York; S. 522-526 (1987)
- [4] Biery DL: Endoscopic retrograde cholangiopancreatography: what role does it have in primary care? *J Am Osteopath Assoc* 100:1-3 (2000)
- [5] Conio M, Demarquay JF, De Luca L, Marchi S, Dumas R: Endoscopic treatment of pancreatico-biliary malignancies. *Crit Rev Oncol Hematol* 37:127-35 (2001)
- [6] Debatin JF, Adam G (ed.): *Interventional Magnetic Resonance*. Springer, Berlin, S. 20-22 (1998)
- [7] Deli M: *Entwicklung und Programmierung von Anregungssequenzen zur exakten Messung von Spin – Spin und Spin – Gitter – Relaxationszeiten mit einem Niederfeldtomographen*. Diplomarbeit, Fachhochschule Aachen, S. 7-8 (1991)
- [8] Edelmann R, Hesselink H: *Clinical Magnetic Resonance Imaging*. 3. Edition, Saunders, New York, S. 132-134 (1990)
- [9] Elster A: *Magnetic Resonance Imaging*. Mosby, St. Louis, S. 344-365 (1996)
- [10] Frahm C, Gehl HB, Melchert UH, Weiss HD: Visualization of magnetic resonance-compatible needles at 1.5 and 0.2 Tesla. *Cardiovasc Intervent Radiol* 19:335-340 (1996)

- [11] Freeman ML, Nelson DB, Sherman S: Complications of endoscopic biliary sphincterotomy. *N Engl J Med* 335:909-918 (1996)
- [12] Girard MJ, Hahn PF, Saini S, Dawson SL, Goldberg MA, Mueller PR: Wallstent metallic biliary endoprosthesis: MR imaging characteristics. *Radiology* 184:874-876 (1992)
- [13] Gorich J, Rilinger N, Kramer S: Displaced metallic biliary stents: technique and rationale for interventional radiologic retrieval. *Am J Roentgenol* 169:1529-1533 (1997)
- [14] Halme L, Doepel M, von Numers H, Edgren J, Ahonen J: Complications of diagnostic and therapeutic ERCP. *Ann Chir Gynaecol* 88:127-131 (1999)
- [15] Hilfiker PR, Quick HH, Debatin JF: Plain and covered stent-grafts: in – vitro evaluation of characteristics at three-dimensional MR angiography. *Radiology* 211:693-697 (1999)
- [16] Hinks RS, Derbyshire JA, LeRoux PL: Virtual frequency encoding: achieving symmetry in k-space. *Magn Reson Med* 39:1019-24 (1998)
- [17] Hyodo T, Yamanaka T: Intraductal ultrasonography in six patients with endoscopic biliary stenting. *J Gastroenterol* 34:105-110 (1999)
- [18] Jeng KS, Sheen IS, Yang F: Percutaneous transhepatic cholangioscopy in the treatment of complicated intrahepatic biliary strictures and hepatolithiasis with internal metallic stent. *Surg Laparosc Endosc Percutan Tech* 10:278-283 (2000)
- [19] Kandarpa K, Jakap P, Patz S, Schoen FJ, Jolesz F: Prototyp Miniture Endoluminal MR imaging catheter. *J Vasc Interv Radiol* 4:419-427 (1993)
- [20] Koechli VD: MRI, Physik und Funktionsweise. 4. Auflage, Springer, Berlin, S. 467-471 (1994)

- [21] Koechli VD, McKinnon GC, Hofmann E, Schulthess GK: Vascular Interventions Guided by ultrafast MR imaging: Evaluation of Different Materials. *Magn Reson Med* 31:309-314 (1994)
- [22] Krestel E: Bildgebende Systeme für die Medizinische Diagnostik. 2. Auflage, Siemens, Erlangen, S. 465-470 (1988)
- [23] Krestel E: Bildgebende Systeme für die Medizinische Diagnostik. 2. Auflage, Siemens, Erlangen, S. 525-528 (1988)
- [24] Lee MG, Lee HJ, Kim MH, Kang EM, Kim YH, Lee SG, Kim PN, Ha HK, Auh YH: Extrahepatic biliary diseases: 3D MR cholangiopancreatography compared with endoscopic retrograde cholangiopancreatography. *Radiology* 202:663-9 (1997)
- [25] Lewin JS, Duerk JL, Jain VR, Petersilge CA, Chao CP, Haaga JR: Needle localization in MR-guided biopsy and aspiration: effects of field strength, sequence design, and magnetic field orientation. *Am J Roentgenol* 166:1337-1345 (1996)
- [26] Lide H: Handbook of Chemistry and Physics. 73. Auflage, Saunders, New York, S. 1118-1120 (1993)
- [27] Ludeke KM, Roschmann P, Tischler R: Susceptibility artefacts in NMR imaging. *Magn Reson Imaging* 3:329-343 (1985)
- [28] Maintz D, Kugel H, Schellhammer , Landwehr AP: In – vitro evaluation of intravascular stent artifacts in three-dimensional MR angiography. *Invest Radiol* 36:218-24 (2001)
- [29] Masci E, Toti G, Mariani A, Curioni S, Lomazzi A, Dinelli M, Minoli G, Crosta C, Comin U, Fertitta A, Prada A, Passoni GR, Testoni PA: Complications of diagnostic and therapeutic ERCP: a prospective multicenter study. *Am J Gastroenterol* 96:417-23 (2001)

- [30] Medical Engineering Group: Functional Description Magnetom Vision. Siemens, Erlangen, S. 20-31 (1998)
- [31] Meyer JM, Buecker A, Schuermann K, Ruebben A, Guenther RW: MR evaluation of stent patency: in – vitro test of 22 metallic stents and the possibility of determining their patency by MR angiography. *Invest Radiol* 35:739-46 (2000)
- [32] Mihalopoulou E, Allein S, Luypaert R, Eisendrath H, Bezerianos A, Panayiotakis G: Comparison of computer simulated and phantom measured phase variance in the study of trabecular bone. *Magn Reson Imaging* 16:29-36 (1998)
- [33] NessAiver M: All you really need to know about MRI Physics. Chemical Shift and Presaturation. Simply Physics, Baltimore, S. 8.24-26 (1997)
- [34] Nitz W: Fast Imaging Techniques in MR. RSNA Handout Refresher Course, S. 2.2-2.4 (1998)
- [35] Pavone P, Laghi A, Catalano C: MR cholangiopancreatography (MRCP) at 0.5 T: technique optimisation and preliminary results. *Eur Radiol* 6:147-152 (1996)
- [36] Pelc N, Glover G: A stroll though K-Space. RSNA Handout Refresher Course, S. 1-5 (1997)
- [37] Petersein J, Hamm B: Biliary tract and pancreatic duct. In: Hamm B, Krestin GP, Laniado M, Nicolas V (ed.) *MRI of Abdomen and Pelvis*. Thieme, Stuttgart, S. 41-54 (1999)
- [38] Petsch R, Helmberger T, Scheidler J, Reiser M: New techniques and pulse sequences in MRI of the liver. *Radiologe* 39:662-70 (1999)
- [39] Ramsey NF, Sommer IE, Rutten GJ, Kahn RS: Combined Analysis of Language Tasks in fMRI Improves Assessment of Hemispheric Dominance for Language Functions in Individual Subjects. *Neuroimage* 13:719-733 (2001)

- [40] Rummeny E, Weissleder R, Stark DD, Saini S, Compton CC, Bennett W, Hahn PF, Wittenberg J, Malt RA, Ferrucci JT: Primary liver tumors: diagnosis by MR imaging. *Am J Roentgenol* 152:63-72 (1989)
- [41] Shellock FG: Compatibility of an endoscope designed for use in interventional MR imaging procedures. *Am J Roentgenol* 171:1297-1300 (1998)
- [42] Shellock FG, Shellock VJ: Metallic stents: evaluation of MR imaging safety. *Am J Roentgenol* 173:543-547 (1999)
- [43] Smith A, Lange J: *Understanding Magnetic Resonance Imaging*. CRC Press, Chicago, S. 158-161 (1998)
- [44] Spees WM, Yablonskiy DA, Oswood MC, Ackerman JJ: Water proton MR properties of human blood at 1.5 Tesla: Magnetic susceptibility, T(1), T(2), T(*) (2), and non-Lorentzian signal behavior. *Magn Reson Med* 45:533-542 (2001)
- [45] Tang Y, Yamashita Y, Arakawa A, Namimoto T, Mitsuzaki K, Abe Y, Katahira K, Takahashi M: Pancreaticobiliary ductal system: value of half-Fourier rapid acquisition with relaxation enhancement MR cholangiopancreatography for postoperative evaluation. *Radiology* 215:81-83 (2000)
- [46] Teitelbaum GP, Bradley WGJ, Klein BD: MR imaging artifacts, ferromagnetism, and magnetic torque of intravascular filters, stents, and coils. *Radiology* 166:657-664 (1988)
- [47] Trap R, Adamsen S, Hart-Hansen O, Henriksen M: Severe and fatal complications after diagnostic and therapeutic ERCP: a prospective series of claims to insurance covering public hospitals. *Endoscopy* 31:125-130 (1999)
- [48] Vorwerk D, Guenther RW, Gehl HB, Bohndorf K: Color-coded image-directed Doppler sonography compared with digital subtraction angiography in the follow-up of percutaneous vascular endoprostheses. *J Clin Ultrasound* 18:631-637 (1990)

[49] Wacker F, Branding G, Wagner A: MRI-assisted bile duct drainage: evaluation of passive catheter imaging in an animal model. *Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahren* 169:649-654 (1998)

[50] Wacker F, Branding G, Zimmer T, Faiss S, Wolf KJ: MR cholangiopancreatography using an open low field system of 0.2 tesla: early clinical results compared with a high field system (1.5 tesla) and ERCP. *Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahren* 167:579-584 (1997)

[51] Wacker FK, Faiss S, Reither K, Zimmer T, Wendt M, Wolf KJ: MR imaging-guided biliary drainage in an open low-field system: first clinical experiences. *Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahren* 172:744-7 (2000)

[52] Zemel G, Zajko AB, Skolnick ML, Bron KM, Campbell WL: The role of sonography and transhepatic cholangiography in the diagnosis of biliary complications after liver transplantation. *Am J Roentgenol* 151:943-946 (1988)

Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. Brambs für die Überlassung des Themas.

Meinem Doktorvater und Kollegen, hauptsächlich jedoch meinem Freund PD Dr. Elmar M Merkle gebührt der größte Dank, ohne seinen guten Ratschlag und auch spitzen Kommentar wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Ein Freund und Mentor, der mir die Freude an der Medizin auf unterschiedlichste Art vermittelt hat.

Weiterer ausdrücklicher Dank gebührt Frau Dipl. Ing. Daniela Pless, welche als ‚art director‘ wesentlich auf die Umsetzung ins geschriebene Wort Einfluss nahm.

Das geschriebene Wort wurde dankenswerter Weise von Frau Dr. Silke Potthast auf seine Sinnhaftigkeit mit viel Akribie überprüft.