

Aus der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Entwicklung einer
passiven Navigationsmethode für die
magnetresonanztomographisch – gestützte
retrograde Anbohrung der Osteochondrosis Dissecans
an der unteren Extremität**

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Christian Jürgen Seebauer

aus Zeulenroda-Triebes

Gutachter:

1. Priv.-Doz. Dr. med. H.-J. Bail
2. Priv.-Doz. Dr. med. R. Placzek
3. Prof. Dr. med. A. Imhoff

Datum der Promotion: 24.02.2012

Inhaltsverzeichnis

I Zusammenfassung	1
1 Abstract	1
2 Einleitung und Zielsetzung	2
3 Methodik	3
3.1 Zielinstrument	3
3.2 Navigationsprinzip	5
3.3 Sequenzevaluierung	10
3.4 Versuchsobjekte und -aufbau	12
3.5 Versuchsdurchführung	12
3.6 Messungen	13
3.7 Statistische Auswertung	13
4 Ergebnisse	15
4.1 Sequenzevaluation	15
4.1.1 Suszeptibilitätsartefaktmessung	15
4.1.2 Signalverhalten	15
4.1.3 Differenzierbarkeit osteochondraler Läsionen	17
4.2 Bohrversuche	17
4.2.1 Präzisionsevaluation für die MRT-Bildgebung	17
4.2.2 Präzisionsevaluation für die Navigationsmethode	17
4.2.3 Spongiosaplastik	18
5 Diskussion	25
6 Literatur	28
II Erklärung über den Anteil an den Publikationen	30
III Publikationen	32
IV Lebenslauf	39
V Veröffentlichungen	40
VI Erklärung über die Selbständigkeit	42

Abbildungsverzeichnis

1	Bild: Zielinstrument	4
2	Bild: MRT-Grundriss	6
3	Bild: Navigationsschritt 1 - Talus	7
4	Bild: Navigationsschritt 1 - Femur	7
5	Bild: Navigationsschritt 2 - Talus	8
6	Bild: Navigationsschritt 2 - Femur	8
7	Bild: Navigationsschritt 3 - Talus	9
8	Bild: Navigationsschritt 3 - Femur	9
9	Bild: SNR-Versuchsaufbau	11
10	Bild: MRT-Versuchsaufbau	14
11	Diagramm: Suszeptibilitätsartefakte des Titan-Spiralbohrers INVIVO	15
12	Diagramm: SNR-Berechnungen	16
13	Bild: OD-Visualisierung	17
14	Bild: Talus-Sägeschnitt	19
15	Bild: Bohrerergebnisse-Talus	21
16	Bild: Bohrerergebnisse-Femur	21
17	Diagramm: Bohrerergebnisse-Genauigkeit 1	22
18	Diagramm: Bohrerergebnisse-Genauigkeit 2	23
19	Diagramm: Bohrerergebnisse-Zeiten	24

Tabellenverzeichnis

1	Tabelle: interaktive Pulssequenzen	11
2	Tabelle: SNR-Berechnungen	16
3	Tabelle: Bohrerergebnisse-Talus	20
4	Tabelle: Bohrerergebnisse-Femur	20

Abkürzungsverzeichnis

ASTM American Society for Testing and Materials

BV Bildverstärker, Bildwandler

CNC Computerized Numerical Control

DRIVE Driven Equilibrium Pulse

FFE Fast Field Echo

FOV Field of View

int. interaktiv, interactive

MRT Magnetresonanztomographie

NEMA National Electrical Manufacturers Association

OD Osteochondrosis Dissecans

PD Proton Density, Protonendichte

SNR Signal-to-Noise-Ratio, Signal-zu-Rausch-Verhältnis

T1W, T2W, PDW T1-, T2-, PD-weighted (gewichtet)

TE Time to Echo, Echo Time

TR Time to Repetition, Repetition Time

TSE Turbo Spin Echo

Teil I

Zusammenfassung

1 Abstract

Hintergrund

Das arthroskopische Débridement in Form minimal-invasiver Anbohrung des Nekroseareals der Osteochondrosis Dissecans stellt eine etablierte und weit verbreitete operative Methode dar. Die exakte Anbohrung setzt jedoch die intraoperativ eindeutige Identifizierung der Läsion durch Arthroskopie und/oder Fluoroskopie voraus. In frühen Stadien und bei intaktem Gelenkknorpel über der Defektzone ist eine zweifelsfreie Visualisierung der Osteonekrose nur durch hochauflösende Schnittbildgebung möglich. MRT-navigierte Operationstechniken stellen für Chirurgen und interventionell-tätige Radiologen ein interessantes und stetig wachsendes Anwendungsfeld dar.

Zielsetzung

Im Rahmen dieser Studie soll ein passives Navigationsverfahren für MRT-kontrollierte Interventionen im Muskuloskelettbereich vorgestellt und dessen Praktikabilität und Präzision am Beispiel der retrograden Anbohrung osteochondraler Läsionen des Talus und des Kniegelenkes evaluiert werden.

Methode

Zur Etablierung einer auf MRT-Bildgebung basierenden Technik der retrograden Anbohrung wurde ein Navigationsverfahren entwickelt und an humanen Präparaten von Körperspendern evaluiert. Für diese Methode wurde ein Zielinstrument entworfen, welches die Eigenschaft des MRT als Schnittbildverfahren für die Navigation nutzt. An 16 anatomischen Fuß- und 6 Kniepräparaten wurde eine 4.5 mm große osteochondrale Läsion an der medialen Talusschulter bzw. beiden Femurkondylen präpariert und mit Hilfe der passiven Navigationsmethode MRT-fluoroskopisch angebohrt. Die Auswertung der Bohrerergebnisse erfolgte unter Verwendung einer radiologischen Befundungssoftware an parallel zum Bohrkanal erhobenen MRT-Datensätzen. Gemessen wurde der Abstand vom Zentrum des Bohrkanals zum Zentrum der Läsion in zur Bohrachse orthogonal verlaufenden Ebenen. Zusätzlich wurden die benötigten Zeiten zum Planen und Durchführen der Navigation sowie des Bohrvorganges erhoben.

Ergebnisse

Alle osteochondralen Läsionen konnten mit Hilfe der entwickelten passiven Navigationsmethode unter MRT-Echtzeitbildgebung mit einer Genauigkeit von 2.0 ± 0.9 mm am Talus und 1.6 ± 0.9 mm am Kniegelenk erreicht werden. Für die Bohrungen am Talus wurden 8.8 ± 1.6 min und 14.1 ± 2.2 min an den Femurkondylen benötigt. Statt multipler Korrekturbohrungen war es möglich, das Ziel mit Hilfe der beschriebenen Navigationsmethode in einem Bohrdurchgang zu erreichen.

Schlussfolgerung

Die Anbohrung osteochondraler Läsionen unter MRT-fluoroskopischer Bildgebung ist mit hoher Genauigkeit möglich. Das entwickelte passive Navigationskonzept auf Basis eines MRT-kompatiblen Zielinstrumentariums stellt bei der Behandlung der Osteochondrosis Dissecans eine Alternative zu herkömmlichen Methoden der Bildgebung und Navigation während des Eingriffes dar.

2 Einleitung und Zielsetzung

Die Osteochondrosis Dissecans (OD) ist als Erkrankung des subchondralen Knochens mit abnehmender Häufigkeit in Bereichen konvexer Gelenkflächen an Femurkondylen, Trochlea humeri und Trochlea tali zu finden. Bei einem Häufigkeitsgipfel um das 2. Lebensjahrzehnt sind Kinder und junge Erwachsene von dieser Erkrankung vorherrschend betroffen [1]. Zahlreiche Überlegungen wurden zur Pathogenese des Krankheitsbildes angestellt, wobei ein vermehrtes Auftreten bei Sprunggelenksdistorsionen sowie Varus-/Valgusfehlstellungen des Kniegelenkes mechanische Faktoren als möglichen Erklärungsansatz suggerieren. Vaskuläre, endogene, genetische sowie infektiöse Ursachen wurden als weitere ätiologische Faktoren diskutiert [2]. Werden die endogenen Reparationsvorgänge im Initialstadium (Stadium I nach Berndt und Harty) im Bereich der subchondralen Osteonekrose gestört, kann dies zur Ausbildung einer subchondralen Sklerosezone (Stadium II) mit Behinderung der Revaskularisierung des Defektareals führen und schließlich die Demarkation (Stadium III) und Dissektion (Stadium IV) der Defektzone einleiten [2,3]. Verschiedene Therapieansätze sind etabliert, wobei sich die Indikationen nach vorliegendem Stadium, Alter, Defektgröße und Lokalisation richten. Operative Techniken zu Erhalt und Rekonstruktion der Gelenkfläche beinhalten einerseits das Débridement des chondralen Anteils, andererseits Methoden, die die Revaskularisierung des nekrotischen Anteils fördern sollen. Letzteres wird durch Perforation der subchondralen Sklerose beim Anbohren des Defektareals angestrebt [1,2]. Der Effekt der Pridie-Bohrung beruht auf Stimulation mesenchymaler Knochenmarkstammzellen, die sich durch mechanische und biologische Reize in Knochen- oder Knorpelzellen differenzieren können [4]. Im Sinne der Schonung intakten Gelenkknorpels in frühen Stadien der Erkrankung wird die retrograde der antegraden Technik von vielen Autoren preferiert [5,6]. Durch die Erweiterbarkeit zur retrograden Spongiosaplastik stellt diese Technik eine therapeutische Alternative zu invasiveren Methoden dar. Enge anatomische und räumlich schwer vorzustellende Verhältnisse erschweren die exakte Ausrichtung des Bohrers und bedingen wiederholte radiologische Kontrollen des Bohrvorgangs mit entsprechend hoher Strahlenexposition für Patient und Operateur [7]. Die aus Fehlbohrungen und notwendigen Korrekturen resultierenden Kollateralschäden am gesunden Knochen, sowie die versehentliche Perforation gesunden Gelenkknorpels relativieren den Therapieerfolg [8]. Zielgeräte, ähnlich dem Instrumentarium zur Tunnelplatzierung bei Kreuzbandplastiken sind aufgrund der teilweise schlechten arthroskopischen Visualisierung der Läsion nicht immer anwendbar. Computerassistierte Verfahren konnten bei der Behandlung osteochondraler Läsionen eine höhere Präzision und Verkürzung der Operationszeit unter Vermeidung von Fehlbohrungen im Vergleich zu Freihandbohrungen unter Bildwanderkontrolle (BV) erzielen [8-13]. Navigationssysteme und -verfahren finden bei Orthopäden, Unfallchirurgen und Radiologen immer größeren Zuspruch und Anwendung. Mit der zunehmenden Bedeutung der Magnetresonanztomographie (MRT) in der Diagnostik muskuloskelettaler Erkrankungen wurde auch diese strahlenexpositionsfreie Methode der Bilderzeugung auf Nutzen für die intraoperative Bildgebung bei chirurgischen Eingriffen erforscht [14,15]. Erste Studien konnten Sicherheit und Praktikabilität der MRT-Bildgebung bei Eingriffen am Skelettsystem nachweisen. Dabei ist jedoch die Anwendung von aktiven Methoden, wie dem Optischen- oder Radiofrequenztracking, durch Bildstörungen und begrenztes Platzangebot limitiert [16,17].

Ziel dieser Studie war die Entwicklung einer passiven Navigationsmethode für die Implementierung orthopädischer Eingriffe in das MRT-Umfeld, sowie die Evaluierung von Praktikabilität und Präzision an anatomischen Präparaten am Beispiel der retrograden Anbohrung osteochondraler Herde am Femurkondylus und Talus.

3 Methodik

Zur Nutzung der MRT-Bildgebung für die operative Behandlung der OD mit Hilfe der retrograden Bohrtechnik wurde eine passive Navigationsmethode auf Grundlage eines MRT-kompatiblen Zielinstruments entwickelt, die auf direkter Visualisierung und Vorgabe der Bohrrichtung während der MRT-Bildakquisition basiert. Die Evaluation der Praktikabilität und Genauigkeit dieser Methode erfolgte in einem Laborversuch an 16 anatomischen Fuß- und 6 Kniepräparaten von Körperspendern, die vom Anatomischen Institut der Charité-Universitätsmedizin Berlin zur Verfügung gestellt wurden.

3.1 Zielinstrument

Das aus mehreren Einzelkomponenten bestehende Zielinstrument misst 210 x 120 mm und umfasst eine Arbeitsspannweite von 150 mm (*Abb. 1*). Alle Bauteile sind aus Kunststoff gefertigt (Polymethylmethacrylat, Polypropylen) und somit MRT-kompatibel und Suszeptibilitätsartefakt-frei. In das C-förmige Hauptelement sind zwei mit MRT-Kontrastlösung zu füllende und als Marker dienende Bauelemente exakt gegenüber implementiert und ausgerichtet. Durch die Möglichkeit der variablen Positionsänderung dieser Markerhülsen wird eine flexible Anpassung und Verwendung in verschiedenen Körperregionen gewährleistet. Beide Marker umfassen einen Hohlraum von ca. 0.8 bis 1.1 ml und können je nach verwendeter Pulssequenz mit Kochsalz- oder Gadoliniumlösung zur Visualisierung befüllt werden. Ein hohlzylinderförmiges Bauelement mit den Außenmaßen 21 x 20 mm ist über der 8 x 83 mm großen Bohrhülse platziert. Dieser Hohlzylinder wird durch 2 Gummiringdichtungen auf der Bohrhülse abgedichtet und kann entlang der Hülse verschoben werden. Zur Befüllung dieses zylinderförmigen Markers, der ein hohlzylinderförmiges Volumen von 0.8 ml umschließt, dient ein 2.4 mm großer Zugang, welcher mit einer Kappe verschlossen werden kann. In Achse ausgerichtet und der Bohrhülse exakt gegenüberliegend ist ein 8 x 100 mm großes stabförmiges Bauelement in den Haltearm integriert. Die Befüllung dieses Stabmarkers, der ein zylinderförmiges Volumen von 1.1 ml fasst, erfolgt analog zum zylinderförmigen Marker über einen Schraubverschluss. Stabmarker und Bohrhülse können in den an beiden Enden der am Acrylglas-Hauptelement befindlichen Führungslöcher in Längsrichtung verschoben und mittels Schrauben fixiert werden. Die Bohrhülse hat einen inneren Durchmesser von 3.5 mm und ermöglicht den reibungsarmen Durchlass des 3.4 mm Titan-Spiralbohrers (INVIVO, Schwerin, Deutschland). Bei der Auswahl der Materialien für die Fertigung des Zielinstruments wurden die Prioritäten auf MRT-Kompatibilität und Kostenersparnis gelegt, während Biokompatibilität und Sterilisierbarkeit zunächst vernachlässigt wurden. Die Fertigung der Einzelkomponenten erfolgte mit Hilfe einer CNC-Fräse nach Anfertigung von Konstruktionsplänen bei Vorlage eines Prototyps durch die Firma Seiferth Anlagenbau-Seiferth & Korneli GbR in Zeulenroda-Triebes.

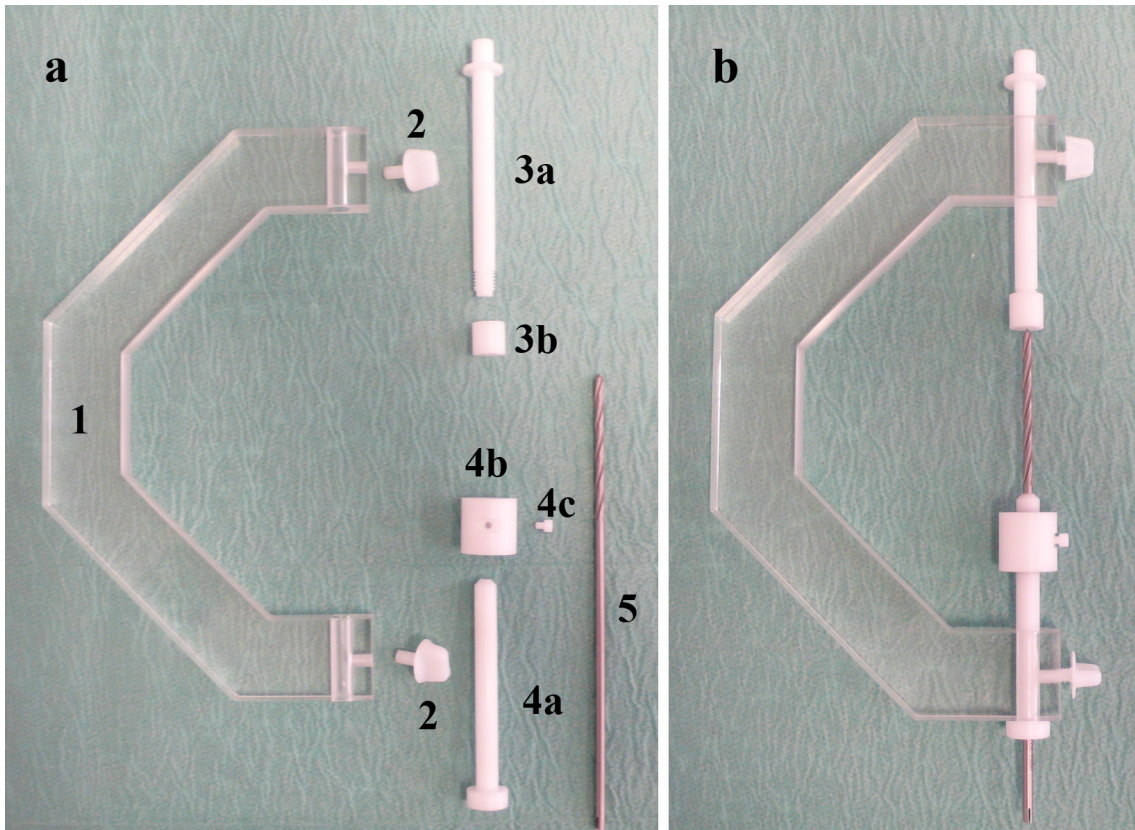


Abbildung 1: Das MRT-kompatible Zielinstrument besteht aus mehreren Einzelkomponenten (a), die es erlauben, die Vorrichtung an die entsprechende Körperregion anzupassen. Bohr­hülse (4a) und stabförmiger Marker (3a) sind durch zwei Führungslöcher des C-förmigen Hauptkörpers (1) exakt aufeinander ausgerichtet und können mittels Schrauben (2) arretiert werden. Der zylinderförmige Marker (4b) wird über der Bohr­hülse platziert und kann entlang dieser verschoben werden. Sowohl stab- als auch zylinderförmiger Marker können nach Befüllen mit MRT-Kontrastsubstanz durch Verschlusskappen (3b und 4c) verschlossen werden. Die Bohrung erfolgt nach Anpassen und Ausrichtung der Zielvorrichtung durch die Bohr­hülse auf die Spitze des Stabmarkers ausgerichtet (b).

3.2 Navigationsprinzip

Die Navigation des Bohrvorganges unter MRT-Bildgebung basiert auf der Visualisierung und exakten Ausrichtung des Zielinstrumentes in einer definierten MRT-Schnittbildebene. Die Anwendung dieser Methode setzt die Möglichkeit der interaktiven Bildgebung des MRT sowie die Projektion der Bildsequenzen auf einem MRT-kompatiblen “in-room”-Monitor oder eine Leinwand über Bildprojektor im Untersuchungsraum voraus (Abb. 2). Durch die sichere Führung des Bohrers in einer MRT-Schnittbildebene mit definierter Schichtdicke werden während der Intervention Informationen aus allen 3 Raumebenen für die Navigation genutzt.

Schritt 1 Initial erfolgt die Definition und Einstellung einer coronaren Bildebene, innerhalb der der Bohrvorgang erfolgen soll (Abb. 3 und 4). Diese Schnittebene ist exakt durch den Eintritts- und Zielpunkt der geplanten Bohrung ausgerichtet und wird während des gesamten Eingriffs nur nach Verrutschen der Extremität durch den Bohrvorgang korrigiert. Das Einstellen dieser Schnittbildebene erfolgt im Kontrollraum an der Bedienkonsole im interaktiven Modus des Scanners und wird während der Intervention in den Scannerraum, für den Operateur sichtbar, neben dem MRT auf einen “in-room”-Monitor, projiziert.

Schritt 2 Im zweiten Schritt der Navigation erfolgt die Visualisierung und Ausrichtung des Zielinstrumentes an der unteren Extremität in der im Schritt 1 festgelegten Schnittbildebene (Abb. 5 und 6). Durch Bewegen eines Fingers oder der Marker des Zielinstrumentes auf der Hautoberfläche im festgelegten OP-Feld wird die eingestellte Ebene zunächst aufgesucht. Das Auffinden der Ebene wird durch das Erscheinen des Fingers oder der Marker auf dem Monitor indiziert. Nachdem die Ebene am Zielobjekt aufgefunden wurde, erfolgt die Ausrichtung des Zielinstrumentes, so dass beide Marker mit der größten Ausdehnung ihres Querschnittes sichtbar sind. Dabei ist die Visualisierung der Marker um so stärker, je mehr Volumen der Kontrastlösung sich in der Schnittebene befindet. Dies stellt sicher, dass Marker, Bohrhülse und somit die Achse des Zielinstrumentes exakt in der Schnittbildebene ausgerichtet sind. Die größte Ausdehnung kann dadurch ermittelt werden, dass beide Marker quer durch die virtuelle Bildebene bewegt und somit der größte Querschnitt durch die Visualisierung der in den Markern befindlichen Flüssigkeit ermittelt wird. Wurden beide Marker in ihrer größten Ausdehnung im MRT-Bild visualisiert, erfolgt die Festlegung der Bohrrichtung, indem die Marker des Zielinstrumentes in der Ebene dabei so anguliert werden, dass beide Marker mit dem geplanten Ziel- und Eintrittspunkt der Bohrung in Linie ausgerichtet sind. Dabei werden der stabförmige Marker über dem Ziel- und der zylinderförmige Marker über dem Eintrittspunkt platziert. Die Ausrichtung kann entweder per Augenmaß erfolgen oder unter Zuhilfenahme des Linien-Messtools der MRT-Software präzisiert werden, indem eine interaktive Linie zwischen Ziel und Eintrittspunkt gesetzt wird. Mit Hilfe einer MRT-kompatiblen Bluetooth-Maus, die die Steuerung der MRT-Konsole aus dem MRT-Raum während der Bildakquisition ermöglicht, kann dies vom Operateur selbst während des Eingriffs erfolgen und jederzeit korrigiert oder verändert werden.

Schritt 3 Nach exakter Ausrichtung der Zielvorrichtung am Objekt erfolgt die Bohrung durch die Bohrhülse und den zylinderförmigen Marker (Abb. 7 und 8). Während der Bohrung wird die Zielvorrichtung von Hand in Position gehalten. Dies ermöglicht, kleinere Bewegungen und Verschiebungen des Instrumentes sofort zu korrigieren. Die Kontrolle der Bohrtiefe erfolgt anhand des Suszeptibilitätsartefaktes des Titan-Bohrers während der Bildakquisition.

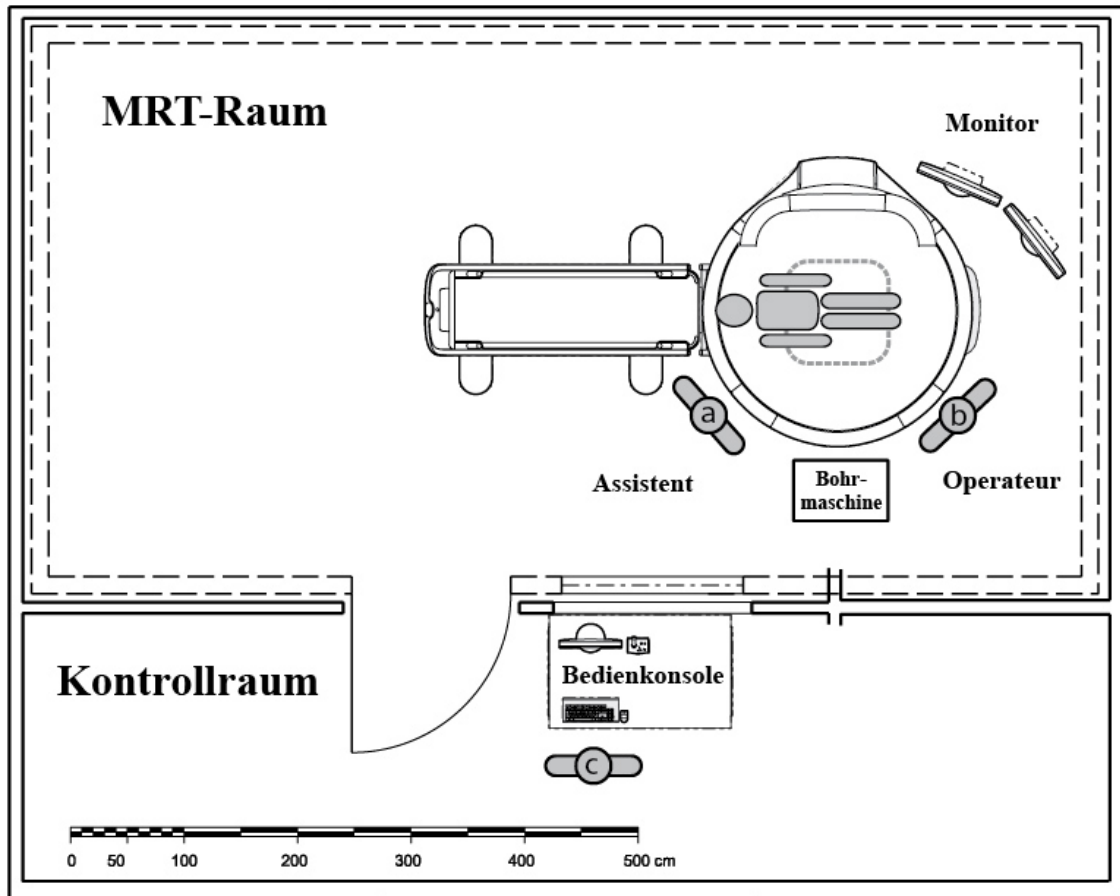


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Räumlichkeiten des offenen Magnetresonanztomographen (Panorama HFO, Philips Healthcare, Eindhoven, Niederlande) am Standort Campus Mitte der Charité-Universitätsmedizin Berlin. Der Magnetresonanztomograph befindet sich in einem magnetisch abgeschirmten Raum. Für die direkte visuelle Kontrolle dienen 2 MRT-kompatible in-room-Monitore, die variabel neben dem MRT platziert werden können. Die initiale Einstellung der Bildebenen erfolgt im Kontrollraum an der Bedienkonsole des Gerätes. Darstellung anderer, sowie Korrekturen der Ebenen können vom Operateur über eine MRT-kompatible Bluetooth-Maus direkt vom MRT-Raum aus vorgenommen werden.

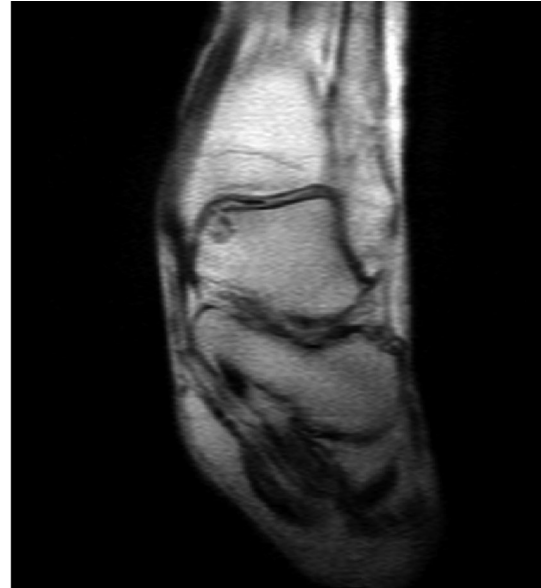
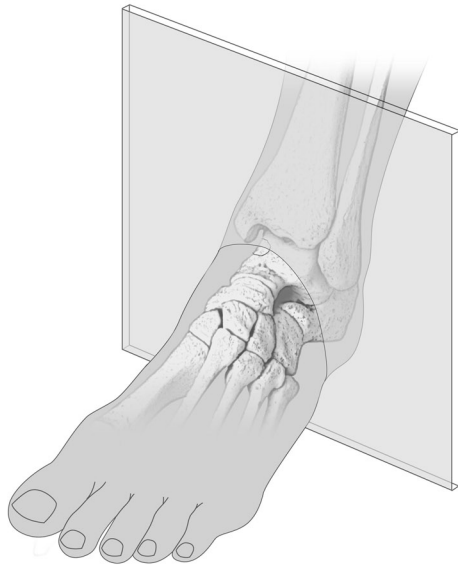


Abbildung 3: Die schematische Zeichnung (links) veranschaulicht den 1. Schritt des Navigationsvorganges am Talus. Eine coronare Schnittbildebene wird definiert, innerhalb der der Bohrvorgang erfolgen soll. Das MRT-Bild (rechts, int. PDW TSE) visualisiert die artifizielle osteochondrale Läsion als Zielpunkt und den Processus lateralis tali als geplanten Eintrittspunkt der Bohrung.

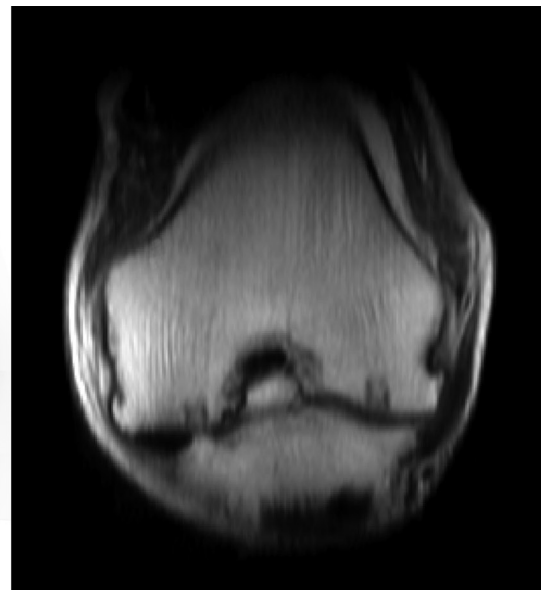
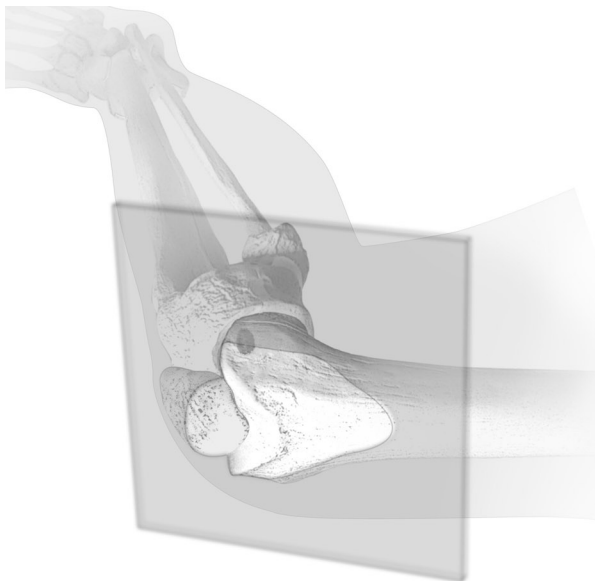


Abbildung 4: Die schematische Zeichnung (links) veranschaulicht den 1. Schritt des Navigationsvorganges am Femurkondylus. Eine para-coronare Schnittbildebene wird definiert, innerhalb der der Bohrvorgang erfolgen soll. Das MRT-Bild (rechts, int. PDW TSE) visualisiert die artifizielle osteochondrale Läsion als Zielpunkt und den Epicondylus femoris als geplanten Eintrittspunkt der Bohrung.

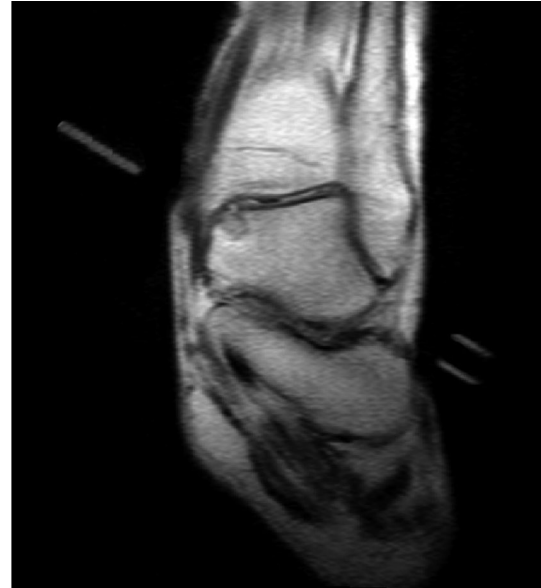
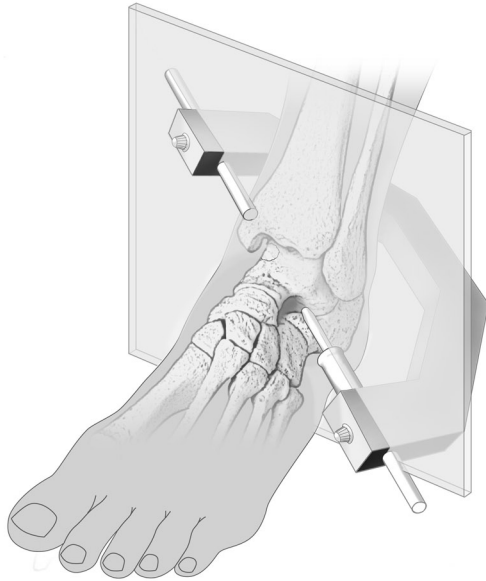


Abbildung 5: Die schematische Zeichnung (links) veranschaulicht den 2. Schritt des Navigationsvorganges am Talus. Die voreingestellte Ebene wird aufgesucht und das Zielinstrument am Objekt platziert. Dabei werden die Marker des Instruments, in der MRT-Schnittebene sichtbar (rechts, int. PDW TSE), mit artifizierlicher osteochondraler Läsion und Processus lateralis talis in Linie ausgerichtet.

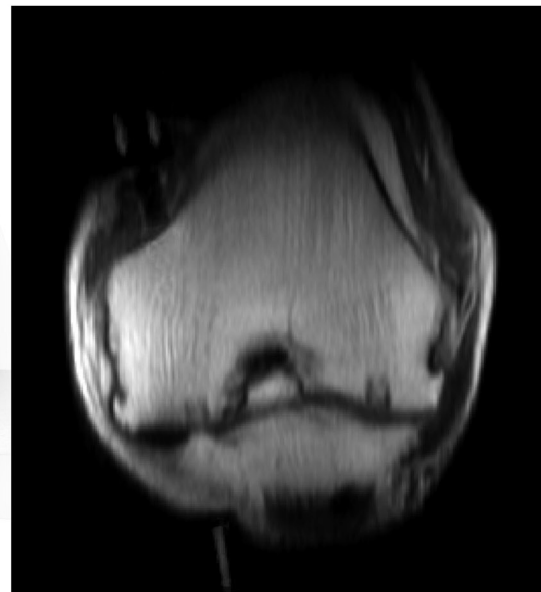
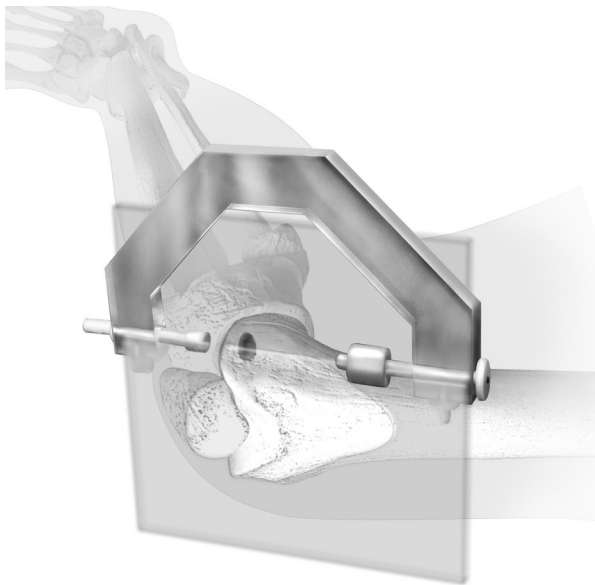


Abbildung 6: Die schematische Zeichnung (links) veranschaulicht den 2. Schritt des Navigationsvorganges am Femurkondylus. Die voreingestellte Ebene wird aufgesucht und das Zielinstrument am Objekt platziert. Dabei werden die Marker des Instruments, in der MRT-Schnittebene sichtbar (rechts, int. PDW TSE), mit artifizierlicher osteochondraler Läsion und Epicondylus femoris (lateralis et medialis) in Linie ausgerichtet.

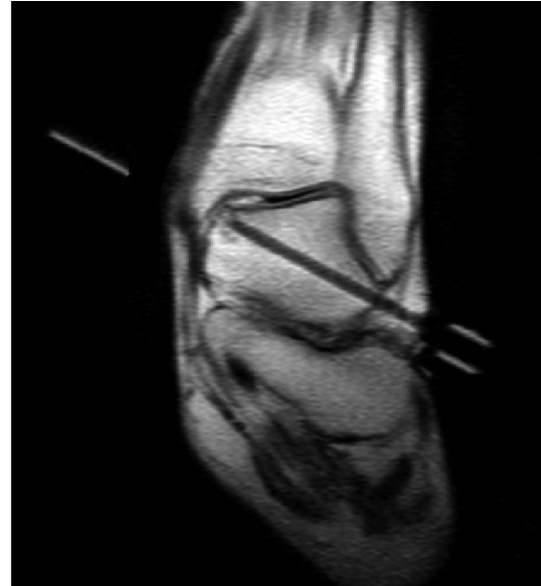
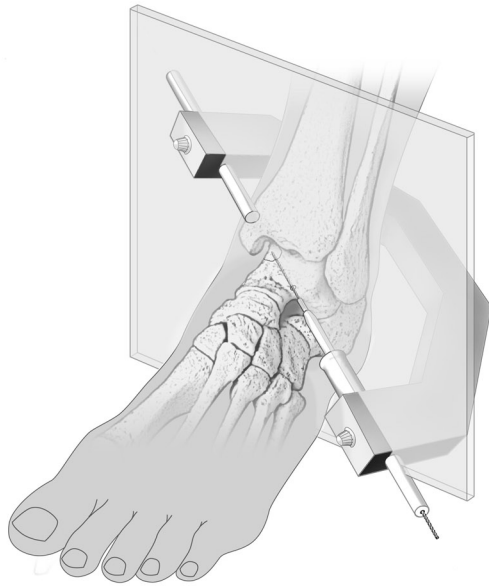


Abbildung 7: Die schematische Zeichnung (links) veranschaulicht den 3. Schritt des Navigationsvorganges am Talus. Nach exakter Ausrichtung am Objekt erfolgt die Bohrung, bei von Hand fixiertem Zielinstrument, über die Bohrhülse durch den zylinderförmigen Marker bis zur artifiziiellen osteochondralen Läsion an der medialen Talusschulter in Richtung Stabmarker (rechts, int. PDW TSE).

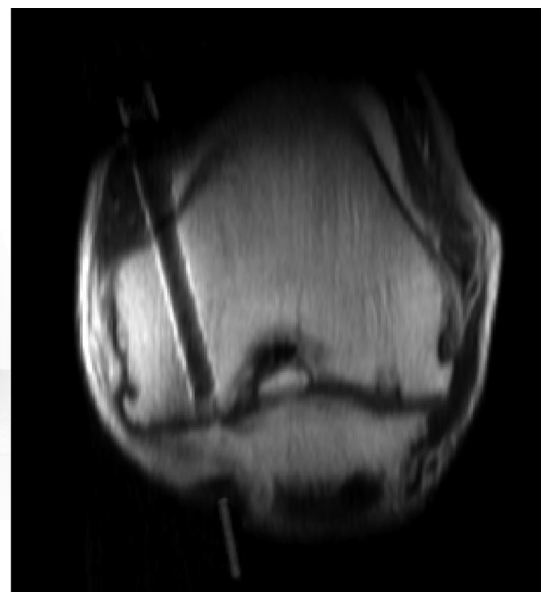
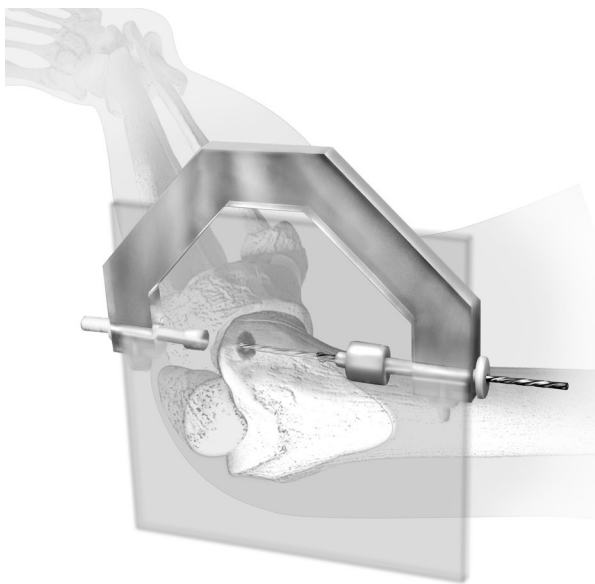


Abbildung 8: Die schematische Zeichnung (links) veranschaulicht den 3. Schritt des Navigationsvorganges am Femurkondylus. Nach exakter Ausrichtung am Objekt erfolgt die Bohrung, bei von Hand fixiertem Zielinstrument, über die Bohrhülse durch den zylinderförmigen Marker bis zur artifiziiellen osteochondralen Läsion am medialen und lateralen Femurkondylus in Richtung Stabmarker (rechts, int. PDW TSE).

3.3 Sequenzevaluierung

Für die MRT-fluoroskopische Anbohrung osteochondraler Läsionen wurden vier interaktive Pulssequenzen selektiert, modifiziert und auf Bildqualität, Artefakt- und Signalverhalten untersucht (*Tab. 1*). Als Kriterien für die Sequenzwahl wurden eine schnelle Bildfolgesequenz, geringe Suszeptibilitätsartefakte des 3.4 mm Titan-Spiralbohrers (INVIVO, Schwerin, Deutschland), eine störungsarme Bildakquisition bei der Anwendung der piezoelektrisch-betriebenen Bohrmaschine (INVIVO, Schwerin, Deutschland) sowie die Differenzierbarkeit osteochondraler Läsionen gegenüber gesundem Gewebe festgelegt. Die Evaluation der Suszeptibilitätsartefakte des 3.4 mm Titan-Spiralbohrers erfolgte in Anlehnung an ASTM[®]-Richtlinien (American Society for Testing and Materials; Standard Test Method for Evaluation of MR Image Artifacts from Passive Implants, F 2119-01) in einer Cu₂SO₄-Lösung und einer zum Hauptmagnetfeld B₀ senkrechten Ausrichtung des Bohrers unter T2W TSE-, T1W FFE- und interaktiver Bildakquisition [18]. Die Vermessung der Artefakte wurde mit der radiologischen Befundungssoftware JiveX (Version 4.2 RC10; Visus, Bochum, Deutschland) vorgenommen. Zur Beurteilung des Signalverhaltens bzw. der Bildqualität der verschiedenen interaktiven Sequenzen wurde das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (Signal-to-Noise-Ratio, SNR) an einem Standardphantom (Philips) ohne und während des aktiven Betriebes der piezoelektrisch-betriebenen Bohrmaschine nach dem NEMA[®]-Standardprotokoll (National Electrical Manufacturers Association; Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging, MS 1-2008) entsprechend der Formel (1) ermittelt (*Abb. 9*) [19]:

$$SNR = \frac{\mu_{Phantom}}{\sigma_{Hintergrundrauschen}} \quad (1)$$

μ Mittelwert

σ Standardabweichung

Ein 21 jähriger Proband mit radiologisch nachgewiesener Osteochondrosis Dissecans an der medialen Talusschulter des rechten Sprunggelenkes wurde nach schriftlichem Einverständnis für die Evaluation der Differenzierbarkeit osteochondraler Läsionen unter interaktiver Bildakquisition herangezogen. Die interaktive Pulssequenz, die sich in den Vorversuchen als am geeignetsten erwies, wurde für die folgenden Bohrversuche verwendet.

Interaktive Pulssequenzen				
Parameter	int. PDW TSE	int. T1W TSE	int. T2W TSE	int. T1W FFE
Echo Time (TE) [ms]	10	20	90	6
Repetition Time (TR) [ms]	400	100	1600	12
Slice Thickness [mm]	5	7	7	5
Flip angle [°]	90	90	90	30
Voxel size [mm]	0,6 x 1	1 x 1,25	1 x 1,15	1,5 x 1,5
Field of view (FOV) [mm]	200 x 138	200 x 200	200 x 158	230 x 201
Echo Train Length [ms]	24	8	0	1
Shot mode	multi-shot	multi-shot	single-shot	k.A.
DRIVE	Ja	Nein	Ja	k.A.
Acquisition time [s]	1,6	2,0	1,6	1,0

Tabelle 1: Die Parameter der vier zur Evaluation herangezogenen interaktiven Pulssequenzen (int. PDW TSE, int. T1W TSE, int. T2W TSE, int. T1W FFE) sind tabellarisch aufgelistet.

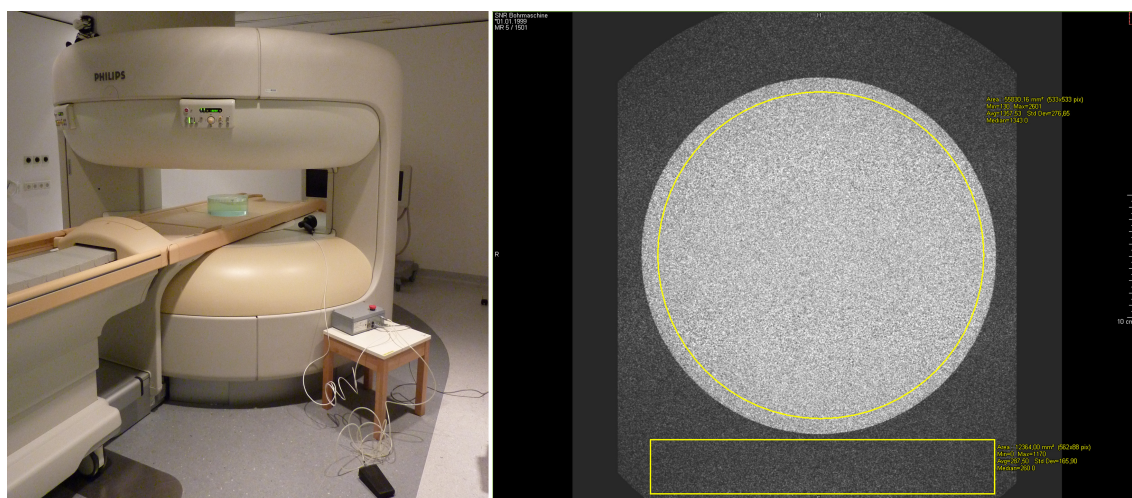


Abbildung 9: Dargestellt ist der zur SNR-Messung definierte Versuchsaufbau im offenen Magnetresonanztomograph (Panorama HFO; Philips Healthcare, Eindhoven, Niederlande) am Campus Mitte der Charité-Universitätsmedizin Berlin (links) und die vorgenommenen Ausmessungen am Philips-Standardphantom mit Hilfe der Befundungssoftware JiveX (Version 4.2 RC10; Visus, Bochum, Deutschland)(rechts). Messungen wurden bei verschiedenen Aktivitätszuständen und Abständen der Bohrmaschine zum FOV durchgeführt.

3.4 Versuchsobjekte und -aufbau

Durch Kooperation mit dem Anatomischen Institut der Charité-Universitätsmedizin Berlin standen für die experimentelle Validierung des Verfahrens Leichenteile von Körperspendern mit der Legitimation zur wissenschaftlichen Nutzung zur Verfügung. Zur Evaluierung von Praktikabilität und Genauigkeit der Navigationsmethode wurde diese an 16 humanen Fuß- und 6 Kniepräparaten erprobt. In Vorbereitung für nachfolgende Bohrversuche wurde mit Hilfe einer Hohlfräse der Firma Storz (Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland) an Sprunggelenkpräparaten über einen dorsomedialen Zugang sowie an Kniepräparaten über einen parapatellaren Zugang ein im Durchmesser 4.5 mm starker und ca. 10 mm tiefer Knorpel-Knochen-Zylinder an der medialen Talusschulter sowie den medialen und lateralen Femurkondylen in loco typico implementiert. 4 Sprunggelenkpräparate wurden nicht präpariert. Die Versuche erfolgten im 1.0 T offenen MRT (HFO Panorama, Philips healthcare, Niederlande) des Instituts für Radiologie am Campus Mitte der Charité-Universitätsmedizin Berlin (*Abb. 10*). Die Sprunggelenkpräparate wurden mediallyseitig im Isozentrum des MRT gelagert, um den Zugang zum Processus lateralis tali in einem Winkel von ca. 45° zu gewährleisten. Zur Anbohrung simulierter Läsionen am medialen und lateralen Condylus femoris erfolgte die Positionierung der Kniepräparate auf die jeweils kontralaterale Seite der anzubohrenden Läsion in 90° Flexion im Field of View (FOV) des MRT. Zur Stabilisierung und Verringerung von Bewegungsartefakten wurden die anatomischen Präparate während der Bohrversuche auf Sandsäcken gelagert und mit Klebeband fixiert. Die Platzierung der Oberflächenspule (MultiPurpose L; Philips Healthcare, Eindhoven, Niederlande) erfolgte jeweils parallel zum B₀ Feld und ringartig um das Versuchsobjekt auf Höhe der simulierten osteochondralen Läsion.

3.5 Versuchsdurchführung

Versuche wurden durchgeführt zur Präzisionsprüfung der MRT-Bildgebung, zur Evaluation der Präzision der Navigationsmethode sowie zur Prüfung der Praktikabilität der Technik der retrograden Spongiosaplastik nach erfolgter Bohrung. Zur Prüfung der Präzision der MRT-Bildgebung sollten Bohrungen im spongiosen Knochen des Talus bis an die gelenkbegrenzende Knorpelschicht durchgeführt werden, ohne sie zu perforieren. Diese Versuche dienten zur Evaluierung der Differenzierbarkeit von Instrument und anatomischen Strukturen wie Knorpelschicht und spongiosen Knochen unter interaktiver Bildakquisition, welche für sicheres Bohren vorausgesetzt werden muss. Hierzu wurden 16 Bohrungen an den 4 nicht präparierten Tali, jeweils 2 Bohrungen zur medialen und lateralen Talusschulter, durchgeführt. Da die Knorpelschicht am Talus von geringerer Stärke als am Kniegelenk ist, wurden diese Versuche auf den Talus beschränkt und die Ergebnisse auf Bohrungen am Knie übertragen. Die Versuche zur Evaluation der Präzision der Navigationsmethode erfolgten durch jeweils eine Bohrung je simulierter osteochondraler Läsion an 12 Tali sowie dem medialen und lateren Condylus femoris der 6 Kniepräparate. Nach Lagerung der Versuchsobjekte und Einstellung einer entsprechenden Navigationsebene an der Bedienkonsole des MRT nach oben beschriebener Weise wurde nach Ausrichten des Zielinstrumentes über der Hautoberfläche des geplanten Eintrittspunktes am Processus lateralis tali sowie den Femurkondylen eine ca. 2-4 cm große Hautinzision durchgeführt. Für die Durchführung der Bohrungen wurde eine piezoelektrisch-betriebene MRT-kompatible Bohrmaschine und ein 3.4 mm Titan-Spiralbohrer der Firma INVIVO (Schwerin, Deutschland) verwendet [20]. Sowohl die Ausrichtung des Zielinstrumentes als auch der Bohrvorgang wurden in Echtzeit auf einem interaktiven Monitor der Firma Philips, der direkt neben dem MRT-Scanner platziert wurde, verfolgt

und kontrolliert. Für Planung, Navigation und Bohrung wurde die interaktive PDW TSE Pulssequenz verwendet, die sich in den Vorversuchen als geeignet erwies. Eine retrograde Spongiosaplastik erfolgte in drei Fällen nach Bohrungen am Talus und in vier Fällen nach Bohrungen an den Femurkondylen. Hierzu wurde mit einer 3 mm Titan-Hohlfräse der Firma INVIVO ein Spongiosazylinder aus dem Kalkaneus bzw. dem Tibiakopf entnommen und in den Bohrkanal unter MRT-Kontrolle eingebracht.

3.6 Messungen

Messungen zur Präzisionsprüfung der MRT-Bildgebung erfolgten nach entsprechenden Bohrversuchen an den unpräparierten Tali als Distanz von Bohrkanalspitze zum Gelenkknorpel mit Hilfe einer Digital-Schieblehre (Westfalia, Hagen, Deutschland) nach coronarer Sägeschnittpräparation entlang der Bohrkanäle mit Hilfe einer Knochenbandsäge (Exakt, Norderstedt, Deutschland).

Nach Durchführung der Bohrversuche zur Präzisionsprüfung der Navigationsmethode wurden sowohl Sprunggelenk- als auch Kniepräparate mit diagnostischen T1W-, T2W- und PDW TSE-Sequenzen, orthogonal und parallel zum Bohrkanal ausgerichtet, untersucht. Die auswertenden Messungen erfolgten mit Hilfe der radiologischen Befundungssoftware JiveX (Version 4.2 RC10; Visus, Bochum, Deutschland). In den zueinander orthogonalen Ebenen (sagittal und coronal) wurde für jede Bohrung der Abstand vom Zentrum der osteochondralen Läsion zum Zentrum des Bohrkanals vermessen. Das Treffen einer Läsion wurde als ein Abstand geringer oder gleich 3.95 mm definiert (2).

$$3.95 \text{ mm} = \frac{4.5 \text{ mm}_{OD} + 3.4 \text{ mm}_B}{2} \quad (2)$$

OD Durchmesser der simulierten osteochondralen Läsion

B Durchmesser des Titan-Spiralbohrers

Während der Versuche wurde die Zeit zum Einstellen der Navigationsebene am Bedienterminal, die Zeit zum Auffinden der Ebene und exakten Ausrichtung des Zielgerätes in der definierten Ebene, sowie die Zeit zum Anbohren der simulierten osteochondralen Läsion gemessen.

3.7 Statistische Auswertung

Die qualitative Auswertung der Ergebnisse wurde mit der Statistiksoftware SPSS 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt. Zur Prüfung der Anwendungsvoraussetzung für den t-Test erfolgte zunächst die Prüfung auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov-Test) und Varianzhomogenität (Levene-Test). Wurden die Voraussetzungen nicht erfüllt, erfolgte der Vergleich der Mittelwerte mit dem Rangsummentest nach Mann-Whitney (U-Test). Vergleichende Berechnungen wurden für Bohrgenauigkeit und benötigte Zeiten durchgeführt.



Abbildung 10: Dargestellt ist der Versuchsaufbau einer Talusbohrung im offenen MRT (Panorama HFO; Philips Healthcare, Eindhoven, Niederlande) am Campus Mitte der Charité-Universitätsmedizin Berlin. Für die Bohrversuche wurden die humanen Präparate auf Sandsäcken stabil gelagert und fixiert. Die Ringspule (Multipurpose L Coil; Philips Healthcare, Eindhoven, Niederlande) (a) wurde senkrecht zum Hauptmagnetfeld B_0 und ringartig um das Versuchsobjekt so platziert, dass eine ungehinderte Ausrichtung des Zielinstrumentes (b) am Kadaver ermöglicht wurde. Die Bohrungen wurden nach Festlegung der Bohrrichtung durch Ausrichtung des Zielinstrumentes mit einer piezoelektrisch-betriebenen Bohrmaschine (INVIVO, Schwerin, Deutschland) (c) unter direkter visueller Kontrolle am interaktiven Monitor (d) durchgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Sequenzevaluation

4.1.1 Suszeptibilitätsartefaktmessung

In den nach ASTM[®]-Standard durchgeführten Experimenten zur Artefaktevaluation konnte für T2W TSE Sequenzen ein gemittelter Suszeptibilitätsartefakt von 12.4 ± 3.6 mm und 34.8 ± 7.7 mm für T1W FFE Sequenzen ermittelt werden. Die interaktiven Pulssequenzen boten Artefaktgrößen von 8.2 ± 2.4 mm (int. PDW TSE), 14.9 ± 4.2 mm (int. T1W TSE), 16.1 ± 5.2 mm (int. T2W TSE) und 30.7 ± 2.9 mm (int. T1W FFE) (Abb. 11). Für die verschiedenen Sequenzen bedeutet dies eine im MRT-Bild durch Suszeptibilitätsartefakte verursachte Vergrößerung der Abmessungen des 3.4 mm Titan-Spiralbohrers um das 2.7- (T2W TSE), 9.2- (T1W FFE), 1.4- (int. PDW TSE), 3.4- (int. T1W TSE), 3.7- (int. T2W TSE) bzw. 8.1-fache (int. T1W FFE). Die int. PDW TSE Sequenz konnte als die gegenüber Suszeptibilitätsartefakten insensitive Pulssequenz ermittelt werden.

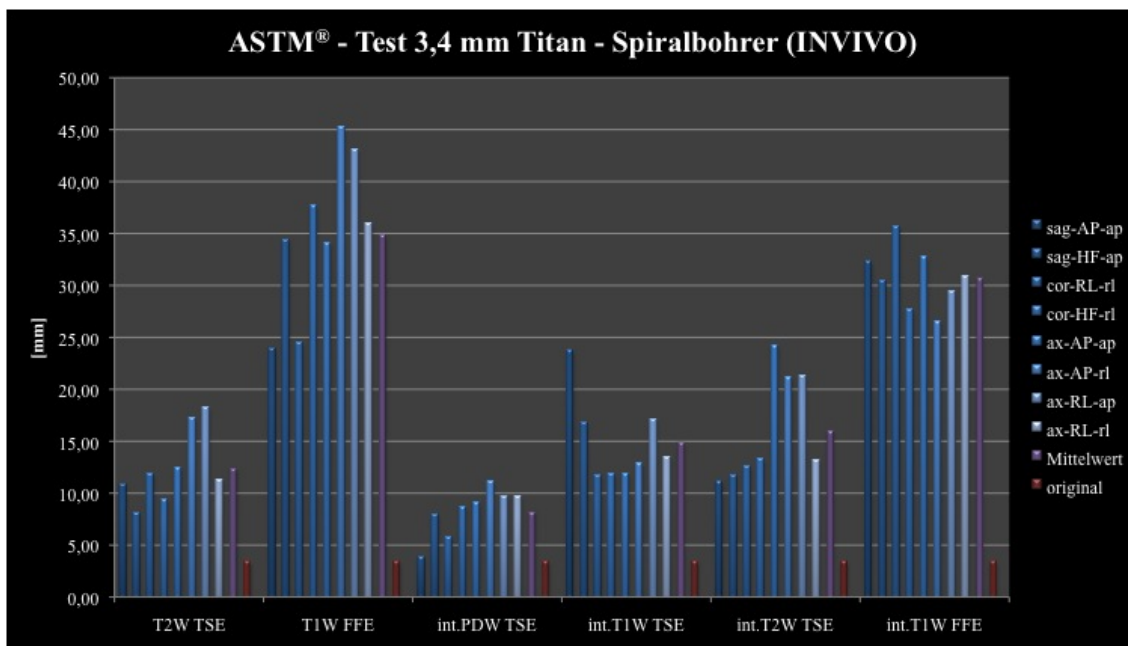


Abbildung 11: Das Diagramm veranschaulicht die nach ASTM-Standard ermittelten Suszeptibilitätsartefakte des 3.4 mm Titan-Spiralbohrers (INVIVO) (rot) für T2W TSE- und T1W FFE-Sequenzen sowie für die interaktiven Sequenzen int. PDW TSE, int. T1W TSE, int. T2W TSE und int. T1W FFE (blau) (gemittelter Wert violett). (sag, cor, ax: Bildgeometrie; AP, HF, RL: Phasenkodierrichtung; ap, rl: Orientierung der Messungen im MRT-Datensatz)

4.1.2 Signalverhalten

Während des Betriebs der piezoelektrisch-betriebenen Bohrmaschine (INVIVO) im MRT-Umfeld konnte ein Signalverlust analysiert werden, wobei die Stärke der SNR-Abnahme vom Aktivitätszustand (on/off) und Abstand der Bohrmaschine zum FOV sowie der verwendeten Pulssequenz abhängt.

In allen Berechnungen (SNR ohne Bohrmaschine, SNR mit Bohrmaschine (off), SNR außerhalb des FOV (on) und SNR innerhalb des FOV (on)) konnte die int. PDW TSE Sequenz als die Pulssequenz mit dem höchsten SNR-Wert (14,9 SNR ohne Bohrmaschine; 12,8 SNR mit Bohrmaschine (off); 11,1 SNR Bohrmaschine außerhalb des FOV (on); 8,0 SNR Bohrmaschine innerhalb des FOV (on)) und dem geringsten Signalverlust (46,3% (Bohrmaschine innerhalb des FOV (on))) ermittelt werden (Tab. 2 und Abb. 12).

	Signal to Noise Ratio (SNR)							
	int. T1W TSE		int. T2W TSE		int. PDW TSE		int. T1W FFE	
	Wert	Abfall (%)	Wert	Abfall (%)	Wert	Abfall (%)	Wert	Abfall (%)
SNR (ohne)	8,58		11,68		14,94		10,94	
SNR (mit/off)	7,83	8,6	10,13	13,3	12,80	14,3	9,82	10,2
SNR (mit/on/out)	5,92	31,0	8,28	29,1	11,12	25,6	7,49	31,5
SNR (mit/on/in)	4,33	49,4	6,07	48,0	8,02	46,3	5,81	46,9

Tabelle 2: Ergebnisse der SNR-Berechnungen für die interaktiven Sequenzen (int. T1W TSE, int. T2W TSE, int. PDW TSE und int. T1W FFE) in Abhängigkeit vom Betriebsmodus (Bohrmaschine on/off) und Abstand der Bohrmaschine zum FOV des MRT (SNR-Berechnung ohne/mit Bohrmaschine, SNR-Berechnung mit Bohrmaschine im und außerhalb (in/out) des FOV). Die Abnahme der Signalstärke (Abfall in Prozent) wurde auf den jeweiligen SNR-Ausgangswert ohne Bohrmaschine bezogen.

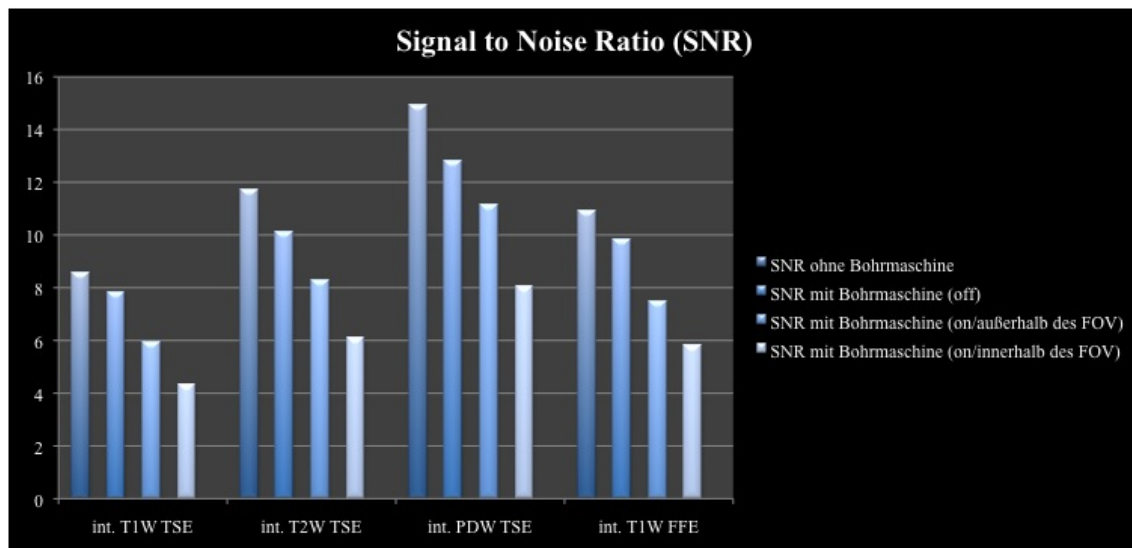


Abbildung 12: Das Diagramm veranschaulicht den Signalverlust, verursacht durch Platzierung und Gebrauch der piezoelektrisch-betriebenen Bohrmaschine (INVIVO) im MRT-Umfeld während der Bildakquisition für die interaktiven Sequenzen int. T1W TSE, int. T2W TSE, int. PDW TSE und int. T1W FFE in Abhängigkeit vom Betriebsmodus und Abstand der Bohrmaschine zum FOV.

4.1.3 Differenzierbarkeit osteochondraler Läsionen

Bei der subjektiven Bewertung zur Differenzierbarkeit anatomischer Strukturen und osteochondraler Läsionen gegenüber gesundem Knochengewebe in verschiedenen interaktiven Sequenzen konnte die int. PDW TSE favorisiert werden (*Abb. 13*).

Als Resultat aller Voruntersuchungen zur Sequenzevaluation konnte die int. PDW TSE Sequenz als am geeignetsten ermittelt werden und wurde für die folgenden Versuche zur Präzisionsevaluation verwendet.

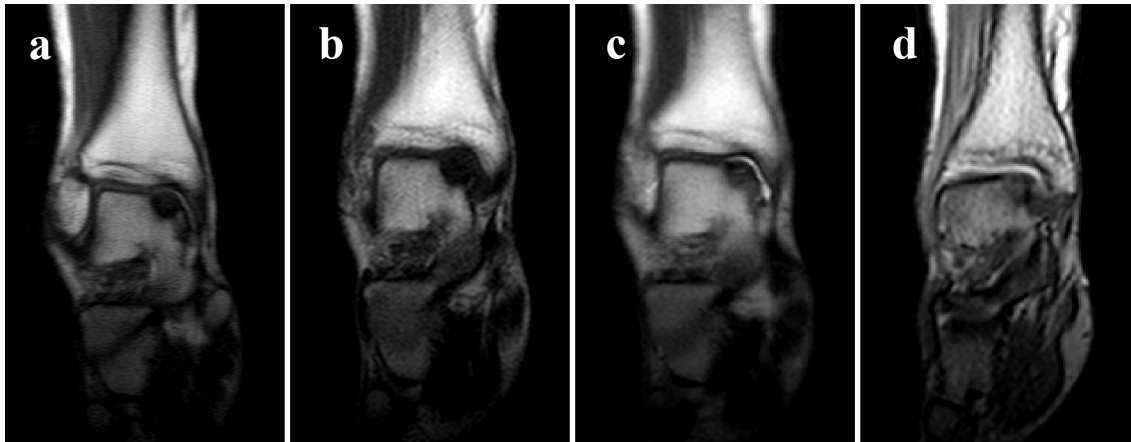


Abbildung 13: Konventionell-radiologisch nachgewiesene OD im Stadium II - III nach Berndt u. Harty eines 21 jährigen Patienten mit klinisch relevanter Beschwerdesymptomatik im rechten Sprunggelenk. Die osteochondrale Läsion ist durch int. PDW TSE (a), int. T1W TSE (b), int. T2W TSE (c) und int. T1W FFE Sequenzen in coronaren Bildebenen visualisiert.

4.2 Bohrversuche

4.2.1 Präzisionsevaluation für die MRT-Bildgebung

Durch die kontrast- und signalstarke interaktive Bildgebung der int. PDW TSE Sequenz konnten Bohrungen mit einer Genauigkeit von 0.9 ± 0.6 mm an die Gelenkknorpelschicht des Talus durchgeführt werden. In vier Fällen wurde die Knorpelschicht touchiert, jedoch nicht perforiert (*Abb. 14*). Da der Gelenkknorpel im Bereich des oberen Sprunggelenkes deutlich dünner als im Bereich des Kniegelenkes ist, wurden diese Versuche auf den Talus beschränkt.

4.2.2 Präzisionsevaluation für die Navigationsmethode

Mit einer mittleren Abweichung von 2.0 ± 0.9 mm (Talus) bzw. 1.6 ± 0.9 mm (medialer+lateraler Femurkondylus) (medialer Kondylus: 1.6 ± 0.9 mm; lateraler Kondylus: 1.7 ± 0.9 mm) zum Zentrum der Läsion wurden alle artifiziellen osteochondralen Läsionen angebohrt (*Tab. 3 und 4; Abb. 15 und 16*). Am Talus betrug die Genauigkeit 1.4 ± 0.4 mm in der coronaren und 2.7 ± 0.9 mm in der sagittalen Ebene. Die Bohrdistanz am medialen Femurkondylus betrug 2.0 ± 1.1 mm (coronar) bzw. 1.1 ± 0.4

mm (sagittal) und 1.7 ± 0.9 mm (coronar) bzw. 1.7 ± 1.1 (sagittal) am lateralen Femurkondylus. Die mittleren Abstände für medialen und lateralen Femurkondylus betragen 1.9 ± 0.9 mm (coronar) bzw. 1.4 ± 0.9 mm (sagittal). Jeweils vier Läsionen an Talus und Femurkondylen wurden mit Abständen von 3.1 bis 3.5 mm (Talus; sagittal: 3.1, 3.4, 3.5, 3.5) bzw. 3.1 bis 3.7 mm (Femurkondylus; medial-coronal: 3.1, lateral-coronal: 3.1, medial-coronal: 3.7, lateral-sagittal: 3.7) zur Läsion nur partiell getroffen (*Tab. 3 und 4; Abb. 17 und 18*). Es konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Bohrerergebnissen am Talus und Kniegelenk ermittelt werden (Talus/medialer+lateraler Kondylus: $p=0.183$, U-Test; Talus/medialer Kondylus: $p=0.182$, t-Test; Talus/lateraler Kondylus: $p=0.351$, t-Test; medialer Kondylus/lateraler Kondylus: $p=0.707$, U-Test).

Am Talus konnten die Versuche in 8.8 ± 1.6 min durchgeführt werden, während für die Bohrungen an den Femurkondylen 14.1 ± 2.2 min benötigt wurden. Für die Einstellung der coronaren Navigationsebene an der Bedienkonsole des MRT wurden für die Bohrversuche am Talus 3.6 ± 0.3 min und 3.7 ± 0.5 min für die Planung an den Femurkondylen benötigt. Für die Ausrichtung des Zielinstruments in der Navigationsebene wurden 3.7 ± 0.7 min am Talus und 6.2 ± 1.4 min an den Femurkondylen in Anspruch genommen. Die Bohrungen konnten am Talus in 1.5 ± 0.8 min und in 4.2 ± 0.7 min an den Femurkondylen durchgeführt werden. Vergleichend zum Talus wurden an den Femurkondylen für die Navigation im Mittel 0.1 min (2.5%), für die Navigation 2.5 min (47.7%) und für die Bohrung nach erfolgter Ausrichtung des Zielinstruments 2.7 min (49.9%) mehr benötigt (*Abb. 19*). Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Bohrversuchen am Talus und Femur konnte für die benötigte Zeit zur Ausrichtung des Zielinstruments ($p<0.001$, U-Test) sowie für die Bohrungen ($p<0.001$, U-Test) erhoben werden. Die Navigationsebene am Userinterface des MRT konnte für Talus und Femur in etwa gleich schnell eingestellt werden ($p=0.415$, t-Test).

4.2.3 Spongiosaplastik

Sowohl die Entnahme als auch das Einbringen des spongiösen Knochenzylinders in den Bohrkanal konnten sicher durchgeführt werden. Die korrekte Lage des Knochentransplantats wurde durch einen Signalverlust im Bohrkanal in T2W TSE Sequenzen ermittelt.

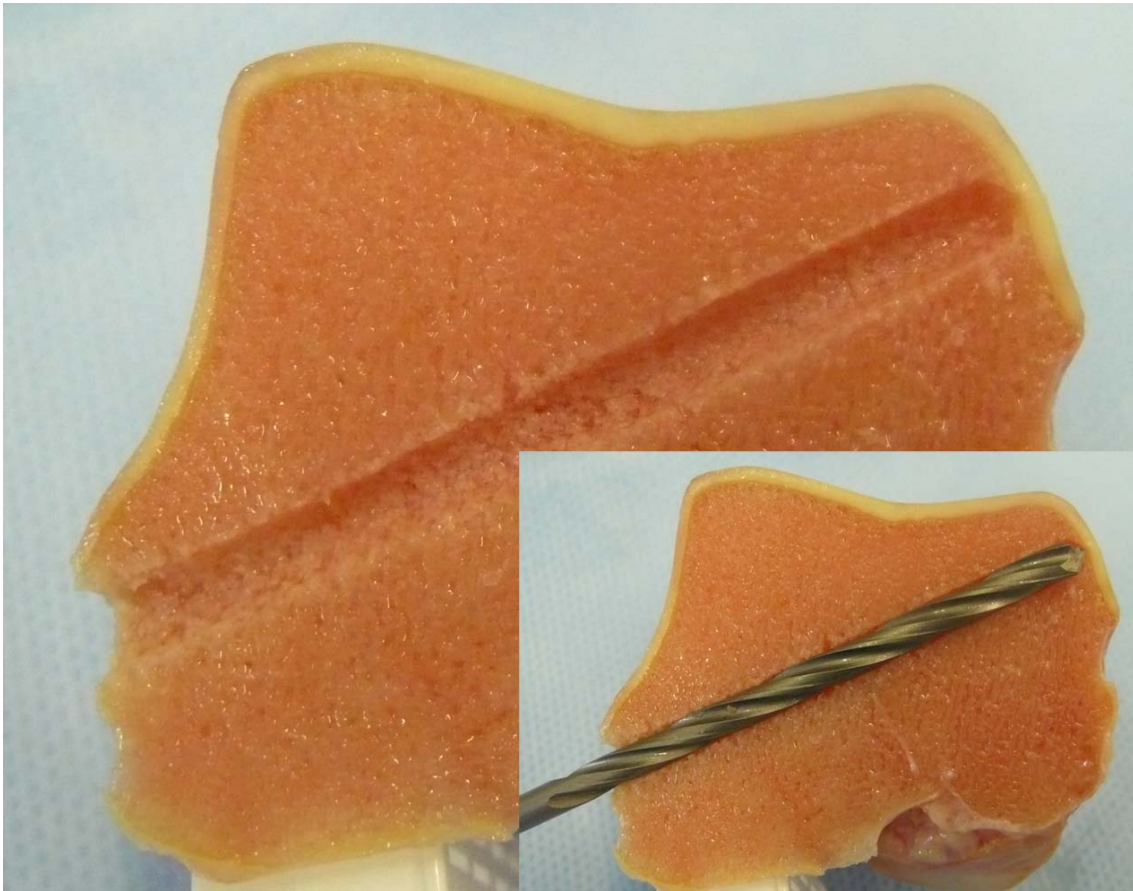


Abbildung 14: Der coronare Sägeschnitt entlang des Bohrkanals zeigt das Ergebnis einer Bohrung am Talus zur Präzisionsevaluation der MRT-Bildgebung. Die Bohrung zur medialen Talusschulter konnte bis an die Gelenkknorpelschicht, ohne diese zu perforieren, durchgeführt werden.

Ergebnisse der Bohrversuche - Talus					
Bohrung	Abstand [mm]		Zeit [min]		
	cor	sag	Planung	Navigation	Bohrung
1	2,2	3,5	3,1	3,0	2,2
2	1,9	3,0	3,2	3,0	1,1
3	1,7	3,0	3,3	3,0	1,1
4	1,6	2,9	3,6	3,2	1,1
5	1,5	2,7	3,6	3,2	0,9
6	1,5	0,5	3,5	3,6	1,0
7	1,3	3,5	3,6	3,6	1,0
8	1,2	2,6	3,7	3,9	0,8
9	1,2	1,0	3,7	4,0	0,8
10	0,7	2,8	4,0	4,2	2,4
11	0,9	3,4	4,0	5,0	2,9
12	0,9	3,1	4,0	4,8	2,8

Tabelle 3: Die Ergebnisse der Bohrversuche am Talus sind tabellarisch aufgelistet. Aufgetragen sind die Abstände in coronarer und sagittaler Ebene sowie die für Planung, Navigation und Bohrung benötigten Zeiten je Versuch.

Ergebnisse der Bohrversuche - Femur					
Bohrung	Abstand [mm]		Zeit [min]		
	cor	sag	Planung	Navigation	Bohrung
1 medial	3,7	1,7	4,5	8,1	5,2
2 medial	1,3	1,1	3,4	6,5	5,1
3 medial	1,9	0,9	3,4	7,4	3,9
4 medial	3,1	1,0	4,1	6,9	4,2
5 medial	0,9	1,4	3,5	5,2	3,6
6 medial	1,3	0,4	3,5	3,9	3,6
1 lateral	1,6	1,5	3,7	7,5	4,5
2 lateral	1,1	2,2	3,2	7,4	4,2
3 lateral	1,2	3,7	4,4	6,9	5,3
4 lateral	3,1	1,2	3,7	4,9	4,1
5 lateral	2,4	1,1	4,3	5,9	3,2
6 lateral	0,7	0,6	3,2	4,1	3,1

Tabelle 4: Die Ergebnisse der Bohrversuche am Femur sind tabellarisch aufgelistet. Aufgetragen sind die Abstände in coronarer und sagittaler Ebene sowie die für Planung, Navigation und Bohrung benötigten Zeiten je Versuch.

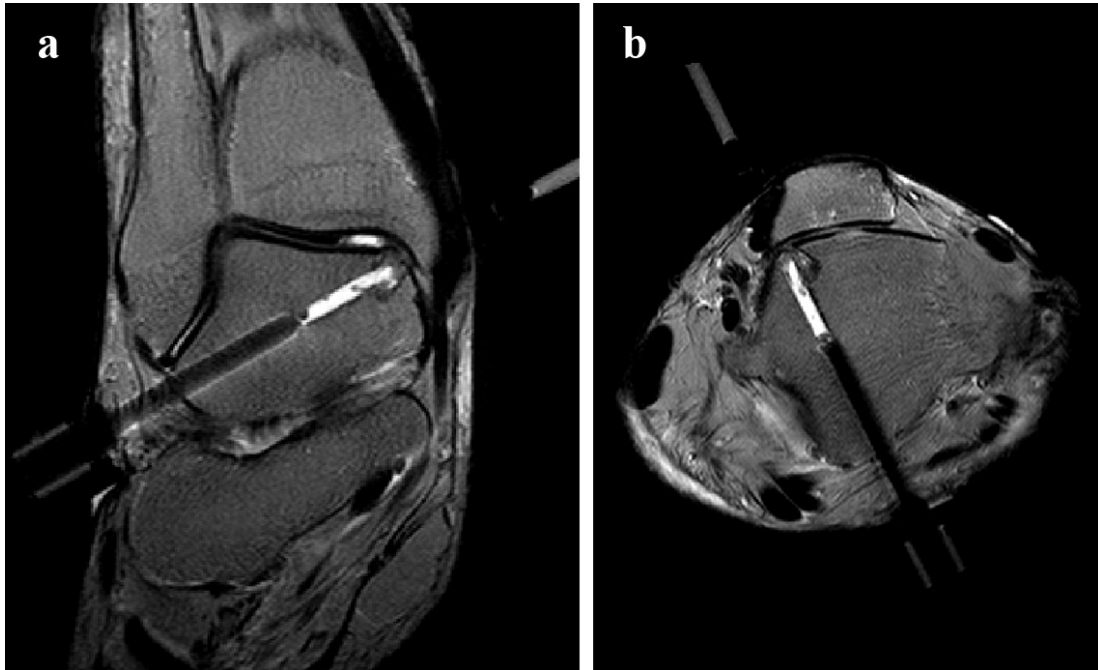


Abbildung 15: Coronare (a) und para-transversale (b) T2W TSE Schnittbildebene nach erfolgter Bohrung am Talus. Der 3.4 mm Titan-Spiralbohrer ist zur Hälfte im Bohrkanal belassen und durch Suszeptibilitätsartefakte erkennbar.

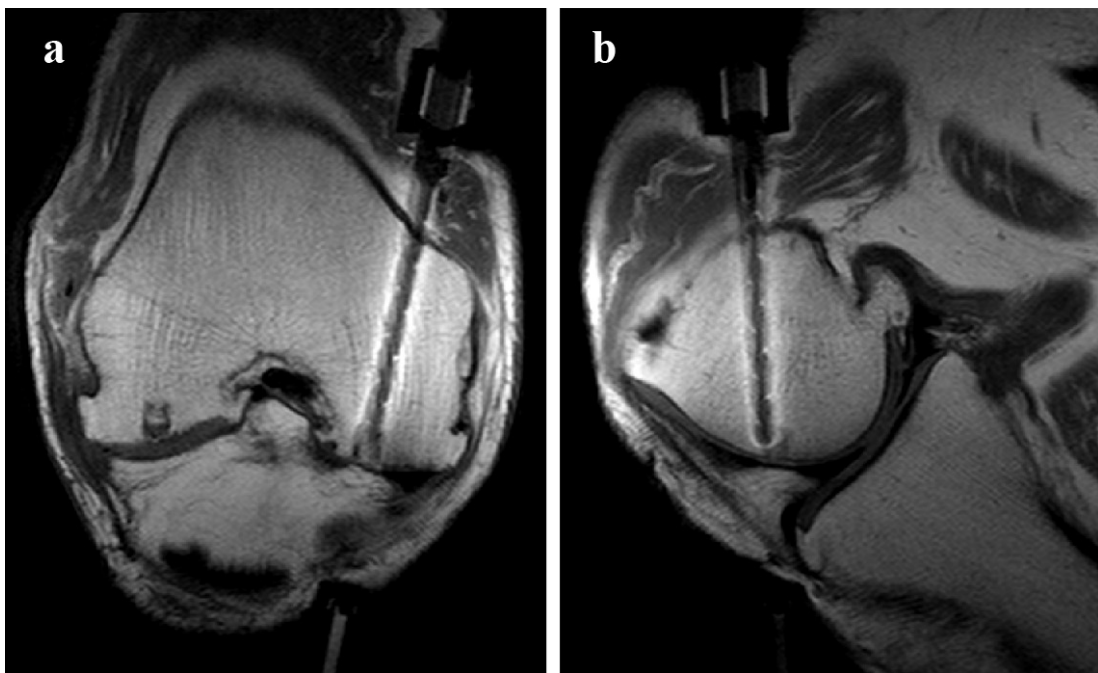


Abbildung 16: Para-coronare (a) und sagittale (b) T1W TSE Schnittbildebene nach erfolgter Bohrung am medialen Femurkondylus. Der 3.4 mm Titan-Spiralbohrer ist im Bohrkanal belassen und durch Suszeptibilitätsartefakte erkennbar.

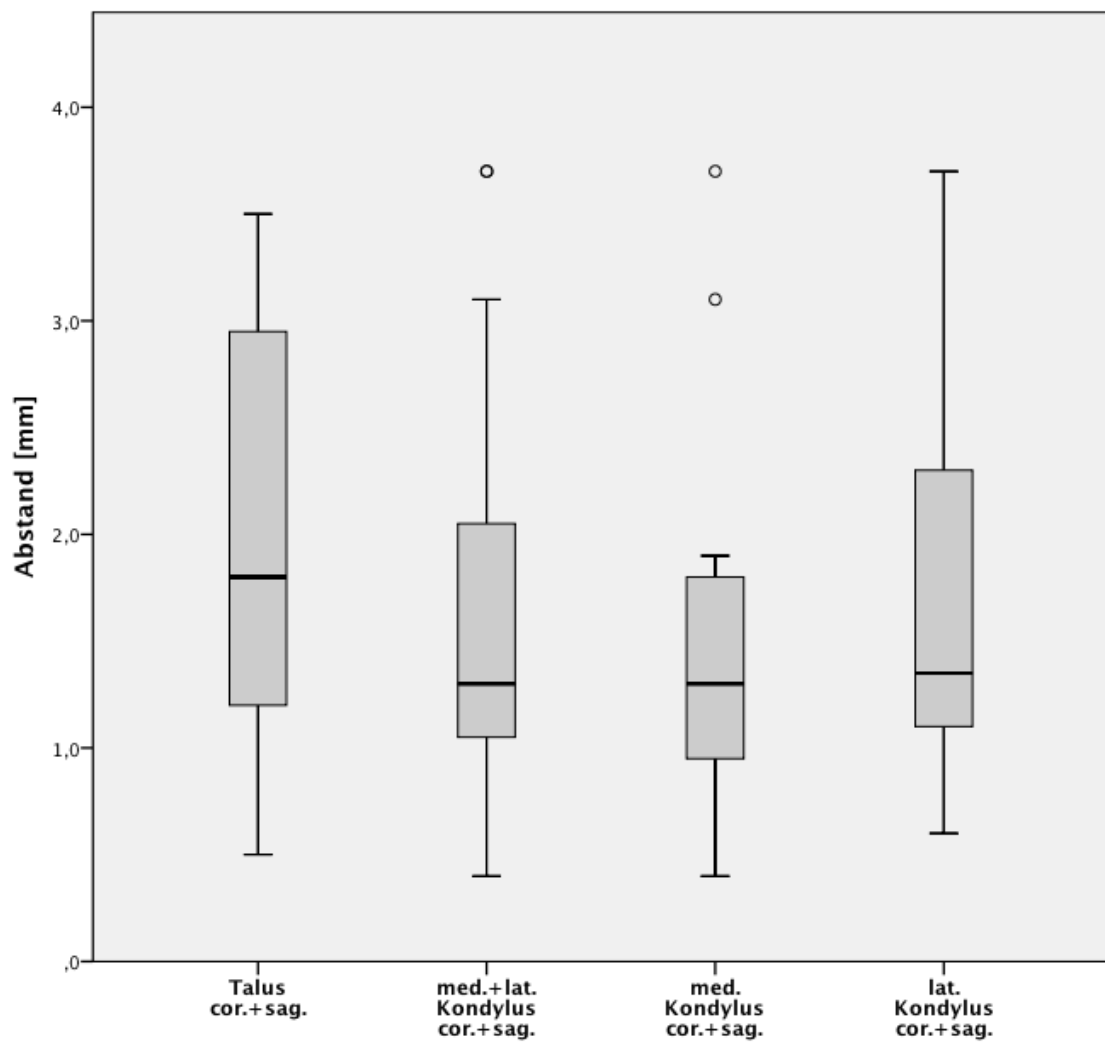


Abbildung 17: Graphische Darstellung der Ergebnisse der Bohrversuche an Talus und Femurkondylen. Die Abweichung der Bohrkanalachse zum Zentrum der artifizierten osteochondralen Läsion ist in Box-Whisker-Plots dargestellt. Abweichungen in coronarer und sagittaler Richtung wurden kombiniert betrachtet.

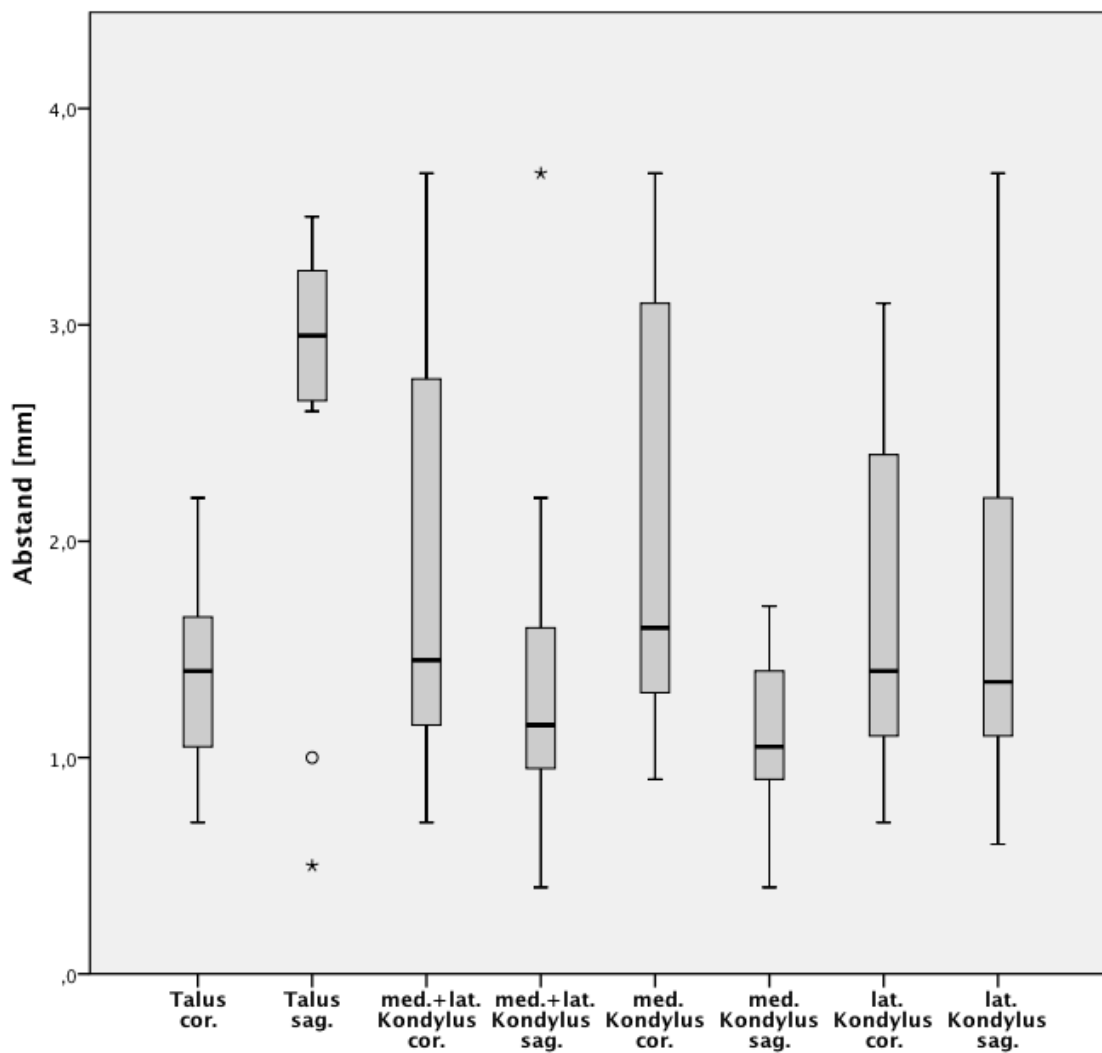


Abbildung 18: Graphische Darstellung der Ergebnisse der Bohrversuche an Talus und Femurkondylen. Die Abweichung der Bohrkanalachse zum Zentrum der artifizierten osteochondralen Läsion ist in Box-Whisker-Plots dargestellt. Die Abweichungen in coronarer und sagittaler Richtung wurden separat betrachtet.

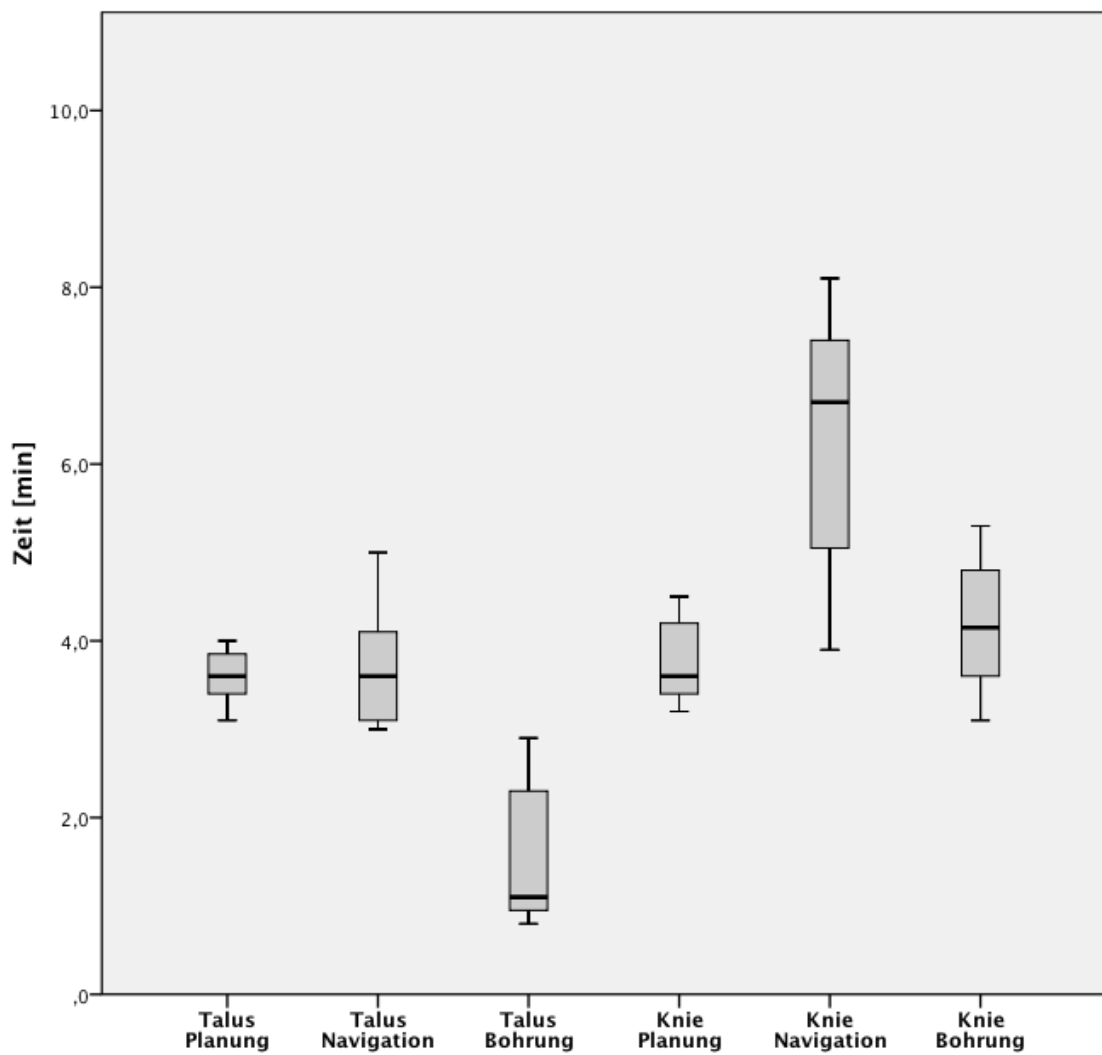


Abbildung 19: Graphische Darstellung der benötigten Zeiten für Planung, Navigation und Bohrung der Versuche an Talus und Femurkondylen in Box-Whisker-Plots.

5 Diskussion

Mit der entwickelten, auf MRT-Schnittbilddarstellung basierenden Navigationsmethode, gelangen exakte subchondrale Anbohrungen artifizierender osteochondraler Läsionen im Laborversuch. Dieses Verfahren verdeutlicht durch die Möglichkeit präzisen operativen Eingreifens in schwer zugänglichen Körperregionen die Relevanz der MRT-Bildgebung für orthopädische Eingriffe. Das MRT als strahlenexpositionsfreie Option der Bilderzeugung bietet neben der Möglichkeit zur intraoperativen Visualisierung von Weich- und Hartgeweben die Navigation von Instrumenten und kinematische Analyse von Gelenken. Dabei ist als Vorteil gegenüber der 2D konventionell-intraoperativen Bildwandlerkontrolle die überlagerungsfreie Darstellung selektiver Ebenen im Raum in differenzierenden Gewebekontrasten zu nennen. Fink et al. (2001) beschrieb ein zweizeitiges, auf präoperativ erhobenen CT-Datensätzen basierendes Navigationsverfahren [9]. Hierzu wurden den Patienten zunächst abnehmbare Caststiefel am Sprunggelenk anmodelliert. Auf Basis der in dieser Castschale angefertigten CT-Datensätze wurde die geplante Bohrrichtung mit Hilfe eines optischen Referenzierungssystems berechnet und eine Zielvorrichtung entsprechend in die Castschale integriert. Die retrograde Anbohrung des Herdes erfolgte unter Bildwandlerkontrolle nach Replatzierung der unteren Extremität im Castschuh. Die Arbeitsgruppe um Fink konnte mit dieser Methode eine Bohrgenauigkeit von 2.5 mm erzielen. Als Nachteil sei hier neben der fehlenden intraoperativen Flexibilität, z.B. für Korrekturbohrungen, der hohe Aufwandsfaktor in Form von zusätzlichen Materialkosten und Zweizeitigkeit der Behandlung zu nennen. In einem von Kendoff et al. (2003) beschriebenen Fall einer Iso-C^{3D}-navigierten retrograden Anbohrung war die vorherige Fixierung einer dynamischen Referenzbasis im Talus notwendig [13]. Anhand des arthroskopischen Tastbefundes erfolgte die Identifizierung der osteochondralen Läsion, wonach die Anbohrung des Defektherdes unter intraoperativer Iso-C^{3D}-Bildgebung retrograd vorgenommen wurde. Ohnsorge et al. (2003) untersuchte in einer Vergleichsstudie an anatomischen Präparaten die Vorteile einer fluoroskopisch-navigierten Freihandtechnik gegenüber der konventionell unter BV-Kontrolle durchgeführten Bohrtechnik [8]. Als Grundlage der Navigation diente eine computergestützte virtuelle Darstellung der geplanten Bohrrichtung in einem intraoperativen Röntgenkontrollbild auf Basis eines in den Talus fixierten Referenzbogens. Die navigierte Methode unterschied sich mit einer Bohrgenauigkeit von 2.4 mm signifikant gegenüber dem konventionellen Verfahren (5.4 mm). Mit der von uns beschriebenen passiven MRT-gestützten Navigationsmethode konnte mit einer Streubreite von 0.5 bis 3.5 mm der Talusbohrungen eine ähnlich hohe Genauigkeit erzielt werden wie Rosenberger et al. unter Verwendung von CT und komplexen Fixierhilfen (1.0 bis 3.5 mm) bzw. Ohnsorge et al. unter Verwendung einer Computer- und fluoroskopisch-assistierten Freihandtechnik (0.0 bis 4.3 mm) [8,10,21,22]. Analog dem von Fink et al. beschriebenen Verfahren ermöglichte Rosenberger (2002) in einem stereotaktischen Ansatz die räumliche Zuordnung präoperativ gewonnener CT-Daten durch intraoperative Fixierung des Kniegelenkes in einer individuell angefertigten Scotchcast-Fixationsvorrichtung [11]. Mit einer mechanischen Zielvorrichtung, die in einem externen Registrierungsverfahren in die Haltevorrichtung integriert wurde, konnten Zielbohrungen am Kniegelenk mit einer Genauigkeit von 1.8 mm erfolgen. Mit Abweichungen von 0.4 bis 3.7 mm decken sich die Ergebnisse unserer Versuche am Femurkondylus mit der von Rosenberger et al. ermittelten Genauigkeit (0.5 bis 3.5 mm) [11,23]. Citak et al. (2008) verfolgte in einer Pilotstudie die intraoperative Nutzung der MRT-Bildgebung für navigiertes retrogrades Anbohren einer osteochondralen Läsion am Femurkondylus durch Fusionierung eines präoperativ erhobenen MRT-Datensatzes mit intraoperativ akquirierten Iso-C^{3D}-Daten [12]. Navigierte Verfahren ermöglichen genaue Bohrungen unter Schonung des benachbarten Gelenkknorpels und die Beschränkung auf singuläre Bohrkanäle, während

Bohrungen unter konventioneller 2D-BV-Bildgebung häufig mehrere Bohrungen bedingen und zu erhöhter Knochendestruktion führen können. In unseren Versuchen konnte hinsichtlich der Genauigkeit der Bohrversuche an Talus und Femur kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden, jedoch ließ sich mit im Mittel 5 Minuten benötigter Mehrzeit für Bohrungen an den Femurkondylen ein signifikanter Unterschied gegenüber den Talusbohrungen nachweisen [21-23]. Bei genauerer Betrachtung verteilt sich die Mehrzeit zu je 50 % auf Navigation und Bohrung, während sich hinsichtlich benötigter Planungszeit kein signifikanter Unterschied feststellen ließ. Der zeitliche Mehraufwand bei den Femurversuchen ist zum einen auf die im Vergleich zum Talus schwieriger vorzustellenden räumlichen Gegebenheiten und Orientierung in der para-coronaren Schnittebene am distalen Femur und zum anderen auf Schwierigkeiten beim Bohrvorgang am Anfang der Bohrung zurückzuführen. Die Insertion der flach zulaufenden Bohrer Spitze des Titanbohrers unter flachem Winkel in die Epikondylen des distalen Femur erwies sich aufgrund der härteren Kortikalis am Kniegelenk schwierig, so dass teils mehrere Ansätze und Korrekturen mit dem Zielgerät nötig waren. Ein spitz zulaufender Bohrer oder eine Durchbrechung der Kortikalis mittels K-Draht hätte hier zur Zeiteinsparung beitragen können. Mit 9 Minuten zeitlichem Aufwandsfaktor für präzise Bohrungen am Talus deckt sich der durchschnittliche Zeitaufwand unseres Verfahrens in etwa mit der von Ohnsorge et al. beschriebenen fluoroskopisch-navigierten Freihandtechnik (7 min) [8,21,22]. Im Vergleich zu dem von Rosenberger et al. und Fink et al. beschriebenen zeitlichen Aufwandsfaktor von über 90 min für navigierte Bohrungen mit Hilfe einer Fixiervorrichtung, erscheint die von uns beschriebene Methode auch mit benötigten Zeiten von 14 min bei vergleichbaren Ergebnissen für Bohrungen am Femur realistisch [10,11,23]. Diese Studie war nicht ausgerichtet, verschiedene Techniken zu vergleichen, sondern die etablierte retrograde Bohrtechnik zur minimal-invasiven Behandlung der OD mit den Vorteilen des MRT zu kombinieren und weiterzuentwickeln. Das für die MRT-Bildgebung konzipierte Prinzip der Navigation soll als Alternative zu arthroskopisch-fluoroskopisch kontrollierten, CT-navigierten oder anderen etablierten Vorgehensweisen verstanden werden. Das für die arthroskopische Gelenksinspektion notwendige Equipment steht auch für die Anwendung im MRT-Umfeld als kompatibles Instrumentarium zur Verfügung [24]. Bei annähernd vergleichbaren Equipmentvoraussetzungen überzeugt die MRT-basierte Methode durch fehlende Strahlenexposition und verbesserten Bildkontrast und scheint daher als Alternative bei Jugendlichen und jungen Erwachsenen willkommen. Bei einigen Indikationen der orthopädischen Chirurgie, wie z.B. Biopsien und Infiltrationen, finden die Vorzüge des MRT bei der intraoperativen Bildgebung bereits Anwendung. Hierbei ist jedoch die Verwendung von herkömmlichen, wie z.B. bei arthroskopisch-gestützten Verfahren verwendete Zielgeräte, nicht möglich. Die Verwendung von aktiven Trackingverfahren ist kostspielig und findet durch das begrenzte Platzangebot im MRT Limitierung. Die derzeit noch eingeschränkte Verfügbarkeit offener oder Short-Bore MRT-Systeme, die interventionelle Eingriffe unter MRT-Bildgebung ermöglichen, beschränken die Anwendung der beschriebenen Methode auf wenige Zentren und ist als Limitierung zu nennen. Neben den instrumentellen und technischen Voraussetzungen wird eine interdisziplinäre Zusammenarbeit zwischen Radiologen, Medizinisch-technischen Assistenten und orthopädischen Chirurgen vorausgesetzt. Außerdem erfährt die Methode eine Anwendungsbeschränkung durch die technisch limitierte Adaptierbarkeit des FOV an große Körperregionen, die eine Visualisierung oppositionell platzierter Marker im FOV einschränkt. Durch das wachsende Interesse an interventionellen MR-gestützten Eingriffen und eine stetig zunehmende Verbreitung von Geräten und Equipment werden immer mehr Anwendungsbereiche erschlossen und als MRT-Anwendung etabliert. Inwieweit eine Verbesserung der Erfolgsrate im Vergleich zu konventionellen Techniken bzw. zur Computertomographie oder Fluoroskopie basierten Navigation resultiert, muss eine klinische Studie zeigen.

Es konnte gezeigt werden, dass die entwickelte passive Navigationsmethode unter Verwendung eines Zielinstrumentes für die MRT-kontrollierte Behandlung früher Stadien der Osteochondrosis Dissecans mittels retrograder Bohrtechnik geeignet ist.

6 Literatur

1. BRUNS J. Osteochondrosis dissecans. *Orthopade* 1997;26(6): 573-84
2. STEINHAGEN J, NIGGEMEYER O, BRUNS J. Etiology and pathogenesis of osteochondrosis dissecans tali. *Orthopade* 2001;30(1): 20-7
3. BERNDT AL, HARTY M. Transchondral fractures (osteochondritis dissecans) of the talus. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86-A(6):1336
4. MÜLLER B, KOHN D. Indication for and performance of articular cartilage drilling using the Pridie method. *Orthopade* 1999;28(1): 4-10
5. MARULANDA G, SEYLER TM, SHEIKH NH, MONT MA. Percutaneous drilling for the treatment of secondary osteonecrosis of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 2006;88(6): 740-6
6. DONALDSON LD, WOJTYS EM. Extraarticular drilling for stable osteochondritis dissecans in the skeletally immature knee. *J Pediatr Orthop* 2008;28(8): 831-5
7. BALE RJ, HOSER C, ROSENBERGER R, RIEGER M, BENEDETTO KP, FINK C. Osteochondral lesions of the talus: computer-assisted retrograde drilling—feasibility and accuracy in initial experiences. *Radiology* 2001;218(1): 278–82
8. OHNSORGE JA, PORTHEINE F, MAHNKEN AH, PRESCHER A, WIRTZ DC, SIEBERT CH. Computer-assisted retrograde drilling of osteochondritic lesions of the talus with the help of fluoroscopic navigation. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2003;141(4): 452-8
9. FINK C, ROSENBERGER RE, BALE RJ, et al. Computer- assisted retrograde drilling of osteochondral lesions of the talus. *Orthopade* 2001;30(1): 59–65
10. ROSENBERGER RE, FINK C, BALE RJ, EL ATTAL R, MÜHLBACHER R, HOSER C. Computer-assisted minimally invasive treatment of osteochondrosis dissecans of the talus. *Oper Orthop Traumatol* 2006;18(4): 300-16
11. ROSENBERGER RE, BALE RJ, FINK C ET AL. Computer-assisted drilling of the lower extremity. Technique and indications. *Unfallchirurg* 2002;105: 353–358
12. CITAK M, KENDOFF D, STÜBIG T, KRETTEK C, HÜFNER T. Drilling with 3D fluoroscopic navigation in osteonecrosis of the femoral condyle. *Unfallchirurg* 2008;111(5): 344-9
13. KENDOFF D, GEERLING J, MAHLKE L, et al. Navigated Iso-C(3D)-based drilling of a osteochondral lesion of the talus. *Unfallchirurg* 2003;106(11): 963-7
14. NIERHOFF CE, LUDWIG K. Magnetic resonance imaging of the ankle. *Radiologe* 2006;46(11): 1005-18
15. SPAHN G, WITTIG R, KAHL E, KLINGER HM, MÜCKLEY T, HOFMANN GO. Evaluation of cartilage defects in the knee: validity of clinical, magnetic-resonance-imaging and radiological findings compared with arthroscopy. *Unfallchirurg* 2007;110(5): 414-24

16. SMITH KA, CARRINO J. MRI-guided interventions of the musculoskeletal system. *J Magn Reson Imaging* 2008;27(2): 339-46
17. MOCHE M, TRAMPEL R, KAHN T, Busse H. Navigation concepts for MR image-guided interventions. *J Magn Reson Imaging* 2008;27(2): 276–91
18. AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. Standard Test Method for Evaluation of MR Image Artifacts from Passive Implants. In: *Annual book of ASTM standards Bd. F2119-01. Version: September 2001. West Conshohocken, PA : American Society for Testing and Materials, September 2001 www.astm.org.*
19. NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION. Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. *NEMA Standards Publication MS, pages 1–2008, 2008 www.nema.org*
20. FRITZSCH D, SCHOLZ R, WERNER A, GRÜNDER W, WINKEL A, KAHN T. Use of a newly developed piezoelectrically driven drilling machine for MR-guided bone biopsies. *Rofo* 2002;174 (10):1309-12
21. SEEBAUER CJ, BAIL HJ, WICHLAS F, et al. Osteochondral Lesions of the Talus: Retrograde Drilling with High-Field-Strength MR Guidance. *Radiology* 2009;252(3):857-64
22. 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
23. SEEBAUER CJ, BAIL HJ, RUMP JC, WALTER T, TEICHGRÄBER UKM. Advancements in Orthopedic Intervention: Retrograde Drilling and Bone Grafting of Osteochondral Lesions of the Knee with MRI-guidance. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2010 [Epub ahead of print]
24. SEEBAUER CJ, BAIL HJ, RUMP JC, GÜTTLER F, TEICHGRÄBER UKM. Construction of a MR compatible arthroscopic system and its clinical application. *8th Interventional MRI Symposium. Leipzig, Deutschland 24. - 25. September 2010 (Poster)*

Teil II

Erklärung über den Anteil an den Publikationen

Der Promovend Christian Jürgen Seebauer hatte folgenden Anteil an den vorgelegten Publikationen:

Publikation 1

SEEBAUER CJ, BAIL HJ, WICHLAS F, JUNG T, PAPANIKOLAOU IS, VAN DER VOORT I, RUMP JC, SCHILLING R, WINKELMANN A, WALTER T, CHOPRA SS, TEICHGRÄBER UKM. Osteochondral Lesions of the Talus: Retrograde Drilling with High-Field-Strength MR Guidance. *Radiology* 2009; 252(3): 857-64

Impact Faktor: 6.341 (2009)

Anteil: 80%

Beitrag im Einzelnen:

Konstruktion und Fertigung des Zielinstruments, Entwicklung und Optimierung der Navigationsmethode, Planung des Studiendesigns, Organisation der anatomischen Präparate, Planung und Durchführung der Messreihen, Auswertung der Bilddaten, Aufarbeitung der Präparate, Durchführung der Sägeschnitte, Histologische Aufarbeitung und Auswertung, Verfassen der Publikation, Nachbearbeitung der Reviews

Publikation 2

BAIL HJ, TEICHGRÄBER UKM, WICHLAS F, RUMP JC, WALTER T, SEEBAUER JC. Passive navigation principle for orthopedic interventions with MR fluoroscopy. *Arch Orthop Trauma Surg* 2010; 130(6): 803-9

Impact Faktor: 1.117 (2009)

Anteil: 70%

Beitrag im Einzelnen:

Planung und Durchführung der Messreihen, Auswertung der Bilddaten, Aufarbeitung der Präparate, Durchführung der Sägeschnitte, Verfassen der Publikation, Nachbearbeitung der Reviews

Publikation 3

SEEBAUER CJ, BAIL HJ, RUMP JC, WALTER T, TEICHGRÄBER UKM. Advancements in Orthopedic Intervention: Retrograde Drilling and Bone Grafting of Osteochondral Lesions of the Knee with MRI-guidance. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2010; 33(6): 1230-4

Impact Faktor: 1.949 (2009)

Anteil: 70%

Beitrag im Einzelnen:

Planung und Durchführung der Messreihen, Auswertung der Bilddaten, Aufarbeitung der Präparate, Durchführung der Sägeschnitte, Verfassen der Publikation, Nachbearbeitung der Reviews

Priv.- Doz. Dr. med. Hermann-Josef Bail
Nürnberg, Mai 2011

Christian Jürgen Seebauer
Berlin, Mai 2011

Teil III
Publikationen

Publikation 1

SEEBAUER CJ, BAIL HJ, WICHLAS F, JUNG T, PAPANIKOLAOU IS, VAN DER VOORT I, RUMP JC, SCHILLING R, WINKELMANN A, WALTER T, CHOPRA SS, TEICHGRÄBER UKM. Osteochondral Lesions of the Talus: Retrograde Drilling with High-Field-Strength MR Guidance. *Radiology* 2009; 252(3): 857-64

Diese Publikation wird aus urheberrechtlichen Gründen in meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Publikation 2

BAIL HJ, TEICHGRÄBER UKM, WICHLAS F, RUMP JC, WALTER T, SEEBAUER JC. Passive navigation principle for orthopedic interventions with MR fluoroscopy. *Arch Orthop Trauma Surg* 2010; 130(6): 803-9

Diese Publikation wird aus urheberrechtlichen Gründen in meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Publikation 3

SEEBAUER CJ, BAIL HJ, RUMP JC, WALTER T, TEICHGRÄBER UKM. Advancements in Orthopedic Intervention: Retrograde Drilling and Bone Grafting of Osteochondral Lesions of the Knee with MRI-guidance. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2010; 33(6): 1230-4

Diese Publikation wird aus urheberrechtlichen Gründen in meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Teil IV

Lebenslauf

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

Christian Jürgen Seebauer

Berlin, Mai 2011

Teil V

Veröffentlichungen

Erst- und Letztautorenschaften

1. SEEBAUER CJ, VAN SCHERPENZEEL KM, HAAS NP, BAIL HJ. Tibia fracture following removal of the ETN (Expert Tibia Nail): a case report. *Arch Orthop Trauma Surg* 2009; 129(7): 949-53
2. SEEBAUER CJ, BAIL HJ, WICHLAS F, JUNG T, PAPANIKOLAOU IS, VAN DER VOORT I, RUMP JC, SCHILLING R, WINKELMANN A, WALTER T, CHOPRA SS, TEICHGRÄBER UKM. Osteochondral Lesions of the Talus: Retrograde Drilling with High-Field-Strength MR Guidance. *Radiology* 2009; 252(3): 857-64
3. 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
4. SEEBAUER CJ, BAIL HJ, RUMP JC, WALTER T, TEICHGRÄBER UKM. Advancements in Orthopedic Intervention: Retrograde Drilling and Bone Grafting of Osteochondral Lesions of the Knee with MRI-guidance. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2010; 33(6): 1230-4

Co-Autorenschaften

1. CHOPRA SS, RUMP J, SCHMIDT SC, STREITPARTH F, SEEBAUER C, SCHUMACHER G, VAN DER VOORT I, TEICHGRÄBER U. Imaging sequences for intraoperative MR-guided laparoscopic liver resection in 1.0-T high field open MRI. *Eur Radiol* 2009; 19(9): 2191-6
2. CHOPRA SS, WILTBERGER G, TEICHGRAEBER U, PAPANIKOLAOU I, SCHWABE M, SCHMIDT S, FIKATAS P, STREITPARTH F, PHILIPP C, WICHLAS F, SEEBAUER C, SCHUMACHER G. Evaluation of laparoscopic liver resection with two different Nd:YAG lasers for future use in a high -field open MRI. *Photomed Laser Surg* 2009; 27(2): 281-6
3. WICHLAS F, BAIL HJ, SEEBAUER CJ, SCHILLING R, PFLUGMACHER R, PINKERNELLE J, RUMP J, STREITPARTH F, TEICHGRÄBER UKM. Development of a signal-inducing bone cement for magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 2010; 31(3): 636-44
4. CHOPRA SS, SCHMIDT SC, EISELE R, TEICHGRÄBER U, VAN DER VOORT I, SEEBAUER C, STREITPARTH F, SCHUMACHER G. Initial results of MR-guided liver resection in a high-field open MRI. *Surg Endosc* 2010; 24(10): 2506-12
5. GÜTTLER FV, RUMP J, SEEBAUER C, TEICHGRÄBER U. A Wireless Communication System for Interventional MRI. *Rofo* 2010; 183(1): 68-70

6. CHOPRA SS, SCHMIDT SC, WILTBERGER G, DENECKE T, STREITPARTH F, SEEBAUER C, TEICHGRÄBER U, SCHUMACHER G, EISELE RM. Laparoscopic radiofrequency ablation of liver tumors: Comparison of MR guidance versus conventional laparoscopic ultrasound for needle positioning in a phantom model. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 2010 [Epub ahead of print]
7. 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 [Epub ahead of print]
8. 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 [Epub ahead of print]

Teil VI

Erklärung über die Selbständigkeit

Ich, Christian Jürgen Seebauer, erkläre hiermit, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Titel: „Entwicklung einer passiven Navigationsmethode für die magnetresonanztomographisch – gestützte retrograde Anbohrung der Osteochondrosis Dissecans an der unteren Extremität“ in allen Teilen selbst, ohne Hilfe Dritter verfasst, und keine anderen, als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt oder Kopien anderer Arbeiten als Teil meiner Arbeit implementiert habe.

Christian Jürgen Seebauer

Berlin, Mai 2011

Teil VII

Danksagung

An erster Stelle möchte ich meinem Doktorvater Herrn Chefarzt Priv.-Doz. Dr. med. Hermann-Josef Bail, nicht nur für seine Unterstützung und die immer, in der Unfallchirurgie nicht selbstverständliche, freundliche und kompetente Behandlung, sondern in einem großen Maße auch für die Möglichkeit, diese Dissertation an der Charité-Universitätsmedizin Berlin durchzuführen, danken. Keinen geringeren Dank möchte ich dem Projektleiter Herrn Chefarzt Priv.-Doz. Dr. med. Ulf Teichgräber aussprechen, der mich stets bei der Umsetzung und Durchführung meiner Ideen unterstützte und auf den ich in allen Situationen mit seinem Beistand zählen konnte. Bewusst der Tatsache, an einem 3-jährigen Forschungsprojekt teilnehmen, die Funktion eines Studienleiters übernehmen und eigene Ideen umsetzen zu können, ein Privileg genossen zu haben, bin ich sowohl Herrn Chefarzt Priv.-Doz. Dr. med. Hermann-Josef Bail als auch Herrn Chefarzt Priv.-Doz. Dr. med. Ulf Teichgräber unendlich dankbar. Ihnen ist mein Interesse an wissenschaftlichem und akademischem Arbeiten sowie eine fundierte Basisausbildung für dessen Umsetzung zu verdanken. Weiterhin möchte ich Herrn Dr. rer. nat. Jens Rump für die bedingungslose Bereitschaft, mir sein kompetentes Fachwissen zur Verfügung zu stellen, für die zahlreichen erholsamen und zugleich konstruktiven Konversationsabende beim Umtrunk in Berliner Biergärten, sowie insbesondere für seine Freundschaft danken. Ein weiterer Dank gilt Herrn Peter Krauss und Herrn Felix Güttler, die als Mediatoren im Kampf mit der Computertechnik erfolgreiche Arbeit geleistet haben. Desweiteren möchte ich Thula Walter sowie Viola Eichhorn für das Korrekturlesen meiner Publikationen bzw. dieser Dissertation lieb danken. An dieser Stelle sei auch die gesamte restliche Arbeitsgruppe, mit der zusammenzuarbeiten stets angenehm und produktiv war, zu nennen. Keinesfalls an Priorität letzter Stelle zu erwähnen, möchte ich insbesondere meinen Eltern und Großeltern einen herzlichen Dank aussprechen, die mir in jeder Lebenslage bedingungslose Unterstützung geleistet haben und auf deren Rat und Rückhalt ich stets zählen kann.