

Aus dem Institut für Radiologie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Evaluation der SWI-MRT
zur Darstellung meniskaler Pathologien
und Osteophyten des Kniegelenks**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Florian Reis

aus Aschaffenburg

Datum der Promotion: 4. März 2022

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	II
Tabellenverzeichnis	III
Zusammenfassung	IV
Abstract	VI
1 Einleitung	1
1.1 Menisken des Kniegelenks	1
1.1.1 Anatomie und Funktion der Menisken.....	1
1.1.2 Meniskusrisse	2
1.1.2.1 Definition und Epidemiologie	2
1.1.2.2 Pathomechanismus.....	2
1.1.2.3 Diagnostische Optionen	4
1.1.2.4 Therapie.....	6
1.2 Degeneration des Kniegelenks	8
1.2.1 Gonarthrose	8
1.2.2 Diagnostik der Arthrose und Klassifikation nach Kellgren-Lawrence	8
1.2.3 Osteophyten	9
1.3 Magnetresonanztomografie (MRT)	10
1.3.1 Technische Grundlagen der MRT.....	10
1.3.2 Klinische Anwendung der MRT zur Meniskusdiagnostik.....	17
1.4 Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung (SWI).....	18
1.4.1 Technische Grundlagen der SWI.....	18
1.4.2 Klinische Anwendungsbereiche der SWI	20
1.5 Zielsetzung und Fragestellung.....	22
2 Material und Methoden	24
2.1 Material und Patienten	24
2.1.1 Patientenkollektiv	24
2.1.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien.....	24
2.1.1.2 Klinische Daten: Definition, Diagnosestellung, Korrelate	27
2.1.2 MRT, technische Ausstattung und Software	29
2.2 Methoden.....	30

2.2.1	Untersuchungsdurchführung und Sequenzparameter	30
2.2.2	Auswertung von Signal- und Contrast-to-Noise-Ratio	32
2.2.3	Größenbestimmung der Meniskusrisse und Meniskopathien.....	34
2.2.4	Bildqualität und Interrater-Reliabilität bei Meniskusrissen	35
2.2.5	Größenbestimmung der Osteophyten.....	36
2.2.6	Statistische Auswertung	37
3	Ergebnisse.....	42
3.1	Eigenschaften der Studienpopulation.....	42
3.2	Meniskusrisse	43
3.2.1	Riszlänge	43
3.2.2	Signal-to-Noise-Ratio	45
3.2.3	Contrast-to-Noise-Ratio	47
3.2.4	Beurteilung der Bildqualität und Interrater-Reliabilität.....	48
3.3	Sonstige Meniskopathien	51
3.3.1	Maximale Ausdehnung der Pathologie	51
3.3.2	Signal-to-Noise-Ratio	53
3.3.3	Contrast-to-Noise-Ratio	55
3.4	Osteophyten.....	56
3.4.1	Maximale vertikale Ausdehnung.....	58
3.4.2	Maximale horizontale Ausdehnung	61
4	Diskussion.....	64
4.1	Meniskusrisse und sonstige Meniskopathien	64
4.1.1	Riszlänge und maximale Ausdehnung	64
4.1.2	Signal- und Contrast-to-Noise-Ratio	69
4.1.3	Bildqualität und Interrater-Reliabilität.....	73
4.2	Osteophyten.....	76
4.3	Ausblick	81
4.4	Schlussfolgerungen.....	84
	Literaturverzeichnis.....	86
	Eidesstattliche Versicherung	91
	Lebenslauf	92
	Danksagung.....	93

Abkürzungsverzeichnis

AM	Außenmeniskus (<i>lat.</i> Meniscus lateralis)
a.-p.	Anterior-posterior
ax	Axial
CNR	<i>engl.</i> contrast-to-noise ratio (Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis)
cor	Koronar
fs	<i>engl.</i> fat-suppressed (Fettsättigung)
HH	Hinterhorn (des Meniskus)
IM	Innenmeniskus (<i>lat.</i> Meniscus medialis)
KI	Konfidenzintervall
lat	Lateral
med	Medial
MRT	Magnetresonanztomografie
n	Stichprobenumfang
PD	Protonendichte
ROI	<i>engl.</i> Region of Interest (relevanter Messbereich)
sag	Sagittal
SD	<i>engl.</i> standard deviation (Standardabweichung)
SNR	<i>engl.</i> signal-to-noise ratio (Signal-zu-Rausch-Verhältnis)
SWI	<i>engl.</i> Susceptibility-weighted Imaging (Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung)
T	Tesla
TE	<i>engl.</i> echo time (Echozeit)
TIRM	<i>engl.</i> Turbo inversion recovery magnitude
TR	<i>engl.</i> repetition time (Repetitionszeit)
TSE	Turbospinecho
VH	Vorderhorn (des Meniskus)

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1	<i>Klassifikation der Meniskusrisse</i>	4
Abbildung 1.2	<i>Therapieoptionen bei Meniskusrissen</i>	7
Abbildung 1.3	<i>Begriffsdefinition von Achse, Ebene, Relaxation und Phase</i>	13
Abbildung 2.1	<i>Entstehung der drei Studienpopulationen</i>	26
Abbildung 2.2	<i>Grade der Meniskopathien von 1 bis 2c</i>	28
Abbildung 2.3	<i>Berechnung von SNR und CNR am klinischen Beispiel</i>	33
Abbildung 2.4	<i>Formel zur Berechnung der SNR</i>	34
Abbildung 2.5	<i>Formel zur Berechnung der CNR</i>	34
Abbildung 3.1	<i>Meniskusrisslängen (SWI vs PD)</i>	44
Abbildung 3.2	<i>Horizontaler Riss des Innenmeniskus</i>	45
Abbildung 3.3	<i>SNR Meniskusrisse (SWI vs PD)</i>	46
Abbildung 3.4	<i>CNR Meniskusrisse (SWI vs PD)</i>	48
Abbildung 3.5	<i>Einstufung der Bildqualität in Kategorie 3</i>	50
Abbildung 3.6	<i>Ausdehnungen der Meniskopathien (SWI vs PD)</i>	51
Abbildung 3.7	<i>Meniskopathie Grad 2a</i>	53
Abbildung 3.8	<i>SNR Meniskopathien (SWI vs PD)</i>	54
Abbildung 3.9	<i>CNR Meniskopathien (SWI vs PD)</i>	56
Abbildung 3.10	<i>Größemessung eines Osteophyten am klinischen Beispiel</i>	57
Abbildung 3.11	<i>Osteophytenlänge (Röntgen vs SWI)</i>	59
Abbildung 3.12	<i>Osteophytenlänge (Röntgen vs T1)</i>	60
Abbildung 3.13	<i>Osteophytenbreite (Röntgen vs SWI)</i>	62
Abbildung 3.14	<i>Osteophytenbreite (Röntgen vs T1)</i>	63
Abbildung 4.1	<i>Darstellungsvergleich eines Meniskusrisses (SWI vs PD)</i>	72
Abbildung 4.2	<i>Freie Gelenkkörper im Kniegelenk</i>	82
Abbildung 4.3	<i>Korbhenkelriss des Außenmeniskus</i>	83

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1.1	<i>Sensitivität und Spezifität ausgewählter Meniskustests</i>	5
Tabelle 1.2	<i>Einteilung des Arthrosegrades nach Kellgren & Lawrence</i>	9
Tabelle 1.3	<i>Einflussfaktoren zur Erhöhung der SNR</i>	16
Tabelle 2.1	<i>MR-Klassifikation der Meniskopathien nach Lotysch</i>	27
Tabelle 2.2	<i>Sequenzparameter des Routine-Knie-MRT-Protokolls</i>	31
Tabelle 2.3	<i>Sequenzparameter der Zusatzsequenzen des SWI-Studien-Protokolls</i>	32
Tabelle 2.4	<i>Kategorien der Bildqualitätsanalyse von Meniskusrissen</i>	36
Tabelle 2.5	<i>Definition der statistischen Begriffe</i>	37
Tabelle 2.6	<i>Definition der kappa-Werte nach Landis & Koch</i>	40
Tabelle 3.1	<i>Charakteristika der Studienpopulationen nach Patientenzahlen</i>	42
Tabelle 3.2	<i>Charakteristika der Studienpopulationen nach Pathologiefallzahlen</i>	43
Tabelle 3.3	<i>Vergabehäufigkeiten der Bildqualitätskategorien</i>	49
Tabelle 3.4	<i>Länge und Breite der Osteophyten (Röntgen vs SWI vs T1)</i>	58
Tabelle 3.5	<i>Differenzvergleich der Osteophytenlänge (Röntgen vs SWI vs T1)</i>	58
Tabelle 3.6	<i>Differenzvergleich der Osteophytenbreite (Röntgen vs SWI vs T1)</i>	61

Zusammenfassung

Einleitung: Die Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung (SWI) ist eine vergleichsweise neue Sequenz der Magnetresonanztomografie (MRT). Ursprünglich primär in der neuroradiologischen Bildgebung genutzt, wird der Anwendungsbereich der Sequenz zunehmend auf andere Gebiete ausgedehnt. Auch bei muskuloskelettalen Fragestellungen wurden bereits verschiedene Anwendungsoptionen untersucht. In der vorliegenden Arbeit wird das Potenzial der SWI zur Darstellung meniskaler Pathologien sowie osteophytärer Anbauten des Kniegelenks evaluiert und mit etablierten MRT-Sequenzen und Röntgenaufnahmen als Referenzstandards verglichen.

Material und Methoden: Insgesamt wurden 114 Patienten mit zusätzlichen SWI-Sequenzen magnetresonanztomografisch untersucht. Eingeschlossen wurden 32 Meniskusrisse, 36 sonstige Meniskopathien sowie 25 osteophytäre Anbauten. Innerhalb beider Subpopulationen mit Meniskusverletzungen wurden jeweils die Signal- und Contrast-to-Noise-Ratios (SNR, CNR) sowie die Ausdehnungen der Pathologien in einer sagittalen SWI Magnitude bestimmt und mit einer Protonendichte-gewichteten Sequenz (PD TSE fs) verglichen. Die diagnostische Bildqualität beider Sequenzen bei Patienten mit Meniskusrissen wurde durch zwei voneinander unabhängige Rater beurteilt. Die Größenverhältnisse der Osteophyten wurden in einer koronaren SWI Magnitude sowie in einer T1-gewichteten Sequenz bestimmt und mit anterior-posterioren Röntgenaufnahmen als Referenzstandard verglichen.

Ergebnisse: Die Abweichungen der Meniskusrisslängen zwischen SWI und PD-Sequenz (95%-KI [-0,95; 0,94 mm]) waren geringer als die Größenabweichungen beider Sequenzen bei sonstigen Meniskopathien [-1,97; 1,08 mm]. In beiden Populationen waren SNRs und CNRs der SWI-Sequenz signifikant höher (jeweils $p < 0,001$). Bei Rater 1 zeigte sich kein signifikanter Unterschied der diagnostischen Bildqualität zwischen beiden Sequenzen, während bei Rater 2 die SWI-Sequenz der PD überlegen war. Die SWI erzielte dabei eine höhere Übereinstimmung beider Rater (SWI: Cohens Kappa $\kappa = 0,39$, $p < 0,05$; PD: $p > 0,05$). Bei der Größenbestimmung der Osteophyten waren die Abweichungen der SWI vom Röntgenkorrelat sowohl in der Längenmessung geringer als in der T1 (SWI [-2,16; 1,48 mm]; T1 [-4,42; 2,79 mm]) als auch in der Messung der Osteophytenbreite (SWI [-0,94; 1,24 mm]; T1 [-1,62; 1,65 mm]). Die Abweichungen vom Röntgenkorrelat waren zwischen SWI und Röntgen jeweils signifikant geringer als zwischen T1 und Röntgen (Länge: $p = 0,001$; Breite: $p < 0,01$). Bei der Größenbestimmung der Osteophyten korrelierten SWI und Röntgen (Länge: $R^2 = 0,95$; Breite: $R^2 = 0,86$) jeweils stärker als T1 und Röntgen (Länge: $R^2 = 0,82$; Breite: $R^2 = 0,68$).

Schlussfolgerung: SWI-MRT ist eine geeignete Methode zur Darstellung meniskaler Pathologien und Osteophyten. Bei der Bestimmung von Meniskusrisslängen kommen SWI- und PD-Sequenz zu äquivalenten Ergebnissen, während bei sonstigen Meniskopathien die Pathologieausdehnungen im Sequenzvergleich stärker abweichen. Hinsichtlich SNR und CNR ist die SWI der PD-Sequenz in beiden Patientenkollektiven überlegen. Bei der Größenbestimmung osteophytärer Anbauten liegen die Messwerte der koronaren SWI Magnitude näher am Röntgenkorrelat als die entsprechenden Werte einer T1-gewichteten Sequenz.

Abstract

Introduction: Susceptibility-weighted imaging (SWI) is an emerging technique in magnetic resonance imaging (MRI). Originally established in neuroradiological imaging, the sequence is increasingly being extended to other fields. Various applications addressing musculoskeletal issues have already been examined. This study investigates the potential of SWI for depicting meniscal pathologies and osteophytes, using MR sequences and radiographs as references.

Methods: 114 patients underwent MRI of the knee with additional SWI sequences at 1.5 Tesla. 32 meniscal tears, 36 cases of meniscal degeneration and 25 osteophytes were included. Within both meniscus-related subpopulations, lesion diameters as well as signal- and contrast-to-noise ratios (SNR, CNR) were determined in sagittal SWI magnitude images and compared with proton density-weighted sequences (PD TSE fs). Image quality assessments for both sequences were conducted by two independent raters. Osteophyte diameters were measured in coronary SWI magnitude images and in T1-weighted sequences. Anteroposterior radiographs of the knee were used as a standard of reference.

Results: Differences in meniscal tear lengths between SWI and PD (95% CI [-0.95, 0.94 mm]) were smaller than between both sequences measuring degenerative meniscopathy diameters [-1.97, 1.08 mm]. Additionally, SNR and CNR were significantly higher in SWI compared to PD ($p < 0.001$ each). The diagnostic image quality of SWI was superior to PD for rater 2 ($p < 0.05$), while for rater 1 there was no significant difference between both sequences. Interrater reliability of SWI was superior to PD (SWI: Cohen's kappa $\kappa = 0.39$, $p < 0.05$, PD: $p > 0.05$). When determining osteophyte diameters, deviations from the radiograph were smaller in SWI than in T1, both for measuring osteophyte length (SWI: [-2.16, 1.48 mm], T1: [-4.42, 2.79 mm]) as well as for osteophyte width (SWI: [-0.94, 1.24 mm], T1: [-1.62, 1.65 mm]). Measurement deviations from the radiograph for length and width were significantly lower in SWI than in T1 (length: $p = 0.001$, width: $p < 0.01$). Diameter measurements demonstrated a stronger correlation between SWI and radiograph (length: $R^2 = 0.95$, width: $R^2 = 0.86$) than between T1 and radiograph (length: $R^2 = 0.82$, width: $R^2 = 0.68$).

Conclusion: SWI is an appropriate method for depicting meniscal tears and osteophytes of the knee. When measuring meniscal tear extensions, SWI yields results equivalent to a PD-weighted sequence. SWI achieves higher SNR and CNR in meniscal pathologies than a PD sequence. When determining osteophyte diameters, assessments in SWI deviate less from a radiograph than measurements in T1-weighted sequences.

1 Einleitung

1.1 Menisken des Kniegelenks

1.1.1 Anatomie und Funktion der Menisken

Unter klinisch-funktionellen Gesichtspunkten zählen die Menisken zum Bandapparat des Kniegelenks. Als c-förmige Strukturen mit keilförmigem Querschnitt sind sie zwischen den Kondylen des Femurs und dem Caput tibiae lokalisiert (1). Die innen liegenden zwei Drittel der Menisken bestehen aus Faserknorpel, während das äußere Drittel aus straffem Bindegewebe aufgebaut ist (2). Eine knöcherne Verankerung besitzen Vorder- und Hinterhorn der Menisken jeweils mit dem anterioren und posterioren Anteil der Area intercondylaris. Zusätzlich sind die Menisken an ihrer Basis, mit der man den peripher liegenden und dicksten Teil der Menisken bezeichnet, mit der Gelenkkapsel verwachsen. An ihren Vorderhörnern sind sie durch das Ligamentum transversum genus miteinander verbunden (1).

Die Oberseite der Menisken in Richtung des Femurs ist konvex geformt, während ihre Unterseite in Richtung der Tibia eine plane Struktur besitzt (3). Dabei weist der Meniscus medialis eine c-förmige Gestalt auf, ist weniger stark gekrümmt und häufiger von Rupturen betroffen. Ursächlich hierfür ist die Fixierung am medialen Kollateralband. Der Meniscus lateralis hingegen ist stärker gekrümmt, annähernd kreisrund und durch seine fehlende Fixierung am lateralen Kollateralband etwas mobiler, wodurch er gleichzeitig weniger verletzungsanfällig ist (1).

In Abhängigkeit der Gewebedurchblutung lassen sich die Menisken in eine rot-rote, rot-weiße und weiß-weiße Zone einteilen. Den größten Anteil am meniskalen Gewebe besitzt dabei die peripher gelegene rot-rote Zone, die vom perikapsulären Plexus ausgeht und verhältnismäßig gut durchblutet ist. Die Vaskularisation nimmt bis zur weiß-weißen Zone nach innen hin immer weiter ab, welche dann nahezu vollständig von Diffusionsprozessen abhängig ist (3).

Die biomechanische Funktion der Menisken ist komplex. Sie lässt sich aus der Zusammensetzung und Morphologie der Menisken ableiten. Diese spielen eine zentrale Rolle in der Distribution axialer Druckkräfte, welche sie mittels kreisrund verlaufender Kollagenfasern in die entsprechenden Richtungen verteilen und dadurch in Zugspannung umwandeln („Hoopstress“). Weiterhin dienen sie durch ihre viskoelastische Zusammensetzung der Absorption von Stoßkräften. Die Menisken leisten einen entscheidenden Beitrag zur Stabilität der Kniegelenke, indem sie die Bewegungsspielräume limitieren sowie die Kongruenz der Gelenkflächen zwischen Femur und Tibia vergrößern. Außerdem wird eine Rolle in der Nährstoffversorgung des

Kniegelenkknorpels und bei der Reduktion des Reibungswiderstands angenommen. Durch den Besatz mit Mechanorezeptoren dienen die Menisken zudem der Propriozeption (4).

1.1.2 Meniskusrisse

1.1.2.1 Definition und Epidemiologie

Läsionen des Meniskus werden als Prozesse der traumatischen oder degenerativen Zerstörung des meniskalen Gewebes definiert (3). Dies kann sich einerseits auf eine Unterbrechung der Kontinuität oder auf eine Störung der Gewebefunktion beziehen. Häufig treten in den verschiedenen Lebensaltern jeweils typische Läsionsmuster auf (5).

Meniskusläsionen werden der Gruppe der Verletzungen von Band- und Sehnen-Strukturen des muskuloskelettalen Systems zugeteilt. Innerhalb dieser Gruppe zählen sie zu den häufigsten Pathologien. Die Inzidenz der Meniskusverletzungen liegt bei etwa 24 Fällen pro 100.000 Personen, wobei Männer ungefähr drei Mal häufiger betroffen sind als Frauen. Das mittlere Erkrankungsalter nimmt zwischen beiden Geschlechtern vergleichbare Werte an und liegt bei Männern bei etwa 34 Jahren, während es bei Frauen durchschnittlich 35 Jahre beträgt (6).

1.1.2.2 Pathomechanismus

Ursächlich für Meniskusverletzungen können traumatische Einzelereignisse, wiederholte Mikrotraumatisierungen oder degenerative Prozesse sein (5).

Ein Meniskusriss ist typischerweise das Ergebnis von Scherkräften, welche bei fixiertem Unterschenkel und gleichzeitiger Rotation im Kniegelenk entstehen. Aufgrund der bereits erwähnten Verwachsung des größeren Meniscus medialis mit dem Ligamentum collaterale mediale ist dieser insgesamt häufiger betroffen als der Meniscus lateralis. Die Verletzung führt zu einem plötzlichen Schmerz sowie häufig auch zu einer Blockade des Gelenks. Dieser Schmerz nimmt in der Folge typischerweise unter Belastung zu und ist über dem betroffenen Gelenkspalt durch Palpation verstärkt auslösbar. Gegebenenfalls ist auch ein seröser Reizerguss im Gelenk nachweisbar (7).

Degenerative Läsionen des Meniskus entstehen insbesondere in der rot-weißen Übergangszone. Bei ausreichender Vorschädigung kann dann bereits eine physiologische Bewegung des Knies ausreichen, um einen Riss des Meniskus zu verursachen. In der Folge führt ein Meniskusschaden zur Verkleinerung der Lastfläche und zur Verminderung der Gelenkstabilität. In Verbindung mit

der gleichzeitig verstärkt ablaufenden Degeneration der Knorpelsubstanz können diese Prozesse zur Arthrose des Kniegelenks führen (5).

Eine Klassifikation der Meniskusrisse kann anhand der jeweiligen Verlaufsrichtung vorgenommen werden (siehe Abbildung 1.1). Zunächst wird in Bezug auf die Raumebene zwischen vertikalen und horizontalen Rissen differenziert. Entlang der Längsachse des Meniskus kann weiterhin eine Unterteilung nach longitudinal, radiär oder schräg verlaufenden Rissen vorgenommen werden. Zusätzlich bestehen weitere Sonderformen, wie beispielsweise komplexe Risse, die einer Kombination unterschiedlicher Verlaufsrichtungen entsprechen. Hierzu werden auch die sogenannten Korbhenkelrisse gezählt, welche einen langstreckigen Longitudinalriss mit Verlagerung eines Meniskusfragments darstellen (8). Neben der Unterteilung in verschiedene Rissformen kann zusätzlich auch dahingehend unterschieden werden, ob ein partieller Riss oder ein kompletter Riss durch die gesamte Dicke des Meniskusgewebes vorliegt. Hiermit zusammenhängend ist auch die Einteilung in stabile und instabile Risse. Ein stabiler Riss liegt dann vor, wenn die Rissränder noch immer aneinander liegen und nicht verschoben sind, während sich instabile Risse umgeschlagen, verschoben oder mit der Tendenz zu einer möglichen Verschiebung präsentieren (3).

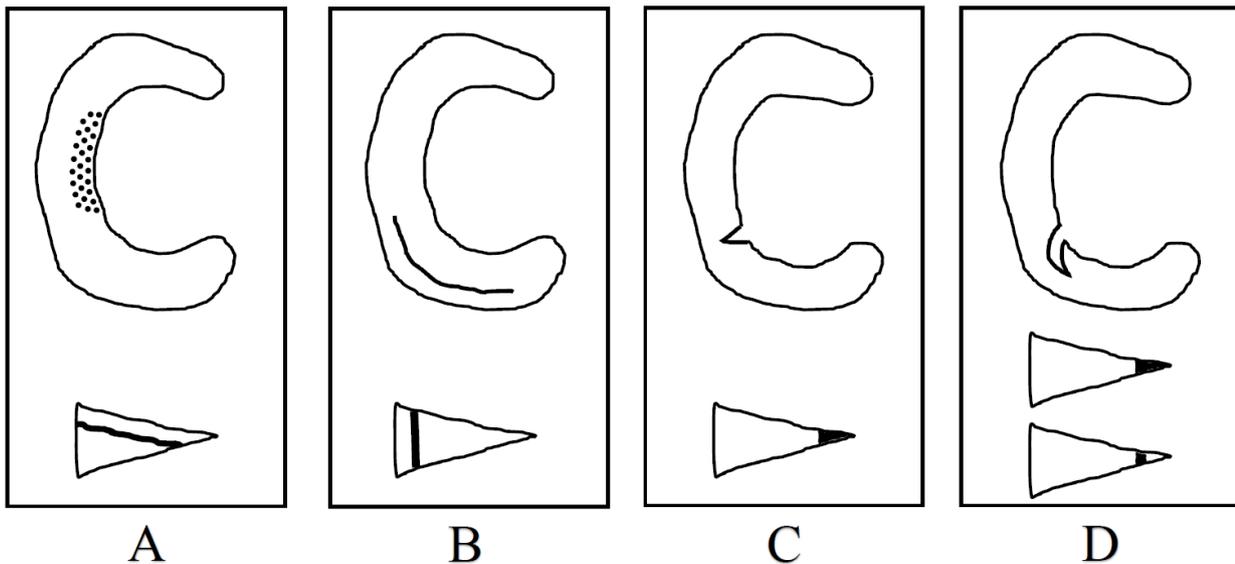


Abbildung 1.1 *Klassifikation der Meniskusrisse*

Die Abbildung zeigt verschiedene Kategorien von Meniskusrissen sowie deren Erscheinungsbild in axialer (jeweils obere Bildhälfte, C-förmige Darstellung) und sagittaler Ebene (jeweils untere Bildhälfte, keilförmige Darstellung). Dargestellt werden horizontale Risse (A) sowie longitudinale (B), radiäre (C) und oblique/schräge Risse (D) als Beispiele für vertikale Rissverläufe. Für die obliquen Rissverläufe wurden zwei Keilquerschnitte gewählt, um die Verschiebung der Pathologie im Verlauf der Aufnahmeschichten zu zeigen („Marching-Cleft-Sign“). Auf die Darstellung komplexer Meniskusrisse wurde in dieser Abbildung aus Gründen der Übersichtlichkeit verzichtet.

Quelle: modifiziert nach (9, 10)

1.1.2.3 Diagnostische Optionen

Bei den bevorzugten diagnostischen Verfahren zur Darstellung von Meniskusrissen handelt es sich um Arthroskopie und MRT. Eine Arthroskopie bietet den Vorteil der gleichzeitigen therapeutischen Handlungsoption und stellt darüber hinaus den diagnostischen Goldstandard dar (7). Die MRT weist ebenfalls eine hohe Genauigkeit bei der Untersuchung von Meniskusverletzungen auf und besitzt zudem die Vorteile der Zeitersparnis und des Wegfallens chirurgischer Risiken, welche mit einer diagnostischen Arthroskopie verbunden wären. Somit stellt die MRT insgesamt die Modalität der Wahl zum Screening vor der Durchführung einer therapeutischen Arthroskopie dar (11). Eine MRT ist der Arthroskopie im Regelfall vorzuziehen, falls es sich bei dieser ausschließlich um eine diagnostische Arthroskopie handeln würde. Indikationsstellungen von Arthroskopien sollten daher grundsätzlich in Verbindung mit einer therapeutischen Zielsetzung erfolgen (12).

Ein erfahrener Orthopäde kann mittels diagnostischer Tests in der körperlichen Untersuchung eine vergleichbare Genauigkeit, Sensitivität und Spezifität erreichen wie mittels MR-Bildgebung. Insbesondere bei komplexen Fragestellungen bezüglich möglicher Meniskusläsionen besitzt die MRT jedoch einen hohen Stellenwert und sollte als Ergänzung der körperlichen Untersuchung in Erwägung gezogen werden (13). Da in diesem Abschnitt zunächst auf einen Stellenwertvergleich der diagnostischen Verfahren eingegangen werden soll, erfolgt die genauere Charakterisierung der MRT zur Diagnostik von Meniskusrissen in Kapitel 1.3.2.

Zur körperlichen Diagnostik einer Meniskusverletzung und der Festlegung weiterer Behandlungsschritte empfiehlt sich die Kombination mehrerer physikalischer Tests mit einer problembezogenen Anamnese. Hinsichtlich der Testauswahl besteht eine Vielzahl klinischer Untersuchungsmöglichkeiten und prüfbarer Meniskuszeichen. Empfehlenswert für die klinische Praxis ist eine Kombination aus dem Test nach McMurray sowie der Überprüfung des Gelenkspalts auf Schmerzhaftigkeit bei Palpation (14).

Tabelle 1.1 stellt die Spannweite der in der Literatur angegebenen Sensitivitäten und Spezifitäten weit verbreiteter Meniskustests dar. Auf den häufig genutzten Test nach McMurray sowie den Palpationstest des Gelenkspaltes wird im Folgenden noch detaillierter eingegangen.

Tabelle 1.1 Sensitivität und Spezifität ausgewählter Meniskustests

	Sensitivität*	Spezifität*
Test nach McMurray	16-70%	59-98%
Palpationstest des Gelenkspaltes	55-95%	15-97%
Test nach Apley	13-41%	80-93%
Test nach Thessaly	65-92%	80-97%
Test nach Ege	64-67%	81-90%

*. Eine formelle Definition von Sensitivität und Spezifität erfolgt in Tabelle 2.5.

Quelle: angelehnt an (14)

Zur Durchführung des Tests nach McMurray befindet sich der Patient in Rücklage und nimmt eine 90°-Flexionsstellung im Kniegelenk ein. Anschließend wird der außenrotierte Unterschenkel unter Valgusstress gebeugt und in Innenrotation unter Varusstress in die Ausgangslage zurückgeführt. Bei auftretendem Blockadephänomen oder Schmerzen im Übergang zur maximalen Flexion gilt

der Test als positiv. Die Überprüfung des Gelenkspaltdruckschmerzes findet ebenfalls in Rückenlage und mit 90°-flektiertem Kniegelenk statt. Innen- und Außenrotation des Unterschenkels werden hierbei genutzt, um jeweils den lateralen und medialen Meniskus nach ventral zu bewegen und anschließend per Palpation auf Schmerzhaftigkeit zu prüfen (3).

Eine Untersuchung von Lowery et al. kam zu dem Ergebnis, dass eine kombinierte Prüfung verschiedener Tests einen positiv prädiktiven Wert von über 92% erreichen kann. Die hierbei verwendeten Tests zur Abklärung von Meniskusläsionen waren der anamnestic Hinweis auf ein Blockadefühl im Kniegelenk, Schmerzen bei forcierter Hyperextension, Schmerzen bei maximaler Flexion, Schmerzauftritt oder hörbares Klicken beim Test nach McMurray sowie die Schmerzhaftigkeit des Gelenkspalts bei Palpation (15).

1.1.2.4 Therapie

Abhängig vom Rissverlauf und der Stabilität des Risses kann eine Aussage zur klinischen und therapeutischen Relevanz der verschiedenen Rupturtypen getroffen werden. Eine hohe klinische Relevanz besitzen komplexe, radiäre sowie vollständige und longitudinal verlaufende Risse, da diese im Regelfall als instabile Rupturen auftreten. Gleiches gilt für Korbhenkelrisse, die den komplexen Meniskusrissen zugerechnet werden können. Von vergleichsweise geringerer klinischer Relevanz sind unvollständige Risse mit vertikal-longitudinaler Orientierung sowie schräge und horizontale Risse, welche im klinischen Kontext häufig im Rahmen einer stabilen Gesamtsituation auftreten. Der Begriff der Unvollständigkeit bezieht sich in diesen Fällen darauf, dass die intrameniskale Signalalteration nicht die artikulierende Meniskusoberfläche erreicht. Bei vollständigen horizontalen Meniskusrissen kann sowohl eine stabile als auch eine instabile Situation vorliegen. Die klinische Relevanz ist in diesem Fall abhängig vom Auftreten weiterer Begleitverletzungen wie beispielsweise eines Risses des vorderen Kreuzbandes oder des Innenbandes (16).

Primär konservative Therapieversuche empfiehlt die *S2k-Leitlinie Meniskuserkrankungen* bei Patienten mit positivem Befund in der MRT, aber negativen klinischen Meniskuszeichen. Gleiches gilt für symptomatische Patienten mit degenerativen Kniegelenksveränderungen, bei denen jedoch gleichzeitig keine Blockadephänomene vorliegen dürfen. Indikationen für einen chirurgischen Therapieansatz wären beispielsweise traumatische Verletzungen des Meniskusgewebes, das Auftreten von Blockadephänomenen sowie eine Beschwerdepersistenz nach zunächst konservativem Therapieansatz (5).

Bei jungen Patienten werden Meniskusrisse in der basisnahen und somit gut durchbluteten Region mit einer Naht des Meniskus versorgt, während basisferne Risse im avaskulären Bereich des Meniskus partiell reseziert werden. Von einer totalen Meniskektomie wird im Normalfall abgesehen, da diese zu einer späteren Arthrose des betroffenen Gelenkes führen kann (7).

Die nachfolgende Abbildung 1.2 veranschaulicht, wie neben der Risslokalisierung auch das Patientenalter, die symptomatische Manifestation und das Vorliegen möglicher Dislokationen in die Entscheidungsfindung der Meniskustherapie miteingehen.

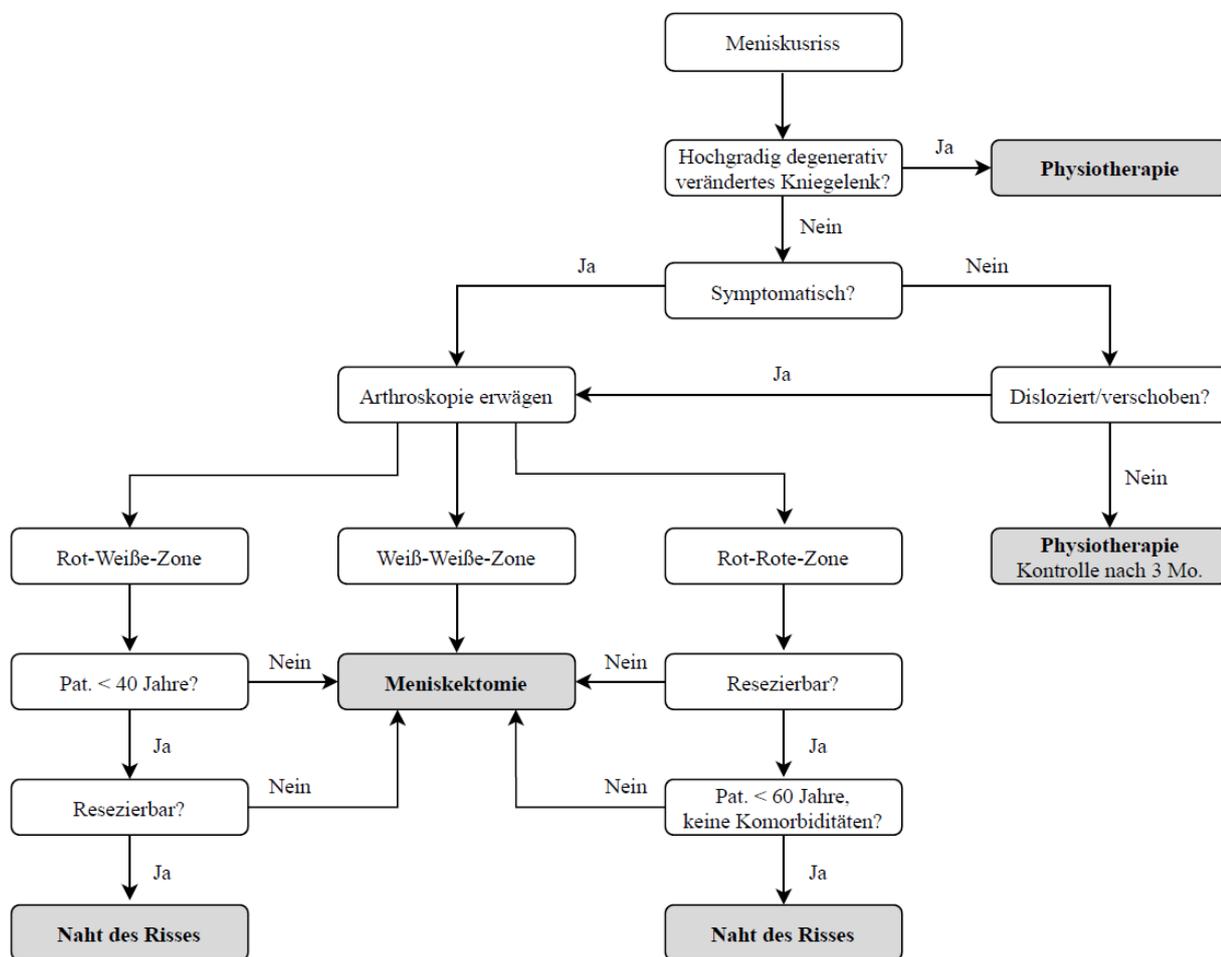


Abbildung 1.2 Therapieoptionen bei Meniskusrissen

Die Abbildung zeigt relevante Stationen der klinischen Entscheidungsfindung bei Meniskusrissen und die darauf basierende Festlegung der therapeutischen Handlungsoptionen.

Quelle: angelehnt an (17)

1.2 Degeneration des Kniegelenks

1.2.1 Gonarthrose

Bei der Arthrose des Kniegelenks (Gonarthrose) handelt es sich um die häufigste Lokalisation der Arthrose. Diese beschreibt eine sekundäre Strukturveränderung durch chronisch verlaufende Ab- und Umbauprozesse. Ursächlich ist eine Diskrepanz zwischen Beanspruchung und Leistungsfähigkeit des Kniegelenks. Ätiologisch kann zwischen einer primär idiopathischen sowie einer sekundären Gonarthrose unterschieden werden, welche beispielsweise durch Fehlstellungen und Knorpel- oder Meniskusschäden hervorgerufen werden kann. Klinisch äußert sich die Erkrankung durch einen langsam progredienten Gelenkschmerz, welcher sich von einem anfänglichen Anlauf- und Belastungsschmerz im weiteren Krankheitsverlauf zu einem Ruhe- und Nachtschmerz entwickeln kann. Zusätzlich können Gelenkschwellungen und Steifheitsgefühle auftreten. Diagnostisch wird neben der Abklärung dieser Symptome durch eine körperliche Untersuchung im Regelfall auch eine Röntgenaufnahme des Gelenks durchgeführt. Diese kann in drei Ebenen (anterior-posterior, seitlich und Patella tangential in 30°-Flexion) durchgeführt werden und dient insbesondere der Beurteilung von Gelenkspaltverschmälerungen, osteophytärer Anbauten, subchondraler Sklerosen und Geröllzysten. Weiterhin ist eine Röntgenaufnahme in 45°-Beugung posterior-anterior nach Rosenberg möglich, mit welcher sich insbesondere die Knorpelsituation der Hauptbelastungszone sowie interkondyläre Osteophyten gut beurteilen lassen. Zu beachten ist hierbei die häufige Diskrepanz zwischen Symptomatik und röntgenologischem Schweregrad der Arthrose. Zusätzlich kann eine MRT-Untersuchung zur Evaluation möglicher Meniskusbeteiligungen zweckdienlich sein. Therapeutisch wird zunächst ein konservativer Ansatz mit physikalischer Therapie, Antiphlogistika, intraartikulären Injektionen sowie orthopädiotechnischen Hilfsmitteln gewählt. Bei Versagen der konservativen Therapie kann zu einem operativen Ansatz mit arthroskopischen Débridements, Entfernungen von Osteophyten, Umstellungsosteotomien, Arthrodesen und Gelenkersatz gewechselt werden (18).

1.2.2 Diagnostik der Arthrose und Klassifikation nach Kellgren-Lawrence

Zur Klassifizierung des Schweregrades einer Arthrose ist eine Einteilung in fünf Grade nach Kellgren und Lawrence gebräuchlich. In deren Ursprungsarbeit von 1957 wurde die Manifestation der Arthrose an unterschiedlichen Gelenken untersucht, wobei zur Darstellung des Kniegelenks eine anterior-posteriore Röntgenaufnahme verwendet wurde. Die Bildung und der Ausprägungsgrad der Osteophyten gehen dabei wesentlich in die Graduierung mit ein (19).

Tabelle 1.2 Einteilung des Arthrosegrades nach Kellgren & Lawrence

	Ausprägung der Arthrose	Charakteristika des Stadiums
Grad 0	keine	Definitive Absenz röntgenologischer Arthrosezeichen
Grad 1	zweifelhaft	Mögliche Gelenkspaltverschmälerung, mögliches „Osteophyten Lipping“ (= Bildung kleiner Osteophyten)
Grad 2	minimal	Mögliche Gelenkspaltverschmälerung, definitive Präsenz von Osteophyten
Grad 3	moderat	Definitive Gelenkspaltverschmälerung, multiple moderate Osteophyten, beginnende Sklerose, mögliche Knochendeformitäten
Grad 4	schwer	Deutliche Gelenkspaltverschmälerung, ausgeprägte Osteophyten, starke Sklerose, definitive Knochendeformitäten

Quelle: angelehnt an (19)

In der Diagnostik einer Arthrose stellen konventionelle Röntgenaufnahmen noch immer die am häufigsten genutzte Bildgebungsmodalität zur Evaluation struktureller Veränderungen dar. Die MRT dient momentan primär wissenschaftlichen Fragestellungen, während sich eine Untersuchung mittels Ultraschalles insbesondere zur gleichzeitigen Steuerung bildgebungsgestützter Gelenkeingriffe anbietet (20).

1.2.3 Osteophyten

Wie im vorherigen Abschnitt dargelegt wurde, stellen Osteophyten eines der wesentlichen Kriterien der bildgebenden Diagnostik der Arthrose dar. Bei Osteophyten handelt es sich um knöcherne Auswüchse, die von Faserknorpel bedeckt sind. Von Enthesiophyten im Bereich der Bandansätze und inflammatorisch bedingten Osteophyten können die eigentlichen Osteochondrozyten abgegrenzt werden. Diese entstehen primär durch Neochondrogenese mesenchymaler Stammzellen des Periosts am Übergang von Knochen zu Knorpel. Die aktivierten Pathways bei der Entstehung von Osteophyten ähneln denen der Kallusheilung, während das inflammatorische Element der Frakturheilung dabei jedoch nicht vorhanden ist (21).

Pathophysiologisch können periostale und synoviale mesenchymale Stammzellen als zellulärer Ursprung der Osteophyten angenommen werden. Mechanische Stimuli bewirken über biochemische Faktoren eine Proliferation periostaler Zellen am Knochen-Knorpel-Übergang und eine Neochondrogenese. *Transforming Growth Factor beta* (TGF β) stellt den potentesten Faktor zur Initiierung der Chondrogenese von Osteophyten dar. *Bone Morphogenetic Protein 2* wiederum spielt eine wichtige Rolle bei der terminalen Differenzierung der Chondrozyten und der Ossifikation der Osteophyten. Neben genetischen und umweltbedingten Faktoren stellen insbesondere ein zunehmendes Alter, ein hoher BMI sowie eine starke körperliche Aktivität die wesentlichen Risikofaktoren für eine Entstehung von Osteophyten dar. Osteophyten sind von einer Knorpelschicht bedeckt und vergrößern die Oberfläche des ursprünglichen Gelenks. Dem physiologischen Gelenkknorpel ist die Knorpelschicht der Osteophyten in mechanischer Hinsicht jedoch unterlegen. Im Fall des Kniegelenks unterscheidet man zwischen marginalen und zentralen Osteophyten. Hinsichtlich der Wachstumsrichtung der Osteophyten zeigen diese zunächst eine primär horizontale Ausbreitung, während sie mit zunehmender Größe dann eher vertikal wachsen. Osteophyten korrelieren mit einer Verschmälerung des Gelenkspalts, Knorpeldefekten und Abnormalitäten der Menisken. Die Größe der Osteophyten des Knies ist weiterhin assoziiert mit der Progression der Arthrose (22). Osteophyten können sich schon im frühen Krankheitsverlauf bilden und auch vor einer Verschmälerung des Gelenkspalts auftreten. Über den Einfluss auf die Entstehung von Schmerzen durch kniegelenksassoziierte Osteophyten lässt sich bisher keine sichere Aussage treffen. Ähnliches gilt für die Frage, ob es sich bei Osteophyten um ein pathologisches Phänomen im Rahmen der Arthrose oder vielmehr um einen funktionellen Adaptionsmechanismus handelt (21).

1.3 Magnetresonanztomografie (MRT)

1.3.1 Technische Grundlagen der MRT

Die MRT ist ein Schnittbildverfahren ohne ionisierende Strahlung, welches Hochfrequenzimpulse und Magnetfelder zur Bildgebung nutzt. Die Grundlage hierzu bildet die Kernspinresonanz von Atomkernen mit ungerader Nukleonenzahl. Aufgrund der Häufigkeit im menschlichen Körper, zieht man das Wasserstoffproton zur Untersuchung und Darstellung dieses Phänomens heran. Der Kernspin beschreibt dabei den Eigendrehimpuls der positiven Ladung des Protons um die eigene Achse, wodurch ein magnetisches Dipolmoment induziert wird. Die entsprechenden Magnetfelder liegen im menschlichen Körper ungeordnet vor und kompensieren sich auf diese Weise. Unter Anlage eines starken äußeren Magnetfeldes richten sie sich jedoch parallel oder antiparallel

entlang der Feldlinien aus, wobei eine parallele Ausrichtung aufgrund eines energetisch minimal besseren Zustandes etwas häufiger auftritt. Dies ist in der Summe als Längsmagnetisierung messbar. Die kreisende Bewegung der Atomkerne mit ungerader Nukleonenzahl um die Längsachse des Magnetfeldes wird als Präzession bezeichnet (23).

Die Frequenz dieser Präzessionsbewegung (*Larmorfrequenz*, Einheit MHz) berechnet sich aus der gyromagnetischen Konstante der Protonen (bei Wasserstoffprotonen: 42,58 Mhz/T) und der Stärke des Magnetfeldes (Einheit Tesla). Im Erdmagnetfeld liegt die Präzessionsfrequenz von Wasserstoffprotonen bei etwa 1 kHz, in einem 1,5-Tesla-MRT jedoch bereits bei 63,9 MHz (24). Die Feldstärke des Magnetfeldes und der Grad der Längsmagnetisierung stehen zueinander im direkten Verhältnis, da sich bei zunehmender Feldstärke immer mehr Spins parallel zum Magnetfeld ausrichten (25). Mittels eines Hochfrequenzimpulses kann nun unter Einhaltung der Larmorfrequenz eine Anregung der Protonen durch Energieübertragung erfolgen. Für die eigentliche Bildgebung wird anschließend die freiwerdende Energie bei Abschaltung des Impulses genutzt (23).

Ein Magnetresonanztomograph besteht grundsätzlich aus Magnet, Gradientensystem, mehreren Hochfrequenzspulen sowie einem angeschlossenen Rechnersystem. Weitverbreitet ist die Verwendung supraleitender Magnete, welche durch ein Kühlsystem mit flüssigem Helium und die Herabsetzung des elektrischen Widerstands eine dauerhafte Konstanz von Stromfluss und magnetischer Feldstärke gewährleisten (23). Hauptaufgabe des Magneten ist die Erzeugung eines möglichst homogenen und stabilen stationären Magnetfeldes. Das Gradientensystem wiederum besteht aus Spulen, welche bei Stromfluss in x-, y- und z-Richtung (zur Definition der Raumrichtungen siehe Abbildung 1.3) drei zusätzliche Magnetfelder erzeugen. Dies wird im Folgenden zur Ortskodierung und Schichtwahl relevant (24). Mobile Hochfrequenzspulen in unmittelbarer Körperrnähe dienen durch Aussenden eines definierten Hochfrequenzimpulses einerseits zur Signalerzeugung, können das nach Anregung der Protonen emittierte Signal aber ebenfalls auch wieder empfangen und dem Rechnersystem zur Bildrekonstruktion übermitteln. Durch die Hochfrequenzimpulse wird die Längsmagnetisierung der Protonen um 90° in die xy-Ebene ausgelenkt und es entsteht eine messbare Quermagnetisierung (siehe Abbildung 1.3). Gleichzeitig wird auch die Präzessionsbewegung der Protonen synchronisiert, sodass diese nicht nur die gleiche Geschwindigkeit, sondern auch eine übereinstimmende Phasenlage besitzen (23).

Als Phase bezeichnet man hierbei den Winkel des Spinvektors in der xy-Ebene. Nach der Anregung besitzen die Spins eine Phase von 0° und laufen synchron bzw. phasenkohärent (24).

Die anschließende Rückkehr der Protonen in ihren Ausgangszustand wird als Relaxation bezeichnet. Es findet hierbei gleichzeitig eine Rückkehr der Längsmagnetisierung unter Energieabgabe an die Umgebung (das sogenannte Gitter) sowie eine Dephasierung der Präzessionsbewegung ohne Energieabgabe statt (23).

Die gewebespezifische Zeitspanne bis zum Wiederaufbau von 63% der ursprünglichen Längsmagnetisierung bezeichnet man als T1-Zeit. Diese ist abhängig von der Stärke des Magnetfeldes und der Zusammensetzung des Gewebes (25). Die T1-Zeit wird auch als Längsrelaxation bzw. Spin-Gitter-Relaxationszeit bezeichnet und beträgt etwa 300-2000 ms (23).

Die zur Dephasierung der Präzession benötigte T2-Zeit wird auch Querrelaxation bzw. Spin-Spin-Relaxation genannt und dauert etwa 30-150 ms (23). Die Dephasierung beschreibt den Verlust der transversalen Magnetisierung im Rahmen der T2-Relaxation, wobei keine Energieabgabe an die Umgebung, sondern ein Energieaustausch der Spins untereinander stattfindet. Dieser beruht einerseits auf lokalen Magnetfeldveränderung durch die Wirkung benachbarter Spins aufeinander, welche im Wesentlichen unabhängig von der Feldstärke und dem Einfluss eines 180°-Impuls ist, andererseits auf Inhomogenitäten des äußeren Magnetfeldes. Diese Inhomogenitäten bewirken eine raschere Dephasierung und einen zusätzlichen Phasenerfall, was auch als T2*-Zeit bezeichnet wird (24).

T1- und T2- Relaxation beginnen zwar zeitgleich, es kommt jedoch zunächst zum Verlust der Phasenkohärenz, was durch die kürzere T2-Zeit bedingt ist und anschließend erst zur Wiederherstellung der Längsmagnetisierung, was wiederum mit der vergleichsweise längeren T1-Zeit zusammenhängt (25).

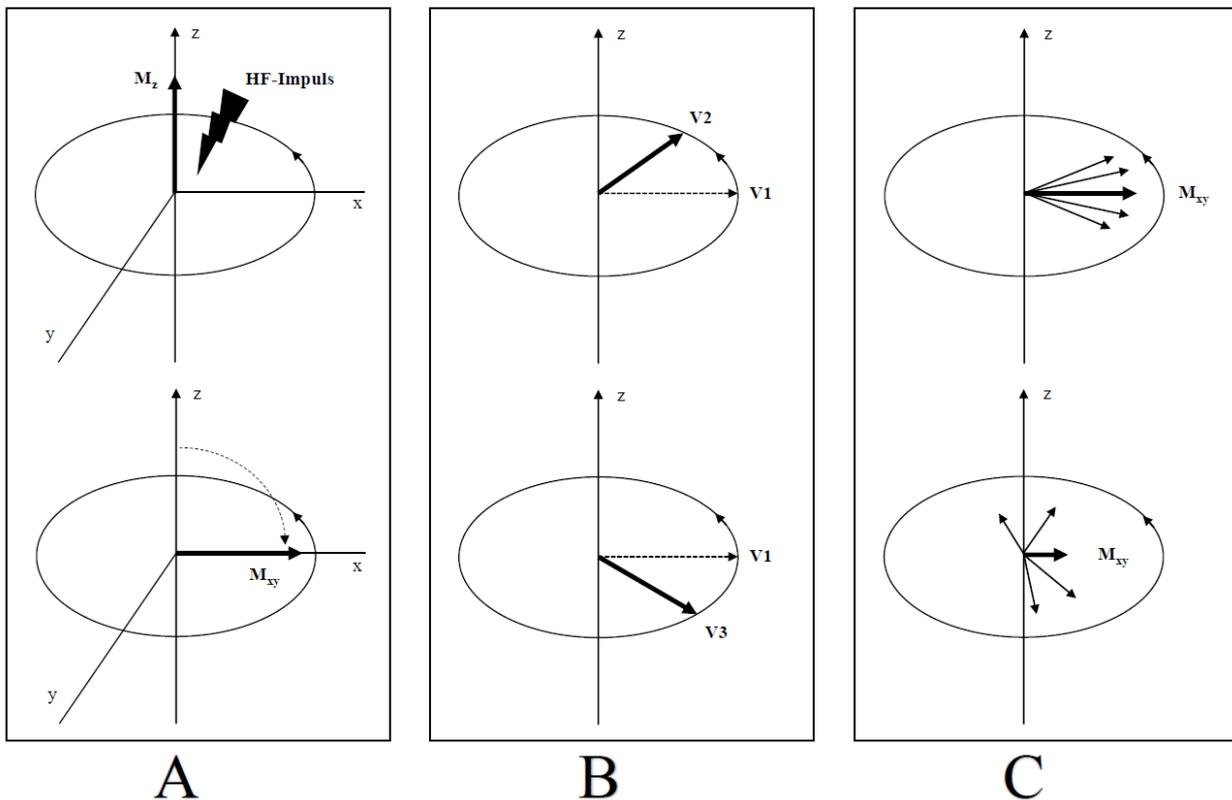


Abbildung 1.3 Begriffsdefinition von Achse, Ebene, Relaxation und Phase

Die Abbildung zeigt die Auslenkung der longitudinalen Magnetisierung M_z durch einen Hochfrequenzimpuls (A). Hierbei wird die Magnetisierung in die xy -Ebene transferiert. Die anschließende Aufrichtung und Rückkehr der Transversalmagnetisierung zur longitudinalen Magnetisierung (nicht dargestellt) wird als T_1 -Relaxation (Longitudinalrelaxation) bezeichnet. In B wird der Begriff der Phase verdeutlicht. Die Vektoren V_2 und V_3 bewegen sich in der xy -Ebene in angegebener Richtung um die z -Achse. Relativ zum Vektor V_1 besitzt V_2 einen positiven Phasenvorsprung, während V_3 eine negative Phase aufweist. Außerdem wird der Prozess der Dephasierung und T_2 -Relaxation dargestellt (C). Im Zeitverlauf dephasieren die einzelnen Spins, welche unterschiedliche Geschwindigkeiten besitzen, in der xy -Ebene zunehmend. Somit nimmt der Vektor der Summenmagnetisierung M_{xy} immer weiter ab.

Quelle: angelehnt an (23, 25)

Um ein insgesamt stärkeres Signal zu erhalten, werden die Protonen mehrfach angeregt und die gemessenen Signale zur Korrektur des Rauschens gemittelt. Diese Folge aus mehreren nacheinander erfolgenden Hochfrequenzimpulsen bezeichnet man als (Puls-)Sequenz. Die Zeit zwischen zwei Anregungen wird als Repetitionszeit (TR, *repetition time*), die Zeit zwischen Anregung und Signalaufnahme hingegen als Echozeit (TE, *echo time*) bezeichnet. Unter dem Bildkontrast der MRT versteht man die Helligkeitsunterschiede der verschiedenen Gewebe in Abhängigkeit der jeweiligen Gewebeparameter T_1 , T_2 , Protonendichte (PD) sowie des

Sequenztyps mit den Sequenzparametern der Repetitionszeit und Echozeit. Eine T1-gewichtete Sequenz ist dabei durch eine kurze TR und TE charakterisiert, während sich eine T2-gewichtete Sequenz bei langer TR und TE ergibt (23).

Über die Wahl der TR lässt sich der T1-Kontrast entscheidend beeinflussen, da bei einer kurzen TR, wie beispielsweise im Bereich von unter 600 ms, nur Gewebe mit kurzem T1 schnell genug relaxieren können, um nach erneuter Anregung wieder ein starkes Signal abzugeben. Sie erscheinen dann hyperintens und werden als T1-gewichtete Aufnahme bezeichnet. Die TE bestimmt den Einfluss von T2 auf den Kontrast des Bildes. Um eine starke T2-Gewichtung zu erzielen, sollte eine lange TE, beispielsweise im Bereich von über 60 ms, gewählt werden, da dann nur noch Gewebe mit langem T2 viel Signal besitzen und hyperintens erscheinen (24).

Bei einer PD-gewichteten Sequenz wird eine lange TR und eine kurze TE genutzt, um hierdurch den Einfluss von T1 und T2 zu minimieren. Gewebe mit hoher PD, wie beispielsweise Wasser oder Bindegewebe, stellen sich in dieser Sequenz hyperintens dar (23). Die Protonendichte beschreibt dabei die Anzahl der anregbaren Spins pro Volumeneinheit und somit das Signalmaximum, welches das betrachtete Gewebe abgeben kann. Da die Einflüsse von T1 und T2 in diesem Fall minimal gehalten werden, kann auch von „intermediär-gewichteten Sequenzen“ gesprochen werden. Diese Sequenzen besitzen ein verhältnismäßig hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis, da die longitudinale Magnetisierung durch die lange TR größtenteils wiederaufgebaut und der Signalabfall der transversalen Magnetisierung durch die kurze TE minimiert wird. Sie eignen sich daher vor allem zur Darstellung von Strukturen mit geringer Signalintensität und Bindegewebe, wie beispielsweise im muskuloskelettalen System. Die Wahl der darzustellenden Schichtposition ergibt sich durch die Anpassung der Frequenzbandbreite des Hochfrequenzimpulses. Die Schichtdicke hängt wiederum von der Stärke des Gradienten ab. Ein starker Gradient erzeugt durch ausgeprägte Abstufungen dünnere Schichten, wohingegen ein schwacher Gradient zu dickeren Schichten führt (24).

Im Falle der MRT nutzt man Gradientenspulen, welche Magnetfelder von deutlich geringerer Feldstärke erzeugen, die das Hauptmagnetfeld in allen drei Raumebenen überlagern. Durch den Hochfrequenzimpuls einer bestimmten Larmorfrequenz werden somit nur noch Protonen einer definierten Schicht angeregt und es kann eine Ortskodierung erfolgen (23).

Weiterhin muss das Signal hierzu noch in y- und x-Richtung aufgeschlüsselt werden, wozu die Phasen- und Frequenzkodierungen genutzt werden. Durch die Schaltung eines Phasengradienten in y-Richtung wird eine Phasenverschiebung der Spins gegeneinander und somit ein

Phasenvorsprung bewirkt. Weiter oben in y-Richtung liegende Spins präzedieren nun mit einer höheren Frequenz als die unten liegenden. Nach Abschaltung des Gradienten besitzen sie zwar wieder die gleiche Geschwindigkeit, können aber immer noch anhand des entstandenen Phasenvorsprungs voneinander differenziert werden. Mit der Frequenzkodierung macht man sich ein vergleichbares Prinzip zur Aufschlüsselung des Signals in x-Richtung zunutze. Weiter links liegende Spins präzedieren nach Schaltung eines Frequenzgradienten nun mit einer höheren Frequenz als die Spins weiter rechts. Da ein gesamtes Frequenzspektrum gemessen wird, werden anschließend durch wiederholte Messungen mit unterschiedlich starken Phasenkodierungen und einer Fourier-Transformation die im Spektrum vorkommenden Einzelfrequenzen bestimmt. Ist eine dreidimensionale Ortskodierung gewünscht, muss zusätzlich eine Ortsinformation über die z-Richtung bestimmt werden. Diese erfolgt ebenfalls über eine Phasenkodierung in z-Richtung. Die Anzahl der Wiederholungen mit verschiedenen z-Phasengradienten entscheidet über die Auflösung in z-Richtung und somit über die Schichtdicke, wobei nun entsprechend auch eine dreidimensionale Fourier-Transformation durchgeführt werden muss. Der daraus resultierende Volumendatensatz kann anschließend für beliebige Rekonstruktionen verwendet werden, geht jedoch mit einer verlängerten Akquisitionszeit einher (24).

Die akquirierten Daten werden im sogenannten k-Raum gespeichert. Dabei handelt es sich um eine Datenmatrix, bei der jedes Pixel Informationen über das gesamte Bild enthält. In der Mitte des k-Raumes werden Informationen zum Bildkontrast, in der Peripherie die Ortsinformationen gespeichert. Mittels Fouriertransformation werden die Informationen zu Phase, Frequenz, Ort und Kontrast anschließend zu einem Bild verarbeitet (25).

Das Ziel der Bildgebung ist ein möglichst hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR, *signal-to-noise ratio*). Dieses beschreibt das Verhältnis zwischen MR-Signal und der Stärke des Bildrauschens und berechnet sich aus dem Quotienten der Signalintensität der betrachteten Fläche (ROI, *region of interest*) und der Standardabweichung der Signalintensität einer außerhalb liegenden Fläche ohne Gewebesignal. Die Größe der Volumenelemente bestimmt die räumliche Auflösung des Bildes. Diese Volumenelemente beschreiben Pixel der Datenmatrix mit zusätzlicher Volumeninformation und werden als Voxel bezeichnet. Mit zunehmender Größe der Voxel sinkt die räumliche Auflösung des MR-Bildes, während die SNR steigt (24).

Tabelle 1.3 Einflussfaktoren zur Erhöhung der SNR

	Einflussfaktor	Erläuterung des Effekts
Erhöhung ...	der Feldstärke	Verstärkt die longitudinale Magnetisierung
	der Schichtdicke	Vergrößert die Voxel und somit auch deren Signalgehalt, vermindert gleichzeitig aber die räumliche Auflösung durch stärkeres Rauschen
	des Schichtabstandes	Minimiert die partielle Anregung benachbarter Schichten
	der Größe des Gesichtsfeldes (Field of View, FOV)	Führt zur Vergrößerung der Pixel, welche dann insgesamt einen größeren Signalanteil beinhalten
	der Anzahl an Signalmessungen	Erhöht die Quantität der vorliegenden Signale
	der Transmitter- und Receiver-Elemente sowie der Kanalanzahl der Hochfrequenzspule	Verbessert den Signalempfang
	des Flipwinkels bzw. des Pulswinkels	Bestimmt den Grad der Auslenkung bei Anregung des Spinsystems und ist somit auch für die Ausprägung der T1-Gewichtung relevant (24)
	der TR	Verlängert die Zeitspanne der longitudinalen Magnetisierung, um ihr Maximum zu erreichen
Verminderung ...	der TE	Beschleunigt den Verlust der transversalen Magnetisierung
	der Matrixgröße	Erhöht die Größe der Voxel

a. FOV: Field of View. SNR: Signal-to-noise ratio. TE: Echozeit. TR: Repetitionszeit.

Quelle: angelehnt an (24, 26)

Neben einer hohen SNR ist zur Differenzierung zweier Strukturen jedoch auch ein Kontrastunterschied vonnöten. Der Kontrast kann vereinfacht als Signalstärkendifferenz zwischen den verschiedenen Strukturen angesehen werden. Als kombiniertes Qualitätskriterium ergibt sich somit das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR, *contrast-to-noise ratio*), welches auch als Differenz der SNRs zweier betrachteter Gewebe aufgefasst werden kann. Die CNR entspricht dem sichtbaren Kontrast und ist somit in der Wahl eines klinisch aussagekräftigeren Qualitätskriteriums der SNR vorzuziehen (27).

Da die Berechnungen von SNR und CNR auch einen methodischen Teil der hier vorliegenden Arbeit darstellen, sei für detailliertere Informationen und Berechnungsformeln diesbezüglich auf die Abbildungen 2.4 und 2.5 verwiesen.

1.3.2 Klinische Anwendung der MRT zur Meniskusdiagnostik

Im Vergleich zu konkurrierenden Verfahren stellt die MRT die Untersuchungsmodalität mit dem höchsten Weichteilkontrast dar. Neben dem zentralen Nervensystem lassen sich auch Muskeln, Sehnen sowie Band- und Knorpelstrukturen der Gelenke mittels MRT am besten beurteilen (28). Auch in der Abklärung von Kniegelenksbeschwerden stellt die MRT die präziseste nichtinvasive Bildgebungsmethode dar (29). Insbesondere der hohe negativ prädiktive Wert in der Diagnostik von Meniskusverletzungen, welchen Yaqoob et al. in einer Studie mit 100 % für mediale und mit 85,7 % für laterale Meniskusrisse angeben, zeigt die Eignung der MRT als Modalität zum Screening von Patienten mit Knieverletzungen. Somit ergibt sich die Möglichkeit zur Einsparung oder Vermeidung diagnostischer Arthroscopien (30). Während die Arthroscopie den diagnostischen Goldstandard zur Feststellung einer Meniskusverletzung darstellt, besitzt die MRT für den medialen und lateralen Meniskus eine Sensitivität von 93 bzw. 79 %, sowie eine Spezifität von 88 bzw. 96 % (31).

Die AG „Bildgebende Verfahren des Bewegungsapparates“ (AG BVB) der Deutschen Röntgengesellschaft (DRG) empfiehlt zur Durchführung einer Gelenk-MRT die Untersuchung in drei Ebenen. Das MRT-Sequenzprotokoll für Knie-Untersuchungen sollte dabei fettgesättigte PD-TSE-Sequenzen in allen drei Ebenen und eine zusätzliche T1-Sequenz in koronarer oder sagittaler Schichtung enthalten (8, 32). Insbesondere zur Detektion von Meniskusläsionen gelten intermediär- bzw. PD-gewichtete Sequenzen als besonders geeignet (33, 34).

Bei den wesentlichen MR-Kriterien zur Diagnosestellung eines Meniskusrisses handelt es sich um die Steigerung der Signalintensität mit Ausdehnung bis zur gelenkseitigen Oberfläche des Meniskus auf einer PD-Sequenz sowie um eine abnorme Form des Meniskus (33). Zur Abstufung von Meniskusrissen in der MRT kann das Grading-System von Lotysch verwendet werden. Dabei beschreibt Grad 1 eine globale intrameniskale Signalsteigerung ohne Kontakt zu einer artikulierenden Oberfläche des Meniskus. Grad 2 bezeichnet eine horizontale lineare Signalsteigerung mit Ausdehnung bis zur Peripherie des Meniskus, jedoch ohne Kontakt zur artikulierenden Oberfläche. Grad 3 entspricht einer Signalsteigerung mit Ausdehnung bis hin zu mindestens einer gelenkseitigen Oberfläche des Meniskus und erfüllt somit das Kriterium eines Risses (35). Zusätzlich sollte von der „Two-slice-touch“-Regel Gebrauch gemacht werden. Demnach liegt die Wahrscheinlichkeit für einen arthroscopisch sichtbaren Riss bei 18 bis 55 %, wenn das intrameniskale Signal die Meniskusoberfläche in nur einem dargestellten MR-Bild erreicht. Ist diese Signalsteigerung jedoch auf zwei Bildern nachweisbar, so liegt die entsprechende Wahrscheinlichkeit für einen Riss bereits bei 90 bis 96 % (36).

Einige MRT-typische Phänomene helfen bei der Beurteilung der Risstypen. So verlaufen Horizontalrisse entweder streng horizontal in den freien Rand des Meniskus hinein oder leicht anguliert einstrahlend in die Unterfläche des Meniskus. Liegt ein Longitudinalriss vor, so bleibt der Abstand des Risses zur Meniskusbasis auf sagittalen Aufnahmen immer gleich. Im Fall eines Radiärrisses beschreibt das *Cleft Sign* eine vertikale Lücke im Meniskus, welche sich auf sagittalen oder koronaren Aufnahmen durch den orthogonal angeschnittenen radiären Riss darstellt. Das *Truncated Triangle Sign* ergibt sich durch den verkürzten Rand des Meniskus auf koronaren oder sagittalen Aufnahmen, wenn die Schicht parallel bzw. im Rissverlauf liegt. Als *Ghost Sign* bezeichnet man das vollständige Fehlen von Meniskusgewebe auf sagittalen Aufnahmen, wenn der Rissverlauf eines radiären Risses komplett in der dargestellten Schicht liegt, während der Meniskus in angrenzenden Schichten dann wieder normal zur Darstellung kommt. Weiterhin kann auch das *Marching Cleft Sign* genutzt werden, welches die „wandernde Position“ des Risses nach peripher oder zentral auf aneinandergrenzenden sagittalen oder koronaren Schichten beschreibt. Bei Verdacht auf einen Korbhenkelriss können sowohl das *Double PCL Sign* als auch das *Fragment in Notch Sign* genutzt werden (8).

1.4 Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung (SWI)

1.4.1 Technische Grundlagen der SWI

Es existiert eine Vielzahl verschiedener Pulssequenzen, die sich in ihrem Grundprinzip jedoch meist ähneln. Das Signal wird durch Umpolung des Magnetfeldes zum Zeitpunkt des Signalempfangs erzeugt. Eine häufig zur Anwendung kommende Sequenz ist die Spinecho-Sequenz (SE-Sequenz). Diese liefert hohe Gewebekontraste und eine geringe Störanfälligkeit für Magnetfeldinhomogenitäten oder Artefakte, benötigt hierfür jedoch eine verhältnismäßig lange Untersuchungszeit. Um diesen Ablauf zu beschleunigen, wurden Turbospinecho-Sequenzen (TSE-Sequenz) entwickelt, welche mehrere Echos nach einer einzelnen Anregung auslesen. Eine weitere Sequenz, welche die Messungszeit im Vergleich zu einer SE-Sequenz verkürzt, ist die Gradientenecho-Sequenz (GE-Sequenz bzw. GRE-Sequenz). Charakteristisch für diese ist ein kleinerer Winkel, mit dem die Längsmagnetisierung der Protonen in die xy-Ebene ausgelenkt wird. TSE- und GRE-Sequenzen reduzieren somit zwar die Untersuchungszeit, besitzen im Vergleich zu SE-Sequenzen aber einen geringeren Gewebekontrast und eine höhere Anfälligkeit gegenüber Magnetfeldinhomogenitäten, welche sich in Form von Artefakten auf das erzeugte Bild auswirken können (37). Mit GRE-Sequenzen und kleineren Anregungswinkeln lassen sich sowohl T1-, T2- als auch PD-Kontraste erzeugen. Das MR-Signal wird dabei durch schnelles Schalten der

Gradientenspulen erzeugt, was zur Auslenkung der Spinvektoren führt (25). Die Spulen erzeugen einen magnetischen Feldgradienten, welcher das Magnetfeld direkt nach Aussenden des Hochfrequenzimpulses so verändert, dass es in einer Richtung zur linearen Zunahme der Magnetfeldstärke und in der anderen Richtung zu deren Abnahme kommt. Somit ergeben sich unterschiedliche Geschwindigkeiten der Spins. Diese werden dephasiert und das MR-Signal zerfällt zunächst. Anschließend wird es durch einen gegenpoligen Gradienten wieder rephasiert. Dieser Prozess, welcher insbesondere für die TE relevant ist, läuft innerhalb der $T2^*$ -Zeit ab und ist somit deutlich schneller als eine SE-Sequenz. Die für den Hochfrequenzimpuls verwendeten Kippwinkel unter 90° führen nicht nur zu einer weiteren Reduktion der Akquisitionszeit, sondern auch zu einem insgesamt stärkeren MR-Signal (38).

Neben der grundlegenden Funktionsweise einer GRE-Sequenz ist zum Verständnis der SWI auch der Begriff der magnetischen Suszeptibilität von Relevanz. Diese beschreibt die Empfänglichkeit eines Gewebes oder Materials für ein Magnetfeld und entspricht somit der Magnetisierbarkeit. Eine besonders hohe Suszeptibilität findet sich bei metallischem Material, welches in einem Magnetfeld zu Bildverzerrungen an den Phasengrenzen verschiedener Gewebe oder Materialien führen kann und welche dann als Suszeptibilitätsartefakte bezeichnet werden. Diese können jedoch nicht nur durch metallisches Material verursacht werden, sondern treten auch an den Phasenübergängen von Knochen zu Luft oder am Übergang von Knochen- zu Muskelgewebe auf. Weiterhin können Suszeptibilitätsartefakte durch Ansammlungen von Kalziumhydroxyapatit oder Gadoliniumchelate hervorgerufen werden (24). Je nach Vorzeichen der Suszeptibilität unterscheidet man dia- und paramagnetische Stoffe. Paramagnetische Stoffe führen zu einer Verdichtung der Feldlinien, wohingegen diamagnetische Objekte die Feldlinien verdrängen. Bei Erythrozyten und kompakter Knochensubstanz handelt es sich um diamagnetische Gewebe. Titan und Magnesium zeigen hingegen ein paramagnetisches Verhalten. Menschliches Gewebe nimmt im Suszeptibilitätspektrum eine Zwischenstellung ein (39). Vergleicht man die Anfälligkeit der einzelnen Sequenzen für Artefakte, so können SE-Sequenzen durch den 180° -Impuls die $T2^*$ -Effekte ausgleichen und somit unempfindlicher für statische Magnetfeldinhomogenitäten und damit auch für Suszeptibilitätsartefakte werden. Die höhere Anfälligkeit der GRE-Sequenzen lässt sich jedoch diagnostisch zur Darstellung von Blutungen und Kalkablagerungen nutzen (24).

Zuerst beschrieben wurde die SWI im Jahr 1997 durch Reichenbach et al (40). Bei der SWI handelt es sich um eine flusskompensierte und hochaufgelöste 3-D-GRE-Sequenz. Die Informationen aus Magnituden- und Phasenbildern über die intrinsischen magnetischen Eigenschaften eines Gewebes werden dabei zur Erzeugung eines neuen Kontrastbildes genutzt (41). Dieses

Kontrastbild unterscheidet sich von dem der PD-, T1- und T2-gewichteten Sequenzen (39). Es entsteht durch den Einfluss benachbarter Substanzen mit unterschiedlichen Suszeptibilitäten auf die Phase des MR-Signals. Bei ausreichend langer Echozeit führt diese Suszeptibilitätsdifferenz zu einer Phasenverschiebung, welche in speziellen Phasenbildern dargestellt werden kann (40).

Im Rahmen der Prozessierung des Magnituden- und Phasenbildes hin zur finalen SWI werden zunächst die Inhomogenitäten aus dem Hintergrund des Phasenbildes (*phase image*) herausgefiltert und eine Phasenmaske (*phase mask*) erstellt. Diese verstärkt die negative Phaseninformation paramagnetischer Substanzen. Somit wird der Kontrast der SWI auf Basis der Phasenunterschiede zwischen Substanzen bestimmt, welche somit auch unterschiedliche Suszeptibilitäten aufweisen. Die Phasenmaske wird anschließend mit dem Betragsbild (*magnitude image*) multipliziert, woraus dann die finale SWI entsteht (42). Im Regelfall wird diese Multiplikation mehrmals vorgenommen (meist $n = 4$), um das Verhältnis zwischen Kontrast und Rauschen zu optimieren. Somit kann auch für Strukturen mit geringen Phasenwerten wie Eisenablagerungen oder für desoxygeniertes Blut ein ausreichender Kontrast erreicht werden (42).

Zur klinischen Interpretation der SWI-Datensätze können die verschiedenen Komponenten der Sequenz unabhängig voneinander verwendet werden: Einerseits die Magnitude, welche auch bei anderen MR-Sequenzen die wesentliche Informationsquelle darstellt, andererseits aber auch die Phaseninformation, welche beispielsweise zur Quantifizierung von Eisenablagerungen oder zur Darstellung zerebraler Blutungen genutzt werden kann. Außerdem können hiermit Blutprodukte und Kalziumablagerungen voneinander differenziert werden. In rechts-orientierten MR-Systemen („*right-handed systems*“, z. B. Philips und GE) stellen sich Venen durch ihr desoxygeniertes und somit paramagnetisches Blut dunkel im Vergleich zur Umgebung dar, während diamagnetisches Kalzium hell erscheint (42). Bei einer Links-Orientierung des MR-Systems („*left-handed systems*“, z. B. Siemens) gelten umgekehrte Verhältnisse (43).

1.4.2 Klinische Anwendungsbereiche der SWI

Primär wurde die SWI zunächst zur Untersuchung neuroradiologischer Fragestellungen genutzt. Diese lagen beispielsweise im Bereich der Differenzialdiagnostik zerebraler Tumoren, dem Nachweis von Mikrohämmorrhagien nach abgelaufenen Schädel-Hirn-Traumata sowie in der Darstellung von Amyloidablagerungen im Rahmen einer zerebralen Amyloidangiopathie (44). Bezüglich des diagnostischen Potenzials der SWI bei Patienten mit einem Verdacht auf Multiple Sklerose wurden in den letzten Jahren mehrere wissenschaftliche Studien durchgeführt (45). Auch

zur Abklärung vaskulärer Malformationen, wie beispielsweise des Sturge-Weber-Syndroms und diffuser axonaler Schäden, bietet die SWI einen diagnostischen Zusatznutzen (46). Die im Verlauf eines Schlaganfalls auftretenden Veränderungen der Hämodynamik sowie mögliche Hämorrhagien stellen ebenfalls ein weiteres Anwendungsgebiet der SWI dar (47). Andere Einsatzschwerpunkte der SWI finden sich in der Abklärung von Kalzifikationen, wie beispielsweise bei Verkalkungen der Glandula pinealis, oder bei der Differenzierung von Hämorrhagien und Verkalkungen von Gliomen des Gehirns (48, 49).

Nachdem der Einsatz der SWI sich anfangs weitgehend auf neuroradiologische Anwendungsbereiche beschränkte, zeichnet sich in der publizierten Literatur nun eine zunehmende Ausweitung auf nicht-neuroradiologische Fragestellungen ab (42). So kann die SWI beispielsweise in der Diagnostik von Prostataerkrankungen zur Anwendung kommen und dient hier ebenfalls der Differenzierung von Hämorrhagien und Verkalkungen (50). Im muskuloskelettalen Bereich konnte am Beispiel der MR-Diagnostik des Schultergelenks gezeigt werden, dass sich Verkalkungen der Rotatorenmanschette mittels SWI mit höherer Sensitivität und Spezifität darstellen lassen als in konventionellen MR-Sequenzen (51). Ähnliches gilt für die SWI-Diagnostik von Subakromialsportnen bei Patienten mit Verdacht auf ein Impingement-Syndrom (52). Auch in der Diagnostik von Pathologien der Wirbelsäule lässt sich die SWI zur Beurteilung von Wirbelkörperfrakturen nutzen und liefert Informationen bezüglich Verschiebungen, Frakturlinienverlauf und Stabilität (53). Weiterhin kann sie zur Differenzierung von Osteophyten und Herniationen der Bandscheiben bei spinaler Radikulopathie eingesetzt werden und erreicht dabei höhere Werte für Sensitivität und Spezifität als konventionell verwendete T1- und T2-Sequenzen (54). Ähnliches gilt im Bereich der Halswirbelsäule für die diagnostische Sensitivität der SWI zur Detektion knöcherner Foraminalstenosen (55). Auch die Bildgebung der rheumatoiden Arthritis der Hand kann von der Erweiterung des standardmäßig verwendeten Sequenzprotokolls durch SWI-Sequenzen profitieren. Hierdurch erhöhen sich Spezifität und diagnostische Genauigkeit bei der Detektion von Knochenerosionen (56). Bezüglich der MR-Untersuchung des Kniegelenks kann die SWI bei hohen Feldstärken zur In-vivo-Darstellung des Kniegelenkknorpels genutzt werden (57). Auch in der Diagnostik von Rissen des Meniskus kann die SWI herangezogen werden. Chen et al. ermittelten in ihrer Studie diesbezüglich eine vergleichbare Sensitivität und Genauigkeit der SWI wie für konventionell verwendete T1- und PD-Sequenzen (58). Eine Untersuchung von Sieron et al. kam jedoch zu einem abweichenden Ergebnis. In deren Analyse zeigte die SWI keine ausreichende Sensitivität oder Spezifität zur Beurteilung pathologisch veränderter Meniskusstrukturen (59).

1.5 Zielsetzung und Fragestellung

Im Hinblick auf weitere klinische Anwendungsfelder der SWI-Sequenz stellt die Diagnostik muskuloskelettaler Erkrankungen ein bisher noch unzureichend exploriertes Gebiet dar. Der Schwerpunkt der vorhandenen Literatur widmet sich vorrangig neuroradiologischen Fragestellungen, während jedoch in den letzten Jahren ein Trend zur Ausweitung auf andere Gebiete zu verzeichnen ist. Wie im vorherigen Abschnitt dargestellt, konnten hierbei bereits vielfältige Einsatzmöglichkeiten der SWI analysiert und etabliert werden. Jedoch kommen die Untersuchungen zur Anwendbarkeit der SWI bei Verletzungen des Meniskus zu widersprüchlichen Ergebnissen. Dies zeigt einerseits den Bedarf für weitere Forschungsaktivitäten zur Klärung der inhaltlichen Widersprüche auf, verdeutlicht gleichzeitig aber auch die Relevanz und Notwendigkeit einer breiteren Datenbasis durch die bisher geringe Studienanzahl. Während die MRT bei einer Vielzahl von Weichteilverletzungen den diagnostischen Goldstandard darstellt, fallen insbesondere Fragestellungen bezüglich knöcherner und kalkhaltiger Strukturen in die Domäne der projektionsradiografischen und computertomografischen Modalitäten. Die Etablierung einer MR-Sequenz in diesem Bereich wäre von besonderem Interesse, nicht zuletzt aufgrund der Vermeidung ionisierender Strahlung sowie der möglichen Zeitersparnis durch die Umsetzung eines „One-Stop-Shop“-Ansatzes.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit soll daher das diagnostische Potenzial der SWI-Sequenz sowohl im Bereich der Weichteildiagnostik am Beispiel meniskaler Pathologien als auch bei Fragestellungen zu knöchernen Strukturen weiter evaluiert werden. Hierzu wird bei Patienten mit entsprechenden klinischen Verdachtsdiagnosen und der Indikation zur Durchführung einer MRT das Untersuchungsprotokoll durch zusätzliche SWI-Sequenzen ergänzt.

Bezüglich der Verletzungen des Meniskus wird bei der Auswertung eine Trennung zwischen definitiven Rissen und geringgradigeren Meniskopathien vorgenommen, um auf etwaige Ergebnisdifferenzen zwischen beiden Populationen gesondert eingehen zu können. Zur Evaluation der technischen Signalqualität der SWI-Sequenz werden die Signal- und Contrast-to-Noise-Ratios beider genannter Gruppen berechnet und mit den entsprechenden Werten einer etablierten MR-Sequenz (PD TSE fs) verglichen. Außerdem werden die räumlichen Ausdehnungen der Pathologien bestimmt, um mögliche Abweichungen der SWI von der PD-Sequenz aufzeigen und analysieren zu können. Innerhalb der Subpopulation der Patienten mit Meniskusrissen wird zusätzlich eine Einschätzung der subjektiven Bildqualität durch zwei unabhängige Rater vorgenommen. Dies dient einerseits der Berechnung der Interrater-Reliabilität, andererseits aber auch dem weiteren Vergleich mit der als Referenz genutzten PD-Sequenz.

Auch hinsichtlich der Fragestellungen ohne Weichteilbezug soll das diagnostische Einsatzpotenzial der SWI-Sequenz untersucht werden. Dies wird am Beispiel von Osteophyten des Kniegelenks vorgenommen, welche mittels koronarer SWI Magnitude ausgemessen werden. Zum Vergleich der Messwerte dienen die entsprechenden Ergebnisse einer koronaren T1-gewichteten Sequenz sowie die Verwendung einer konventionellen Projektionsradiografie des Kniegelenks als Referenzstandard.

Die konkreten Fragestellungen der hier dargestellten Untersuchung lauten somit:

- Wie unterscheiden sich bei Patienten mit Meniskusverletzungen die Signal- und Contrast-to-Noise-Ratios einer sagittalen SWI Magnitude von den entsprechenden Werten einer sagittalen PD TSE fs?
- Bewegen sich die Abweichungen zwischen SWI- und PD-Sequenz bei der Größenbestimmung von Meniskusrisslängen und sonstigen Meniskopathien in einem klinisch akzeptablen Bereich?
- Existieren Unterschiede zwischen Meniskusrissen und sonstigen Meniskopathien bei den Ergebnissen von SNR, CNR oder bei der Größenbestimmung der Pathologien?
- Wie unterscheidet sich der diagnostische Bildqualitätseindruck bei Patienten mit Meniskusrissen in der SWI von dem in einer PD-Sequenz? Wie hoch ist bei diesen Einschätzungen jeweils der Grad der Übereinstimmung zweier unabhängiger Rater?
- Können Osteophyten des Kniegelenks hinsichtlich ihrer räumlichen Ausdehnung mit einer koronaren SWI Magnitude zuverlässig dargestellt werden? Wie stark weichen die Messwerte von einer konventionellen Projektionsradiografie als Referenzstandard ab? Welche Unterschiede existieren im Vergleich zu der Abweichung einer koronaren T1-gewichteten Sequenz vom Röntgenstandard?

2 Material und Methoden

2.1 Material und Patienten

2.1.1 Patientenkollektiv

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden zwischen Januar 2018 und Juli 2019 bei insgesamt 114 Patienten MRT-Untersuchungen des Kniegelenks mit zusätzlichen SWI-Sequenzen durchgeführt.

Die Untersuchungen fanden am Institut für Radiologie des Campus Charité Mitte in Berlin statt. Die Überweiser der Patienten waren die Ambulanz für Sportmedizin sowie die stationäre und ambulante Klinik für Orthopädie der Charité-Universitätsmedizin Berlin.

Sämtliche Patienten erhielten die klinische Indikationsstellung zur Durchführung der Untersuchung aufgrund von Gonalgie, stattgehabter Distorsionen oder persistierenden Instabilitäts- und Blockadegefühlen. Zur Abklärung eines Binnenschadens des Kniegelenks beziehungsweise zum Auffinden eines Schmerzkorrelats wurden die Patienten insbesondere hinsichtlich degenerativer Prozesse und (post-)traumatischer Meniskusbeteiligungen untersucht.

Die Probanden wurden im Rahmen der allgemeinen MRT-Aufklärung zusätzlich auch über den Ablauf der Studie, die Freiwilligkeit der Teilnahme und die Pseudoanonymisierung ihrer Daten aufgeklärt. Bei mündlicher Zustimmung der Patienten erfolgte anschließend die schriftliche Einwilligung auf einem separaten Studienaufklärungsbogen.

Die Genehmigung des Konzepts und der Ausführung dieser Studie durch die Ethikkommission der Charité-Universitätsmedizin Berlin lag unter der Antragsnummer EA1/247/17 vor. Die Deklaration von Helsinki des Weltärztebunds sowie die Satzung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis der Charité-Universitätsmedizin Berlin wurden eingehalten.

2.1.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

In die Studie eingeschlossen wurden alle einwilligenden Patienten, die volljährig und einwilligungsfähig waren. Weiterhin musste deren klinische Verdachtsdiagnose eine (post-)traumatische Beteiligung des Meniskus oder degenerative Prozesse des Kniegelenks nahelegen. Diese Verdachtsdiagnose musste wiederum mit der Indikationsstellung zur Durchführung einer MRT einhergehen.

Als generelle Ausschlusskriterien galten zunächst die allgemeinen Kontraindikationen einer MRT-Untersuchung. Hierbei handelte es sich insbesondere um inkompatible Herzschrittmacher, Cochlea-Implantate sowie starke Klaustrophobie oder Schwangerschaft.

Studienspezifische Ausschlusskriterien waren ein Patientenalter unter 18 Jahren sowie Knie-MRT-Indikationsstellungen, welche keinen direkten muskuloskelettalen oder traumatischen Bezug aufwiesen, wie beispielsweise Untersuchungen von kniegelenksnahen Neurinomen. Außerdem wurden Patienten mit starken Bildartefakten durch Bewegungen oder aufgrund der Implantation von Fremdmaterial ausgeschlossen.

Innerhalb der beiden Subpopulationen der Meniskusrisse und der sonstigen Meniskopathien galten weiterhin unvollständige oder fehlerhafte Sequenzprotokolle als Ausschlusskriterium. Hierbei wurden insbesondere die Sequenzen mit sagittaler Orientierung betrachtet, da diese im Rahmen der vorliegenden Studie für die spätere Auswertung und den Sequenzvergleich herangezogen wurden. Für die Subpopulation der Patienten mit osteophytären Anbauten des Kniegelenks waren hingegen die koronaren Sequenzen von besonderem Interesse.

Da eine Vermessung der maximalen Ausdehnung und der Risslänge von Meniskopathien und Meniskusrisen nur in sagittaler Orientierung erfolgte, musste der zu analysierende Risstyp in dieser Orientierung auch einen nachvollziehbaren und abgrenzbaren Verlauf aufweisen, um für eine anschließende Ausmessung geeignet zu sein. Manche Risstypen konnten daher im Rahmen dieser Studie nicht vermessen werden. Dies betraf die sogenannten Korbhenkelrisse, für welche eine axiale Beurteilung notwendig gewesen wäre sowie streng radiär verlaufende Risse, die in koronarer Orientierung optimal zu betrachten wären. Da diese beiden Risstypen im Rahmen der Studie zahlenmäßig nur gering vertreten waren, wurden sie in einem anschließenden Selektionsschritt ausgeschlossen. Die Anzahl der diesbezüglich exkludierten Fälle wird in den Anmerkungen zu Abbildung 2.1 gesondert aufgeführt.

Zusätzlich zu Fragestellungen mit Bezug zu den Menisken war auch die Betrachtung von Osteophyten des Kniegelenks ein Gegenstand dieser Arbeit. Da für die Subpopulation dieser Patienten ein Vergleich mit einer aktuellen konventionellen Projektionsradiographie durchgeführt wurde, war eine Zeitspanne von maximal einem Jahr zwischen der letzten Röntgenaufnahme des jeweiligen Kniegelenks und der im Rahmen dieser Studie durchgeführten MR-Untersuchung als weiteres Ausschlusskriterium definiert worden. Ein zusätzliches Kriterium war, dass sich der jeweils betrachtete Osteophyt auch im Röntgenkorrelat als abgrenzbare Struktur darstellen musste, um der Messung von Länge und Breite und einem anschließenden Vergleich zugänglich zu sein.

Interkondyläre Osteophyten wurden nicht betrachtet. Als Röntgenkorrelate wurden in dieser Studie ausschließlich anterior-posteriore Röntgenaufnahmen des Kniegelenks verwendet. Die Vorbefunde der Patienten wurden auf das Vorliegen entsprechender Röntgenaufnahmen geprüft.

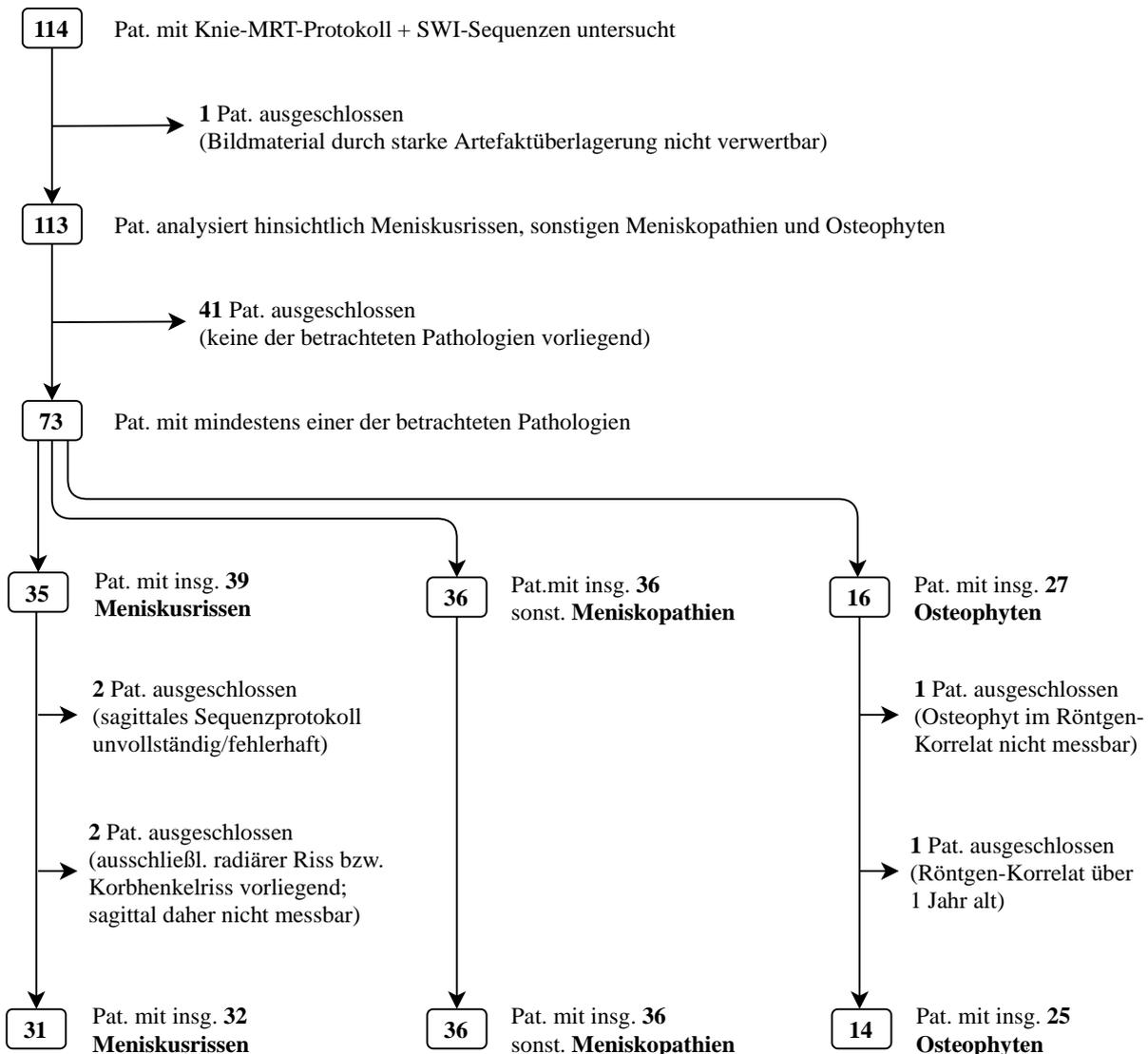


Abbildung 2.1 Entstehung der drei Studienpopulationen

Die Abbildung zeigt den Selektionsprozess und die Entstehung der drei pathologiespezifischen Subpopulationen. Innerhalb der Kästchen werden die Patientenzahlen genannt, während die Fallzahlen der Pathologien dahinter jeweils gesondert aufgeführt werden. Bei einigen Patienten lagen mehrere der untersuchten Pathologien vor. Anmerkung: Im letzten Selektionsschritt der Meniskusrisse wurden zwei Patienten ausgeschlossen, bei denen jeweils nur ein streng radiär verlaufender Riss beziehungsweise ein Korbhenkelriss vorlagen. Außerdem wurden zwei weitere Korbhenkelrisse und ein radiärer Riss ausgeschlossen. Da diese jedoch als Zusatzbefunde bei Patienten auftraten, welche jeweils bereits auch sagittal messbare Risse aufwiesen, verminderte sich die Zahl der eingeschlossenen Risse in diesem Selektionsschritt vergleichsweise stärker als die Zahl der Patienten mit Meniskusrissen.

MRT: Magnetresonanztomografie. Pat.: Patienten. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung.

2.1.1.2 Klinische Daten: Definition, Diagnosestellung, Korrelate

Als „Meniskusriss“ wurden alle intrameniskalen Signalalterationen eingestuft, welche in zwei aufeinanderfolgenden MR-Schichten einen Kontakt zur oberen oder unteren Gelenkoberfläche des Meniskus aufwiesen und somit einem Grad 3 der Klassifikation nach Lotysch entsprachen (35).

Alle Befunde der Kategorie 1 sowie der Kategorien 2a, 2b und 2c dieser Klassifikation wurden als „sonstige Meniskopathien“ eingestuft.

Tabelle 2.1 MR-Klassifikation der Meniskopathien nach Lotysch

	Bildmorphologische Charakteristika
Grad 0	Intakter Meniskus
Grad 1	Fokale Hyperintensität, keine Extension zur Gelenkoberfläche, entspricht beispielsweise einer muzinösen Degeneration
Grad 2a	Lineare Hyperintensität, keine Extension zur Gelenkoberfläche
Grad 2b	Abnormale Hyperintensität, Extension zur Gelenkoberfläche auf einer Schicht
Grad 2c	Keilförmige Hyperintensität, keine Extension zur Gelenkoberfläche
Grad 3	Abnormale Hyperintensität, Extension zur Gelenkoberfläche auf mindestens zwei Schichten, entspricht definitivem Meniskusriss

Quelle: angelehnt an (35)

Die Einstufungen und Analysen der meniskusbezogenen Pathologien wurden ausschließlich mittels MR-Bildgebung durchgeführt. Hierbei diente eine PD TSE fs in sagittaler Orientierung als Referenzsequenz für alle betrachteten Fälle. Die Entscheidung über das Vorliegen einer Meniskusverletzung wurde für alle Patienten ebenfalls in dieser Sequenz getroffen.

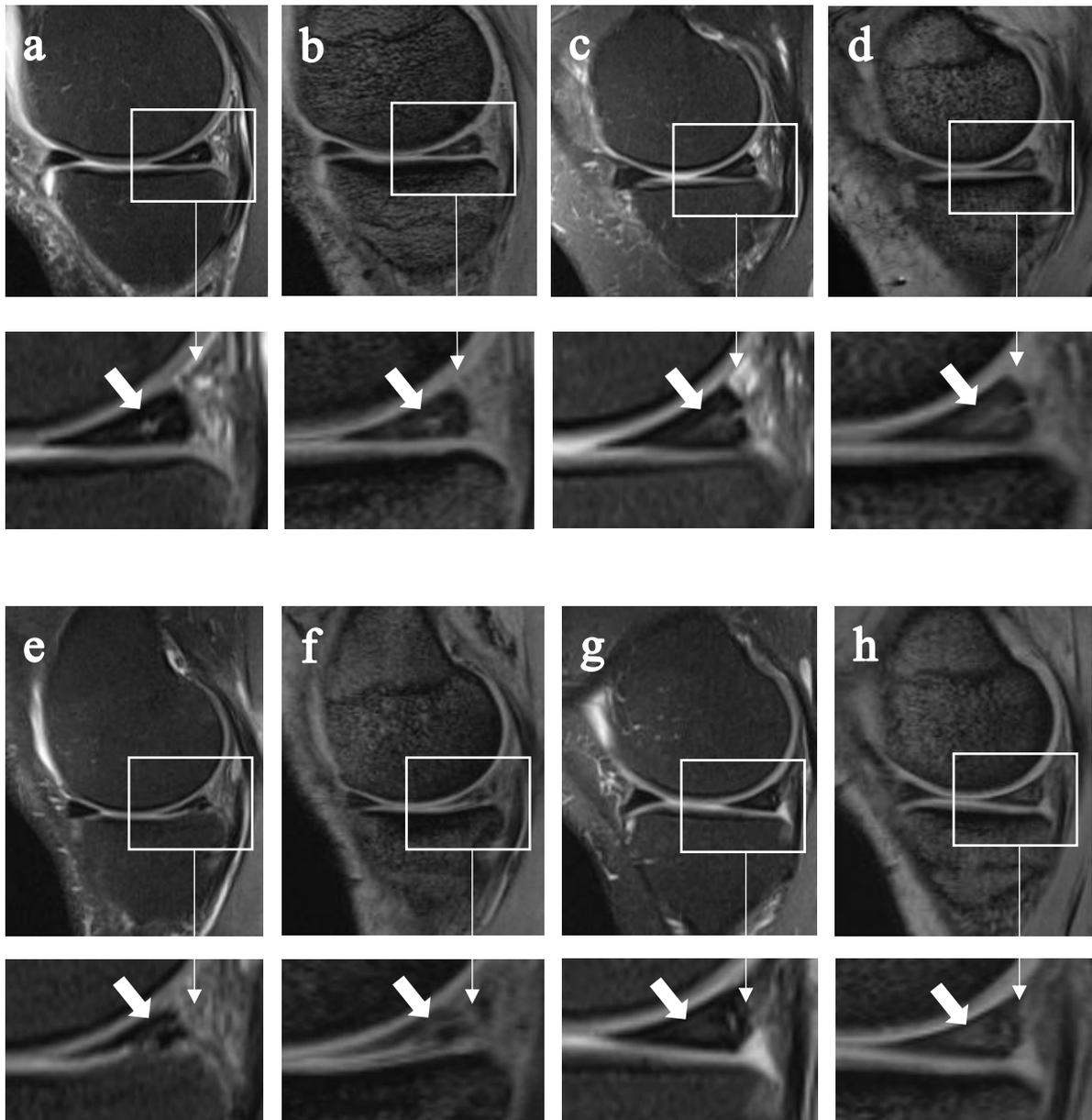


Abbildung 2.2 Grade der Meniskopathien von 1 bis 2c

Die Abbildungen zeigen beispielhaft an den MR-Befunden inkludierter Studienpatienten die Einstufungen der Meniskopathien von Grad 1 bis Grad 2c gemäß der Klassifikation nach Lotysch (35). Dargestellt wird jeweils ein Vergleich von PD TSE fs sag und SWI Magnitude sag. Der relevante Bildausschnitt im Hinterhorn des Innenmeniskus (weißer Kasten) wurde jeweils vergrößert und die meniskale Pathologie darin markiert (weißer Pfeil). Als Beispiel für eine Grad 3-Meniskopathie sei an dieser Stelle auf Abbildung 4.1 verwiesen.

a: Grad 1 (PD), b: Grad 1 (SWI), c: Grad 2a (PD), d: Grad 2a (SWI), e: Grad 2b (PD), f: Grad 2b (SWI), g: Grad 2c (PD), h: Grad 2c (SWI)

fs: Fettsättigung. PD: Protonendichtegewichtete Sequenz. sag: sagittal. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung. TSE: Turbospinecho.

Der Begriff „Meniskopathie“ bezeichnet im Folgenden stets die Meniskopathien zwischen Grad 1 und Grad 2c. Meniskopathien vom Grad 3 werden im Rahmen dieser Arbeit als „Meniskusrisse“ bezeichnet und als getrennte Subpopulation betrachtet und ausgewertet.

Es wurden nur Meniskusrisse mit horizontalen, vertikalen oder komplexen Rissverläufen in die Untersuchung eingeschlossen, während radiäre Risse und Korbhenkelrisse nicht betrachtet wurden. Die Einstufung des Risstyps wurde dabei anhand des primären Verlaufs der intrameniskalen Signalalteration vorgenommen. Auch hierzu wurde eine PD TSE fs Sequenz genutzt. Für eine Einstufung als horizontaler oder vertikaler Riss war eine Hauptverlaufsrichtung der linearen Signalalteration in der entsprechenden Richtung ausschlaggebend, während für einen komplexen Riss mehrere Rissabschnitte mit wechselnden Richtungen und somit unterschiedlichen Orientierungen vorliegen mussten.

Als „Osteophyten“ wurden knöcherne Auswüchse der kniegelenksnahen Bereiche von Femur und Tibia definiert, während die bereits in Kapitel 1.2 beschriebene Klassifikation und Einordnung genutzt wurde. Zusätzlich wurden für alle Patienten dieser Subpopulation die Vorbefunde nach konventionellen Röntgenaufnahmen des entsprechenden Kniegelenks durchsucht, um eine Korrelation der MRT-Befunde der vorliegenden Studie mit aktuellen Röntgenaufnahmen zu ermöglichen. Hierbei wurden Röntgenbilder mit einem anterior-posterioren Strahlengang genutzt. Interkondyläre Osteophyten wurden nicht betrachtet. Die Analyse und Ausmessung der in der MRT auffälligen Osteophyten erfolgte sowohl mittels SWI Magnitude und einer T1-gewichteten Sequenz in koronarer Orientierung als auch in der bereits beschriebenen Projektionsradiografie.

2.1.2 MRT, technische Ausstattung und Software

Sämtliche MRT-Untersuchungen wurden an einem MAGNETOM® Avanto des Herstellers Siemens Healthcare GmbH (Erlangen, Deutschland) mit einer Feldstärke von 1,5 Tesla durchgeführt. Zusätzlich wurde eine Standard-MRT-Knie-Spule mit 16 Kanälen des gleichen Herstellers verwendet.

Genutzte Software zur Workstation-basierten Auswertung des Bildmaterials:

- *Centricity™ RIS-i6*
General Electric Healthcare, Little Chalfont, United Kingdom
- *MERLIN*
Phoenix-PACS GmbH, Freiburg, Deutschland

Genutzte Software zur statistischen Auswertung:

- *IBM® SPSS® Statistics 27*
IBM Corporation, Armonk, New York, USA
- *Microsoft® Excel 2016*
Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA

Genutzte Software zum Schreiben der Monografie sowie zur Grafikerstellung:

- *Microsoft® Word 2016*
Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA
- *Microsoft® PowerPoint 2016*
Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA
- *EndNote™ X9*
Clarivate, London, United Kingdom

2.2 Methoden

2.2.1 Untersuchungsdurchführung und Sequenzparameter

Die Patienten wurden nach ihrem schriftlichen Einverständnis zur Durchführung der Untersuchung sowie der studienspezifischen Zusatzsequenzen in Rücklage auf der Liege des Geräts gelagert und das zu untersuchende Knie in einer Knie-Spule platziert. Vor Beginn der Untersuchung erhielten alle Patienten einen Gehörschutz sowie eine Notfallklingel. Die Erweiterung des Routineprotokolls der MR-Untersuchung von Kniegelenken durch die studienspezifischen Sequenzen führte zu einer Verlängerung der Akquisitionszeit von zuvor insgesamt 23 Minuten auf dann etwa 41 Minuten. Abgesehen von der längeren Untersuchungszeit entstanden aus Patientensicht keine weiteren Veränderungen an der Untersuchung. Insbesondere wurde die Untersuchung weiterhin als Nativuntersuchung durchgeführt und kein MR-Kontrastmittel injiziert.

Die Zusammensetzung des routinemäßig durchgeführten Sequenzprotokolls basiert auf der Empfehlung der AG „Bildgebende Verfahren des Bewegungsapparates“ (AG BVB) der Deutschen Röntgengesellschaft (DRG) zur Durchführung von MRT-Untersuchungen der Gelenke aus dem Jahr 2018 (32).

Tabelle 2.2 Sequenzparameter des Routine-Knie-MRT-Protokolls

	Field of View [in mm ²]	Matrixgröße [Pixel]*	Schichtdicke [in mm]	TR [in ms]	TE [in ms]	Voxelgröße [in mm]	Flipwinkel [in Grad]	Flusskomp.	Zeit für Akquisition [in min:s]
Localizer tra	350	256	6,0	7,7	3,3	1,8 x 1,4 x 6,0	20	Nein	0:06
Localizer sag+cor+tra	250	256	6,0	7,7	3,3	1,3 x 1,0 x 6,0	20	Nein	0:28
T2 TSE tra	180	384	3,0	3160	27	0,5 x 0,5 x 3,0	150	Nein	4:46
T2 TIRM cor	160	256	3,0	9330	63	0,6 x 0,6 x 3,0	150	Nein	5:56
T1 SE cor	160	384	3,0	788	14	0,5 x 0,4 x 3,0	90	Nein	4:44
PD T2 TSE sag	160	256	3,0	32	75	0,6 x 0,6 x 3,0	150	Nein	3:56
PD TSE fs sag	160	320	3,0	3000	39	0,7 x 0,5 x 3,0	150	Nein	3:08

*. Es lag eine quadratische Matrix mit gleicher Pixelanzahl in Zeilen und Spalten vor.

a. cor: koronar. fs: Fettsättigung. MRT: Magnetresonanztomografie. PD: Protodichtegewichtete Sequenz. sag: sagittal. SE: Spin-Echo. TE: Echozeit (echo time). TR: Repetitionszeit (repetition time). TIRM: Turbo Inversion Recovery Magnitude. TR: repetition time. tra: transversal. TSE: Turbospinecho.

Das studienspezifische Zusatzprotokoll enthielt die SWI-Sequenzen in allen drei Raumebenen sowie eine T2 TSE fs Sequenz in axialer Orientierung als Referenz für die entsprechende SWI-Sequenz der gleichen Raumebene. Der Datensatz der SWI-Sequenzen bietet die Möglichkeit die ursprünglichen Einzelkomponenten der Sequenz separat zu betrachten. Neben der kombinierten SWI-Sequenz handelt es sich dabei um das SWI Phasenbild sowie um die SWI Magnitude (42). Für sämtliche Auswertungen und Analysen im Rahmen dieser Arbeit wurden die Informationen der SWI Magnitude herangezogen.

Tabelle 2.3 Sequenzparameter der Zusatzsequenzen des SWI-Studien-Protokolls

	Field of View [in mm ²]	Matrixgröße [Pixel]*	Schichtdicke [in mm]	TR [in ms]	TE [in ms]	Voxelgröße [in mm]	Flipwinkel [in Grad]	Flusskomp.	Zeit für Akquisition [in min:s]
SWI cor	160	384	3,0	49	20	0,5 x 0,4 x 3,0	15	Ja	5:07
SWI sag	160	320	3,0	49	20	0,7 x 0,5 x 3,0	15	Ja	4:44
SWI tra	160	384	1,0	49	20	0,5 x 0,4 x 1,0	15	Ja	4:33
T2 TSE fs tra**	160	384	1,0	2400	34	0,5 x 0,5 x 1,0	150	Nein	3:38

*. Es lag eine quadratische Matrix mit gleicher Pixelanzahl in Zeilen und Spalten vor.

***. Identische Schichtdicke und Field of View wie in SWI tra (Referenzsequenz zum direkten Vergleich).*

a. cor: koronar. fs: Fettsättigung. MRT: Magnetresonanztomografie. sag: sagittal. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung. TE: Echozeit (echo time). TR: Repetitionszeit (repetition time). tra: transversal. TSE: Turbospinecho.

2.2.2 Auswertung von Signal- und Contrast-to-Noise-Ratio

Die im Rahmen der Studie akquirierten MR-Datensätze wurden an PACS-Workstations des Instituts für Radiologie am Charité Campus Mitte im Zeitraum von Juli bis September 2020 analysiert und ausgewertet. Sofern nicht anders angegeben, erfolgte die Auswertung der in diesen Abschnitten dargestellten Aspekten durch einen Medizinstudenten im 6. Studienjahr.

Für sämtliche Patienten mit Meniskusrissen und Meniskopathien wurden Berechnungen der Signal-to-Noise-Ratio (SNR) und Contrast-to-Noise-Ratio (CNR) durchgeführt, um eine Evaluierung der SWI hinsichtlich der Signalintensität und des Kontrasteindrucks zu erhalten. Die errechneten Kennzahlen wurden zur Durchführung eines Sequenzvergleiches genutzt. Die hierzu miteinander verglichenen Sequenzen waren für alle Patienten jeweils eine protonendichtegewichtete Turbospinecho-Sequenz mit Fettsättigung in sagittaler Orientierung (PD TSE fs sag) sowie die Magnitude einer suszeptibilitätsgewichteten Sequenz in der gleichen Raumebene (SWI Magnitude sag).

Die Wahl der beiden sagittalen Sequenzschichten wurde so getroffen, dass diese bezüglich ihrer genauen Schichtposition jeweils korrespondierten und sich die untersuchte Pathologie dort hinsichtlich Größe und Abgrenzbarkeit bestmöglich darstellte.

Anschließend wurde eine Region of Interest (ROI) in das abgebildete Meniskusgewebe gelegt, welche den Verlauf der intrameniskalen Signalalteration umfasste. Eine weitere ROI wurde ventral

des Kniegelenks in der Luft platziert, um dort die Standardabweichung des Hintergrundrauschens als Referenzwert quantifizieren zu können. Um eine möglichst hohe Vergleichbarkeit zu ermöglichen, wurden die Größenverhältnisse der ROI jeweils kopiert und sind in beiden Sequenzen somit identisch. Zusätzlich wurde eine dritte ROI zur Signalstärkemessung in einen intrameniskalen Bereich gelegt, welcher nicht pathologisch verändert war. Die Information dieser ROI wurde anschließend zur CNR-Berechnung genutzt. Eine grafische Verdeutlichung dieses Vorgehens am Beispiel eines inkludierten Studienpatienten findet sich in der nachfolgenden Abbildung.

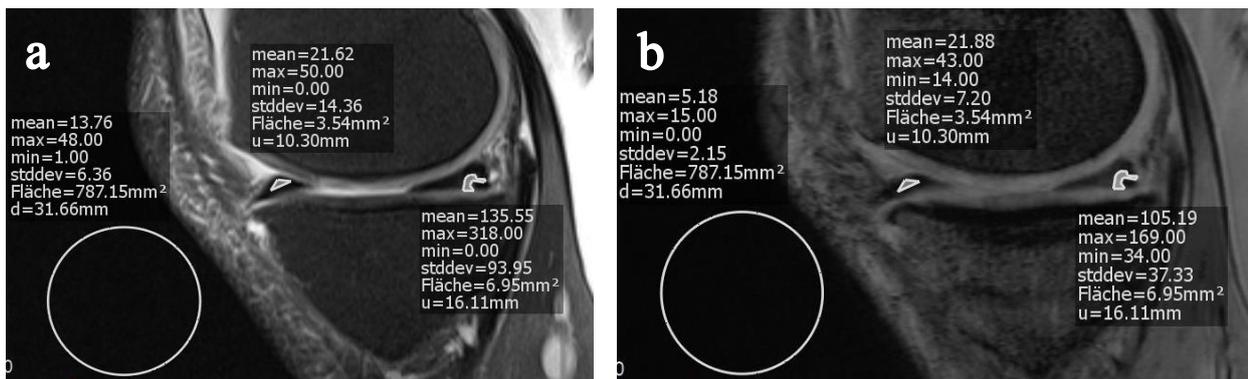


Abbildung 2.3 Berechnung von SNR und CNR am klinischen Beispiel

Die Abbildung zeigt beispielhaft an einem inkludierten Studienpatienten mit einem Riss im Hinterhorn des Innenmeniskus die Platzierung größenidentischer ROIs in PD TSE fs sag (a) und SWI Magnitude sag (b). Kreisrundes ROI ventral des Kniegelenks: Messung der Standardabweichung des Hintergrundrauschens (6,36 in PD; 2,15 in SWI). Dreieckiges ROI im Vorderhorn des Innenmeniskus: Messung der durchschnittlichen Signalstärke im gesunden Meniskus (21,62 in PD; 21,88 in SWI). Polygonales ROI im Hinterhorn des Innenmeniskus: Messung der durchschnittlichen Signalstärke im pathologisch veränderten Meniskus (135,55 in PD; 105,19 in SWI).

a: PD TSE fs sag, b: SWI Magnitude sag

CNR: Contrast-to-Noise-Ratio. d: Durchmesser der ROI. fs: Fettsättigung. max: maximale Signalintensität in ROI. mean: mittlere Signalintensität in ROI. min: minimale Signalintensität in ROI. PD: Protonendichtegewichtete Sequenz. ROI: Region of Interest. SNR: Signal-to-Noise-Ratio. stddev: Standardabweichung der Signalintensität. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung. TSE: Turbospinecho. u: Umfang der ROI.

Um die Signalintensitäten verschiedener Gewebe vergleichbarer zu machen, wird die SNR als technischer Performance- und Vergleichsparameter der Bildgebungsqualität genutzt. Als dimensionslose Einheit beschreibt die SNR dabei das Verhältnis der Signalstärke einer ROI zur Standardabweichung des Hintergrundrauschens (60).

$$SNR_{ROI} = \frac{Signal_{ROI}}{\sigma Signal_{Rauschen}}$$

Abbildung 2.4 Formel zur Berechnung der SNR

ROI: Region of Interest. σ : Standardabweichung. SNR: Signal-to-Noise-Ratio.

Quelle: (60)

Die Bestimmung der CNR hingegen dient zur Objektivierung der Sequenzqualität hinsichtlich einer spezifischen Fragestellung (61). Im Fall der hier vorliegenden Untersuchung wurde das Signal des pathologisch veränderten Meniskus demnach nicht nur zur Standardabweichung des Hintergrundrauschens, sondern zusätzlich auch zur Signalintensität des gesunden Meniskusgewebes ins Verhältnis gesetzt. Die Differenz der Signalintensitäten innerhalb der beiden ROIs, welche in der CNR-Berechnung im Zähler steht, entspricht somit dem „Signalüberschuss“ des pathologischen zum gesunden Meniskusgewebe. Auch die Berechnung der CNR wurde für sämtliche Patienten mit Meniskusrissen und Meniskopathien sowohl in einer sagittalen PD TSE fs als auch in einer SWI Magnitude durchgeführt.

$$CNR = \frac{Signal_{ROI 1} - Signal_{ROI 2}}{\sigma Signal_{Rauschen}} = SNR_{ROI 1} - SNR_{ROI 2}$$

Abbildung 2.5 Formel zur Berechnung der CNR

CNR: Contrast-to-Noise-Ratio. ROI: Region of Interest. σ : Standardabweichung. SNR: Signal-to-Noise-Ratio.

Quelle: (61)

2.2.3 Größenbestimmung der Meniskusrisse und Meniskopathien

Um hinsichtlich weiterer klinischer Fragestellungen eine Evaluation der SWI- im Vergleich zur PD-Sequenz vornehmen zu können, wurden bei sämtlichen Patienten mit Meniskusrissen und sonstigen Meniskopathien die maximalen Ausdehnungen der jeweiligen Pathologien in beiden Sequenzen bestimmt. Wie bereits zur Diagnosestellung wurde auch hierfür diejenige Sequenzschicht einer sagittalen PD TSE fs gewählt, bei der sich die Pathologie in der räumlich größten Ausprägung und Abgrenzbarkeit darstellte. Anschließend wurde die mit dieser Schicht

korrespondierende Sequenzschicht der sagittalen SWI Magnitude betrachtet. Die Messungen erfolgten in beiden Sequenzen jeweils mittels polygonaler Längenmessung, um den Verlauf der Signalalterationen möglichst detailgetreu abbilden zu können.

2.2.4 Bildqualität und Interrater-Reliabilität bei Meniskusrissen

Ein weiterer Untersuchungsgegenstand dieser Arbeit war der diagnostische Bildqualitätseindruck der SWI- im Vergleich zur PD-Sequenz bei Patienten mit Meniskusrissen. Diese subjektive Beurteilung der Bildqualität wurde durch zwei voneinander unabhängige Rater durchgeführt. Bei dem hierbei betrachteten Bildmaterial handelte es sich um insgesamt 32 Datensätze von Patienten mit Meniskusrissen in sagittaler Orientierung. Die entsprechenden Fälle wurden jeweils in einer PD TSE fs Sequenz sowie in einer SWI Magnitude betrachtet und bewertet. Die Begutachtung der Datensätze erfolgte durch einen Medizinstudenten im 6. Studienjahr (Rater 1) sowie durch einen Facharzt für Radiologie mit 6 Jahren Berufserfahrung in diagnostischer Radiologie (Rater 2). Im Vorfeld der eigentlichen Bildbewertung fand eine Besprechung beider Rater statt, um das Beurteilungsprozedere abzustimmen und einen grundlegenden Konsens bezüglich der Unterschiede zwischen den möglichen Kategorien herzustellen. Die Einstufungen durch beide Rater wurden daraufhin unabhängig voneinander durchgeführt. Hinsichtlich der vorgenommenen Bewertungen des jeweils anderen Raters waren beide Rater bis zum Abschluss ihrer eigenen Analyse verblindet. Von Interesse war hierbei einerseits die Evaluation und der Vergleich der SWI- mit der PD- Sequenz bezüglich der jeweiligen Bildqualität, andererseits aber auch der Grad der Übereinstimmung zwischen beiden Ratern.

Die Beurteilung der Bildqualität erfolgte unter Anwendung folgender Qualitätskategorien, welche zum Zweck der vorliegenden Studie konzipiert wurden:

Tabelle 2.4 Kategorien der Bildqualitätsanalyse von Meniskusrissen

	Bildmorphologische Charakteristika
Kategorie 0 „Diagnostisch nicht verwertbar“	Massiv eingeschränkte Bildbeurteilung, keine diagnostische Aussage möglich, beispielsweise bei großflächiger Überlagerung der diagnoserelevanten Areale durch Artefakte
Kategorie 1 „Akzeptabel“	Eingeschränkte Bildbeurteilung bei unzureichender Detailschärfe, jedoch sichtbare Abbildung der befundrelevanten Strukturen, diagnostische Aussage jedoch nur mit gewisser Unsicherheit möglich, beispielsweise erschwerte Nachverfolgung intrameniskaler Signalalterationen
Kategorie 2 „Gut“	Sichtbare Darstellung sowie gute und sichere Abgrenzbarkeit aller befundrelevanter Strukturen, solide diagnostische Verwertbarkeit, jedoch keine absolute Klarheit oder Detailschärfe des Bildeindrucks bezüglich des Verlaufs intrameniskaler Signalalterationen
Kategorie 3 „Exzellente“*	Sehr gute Abgrenzbarkeit befundrelevanter Strukturen mit klarem Bildeindruck und hoher Detailschärfe, beispielsweise eindeutig nachvollziehbarer Verlauf einer intrameniskalen Signalalteration mit scharfer Demarkierung zur Umgebung

*. Ein Beispielbild eines Meniskusrisses aus der vorliegenden Studie, welches von beiden unabhängigen Ratern in Kategorie 3 eingestuft wurde, findet sich in Abbildung 3.5.

2.2.5 Größenbestimmung der Osteophyten

Innerhalb der Subpopulation der Patienten mit kniegelenksnahen Osteophyten wurden konventionelle Projektionsradiographien als Referenz zum Vergleich mit den MRT-Sequenzen herangezogen. Die Vorbefunde der Patienten dieser Auswertungsgruppe wurden nach entsprechenden Röntgenaufnahmen durchsucht, wobei ein Zeitraum von maximal einem Jahr zwischen dieser Aufnahme und der Untersuchung mittels SWI-MRT liegen durfte. Im Rahmen der Auswertung erfolgte ein Vergleich der koronaren SWI Magnitude mit einer T1-Sequenz der gleichen Orientierung. Dabei wurden jeweils übereinstimmende Schichtpositionen für beide MRT-Sequenzen verwendet. In der Röntgenaufnahme des Kniegelenks im anterior-posterioren Strahlengang sowie in beiden koronaren MRT-Sequenzen wurden jeweils Längen und Breiten der Osteophyten mittels linearer Distanzmessung bestimmt. Als „Länge“ der Osteophyten wurde dabei die größte Ausdehnung in vertikaler Orientierung definiert, während deren „Breite“ als maximale horizontale Distanz bestimmt wurde.

2.2.6 Statistische Auswertung

Die statistischen Auswertungen im Rahmen dieser Arbeit erfolgten mittels *IBM® SPSS® Statistics 27* sowie mit *Microsoft® Excel 2016*. Sämtliche Messungen dieser Arbeit wurden jeweils einmal ausgeführt.

Innerhalb dieser Untersuchung wurde ein p-Wert von unter 0,05 (sogenannte Irrtumswahrscheinlichkeit) als statistisch signifikant betrachtet. Die verwendeten Konfidenzintervalle wurden auf einer 95%-Basis konstruiert. Hiervon weichen lediglich diejenigen Fragestellungen ab, deren Auswertungen mit einem zusätzlichen Äquivalenztest kombiniert wurden, worauf in diesem Kapitel noch genauer eingegangen wird.

Insbesondere im Diskussionsteil dieser Arbeit wurden die statistischen Kennzahlen anderer Studien miteinander in Bezug gesetzt. Die hierbei genutzten Begriffe werden in der folgenden Tabelle formell definiert.

Tabelle 2.5 *Definition der statistischen Begriffe*

Begriff	Berechnungsformel
Sensitivität (<i>sensitivity</i>)	$RP / (RP + FN)$
Spezifität (<i>specificity</i>)	$RN / (RN + FP)$
Genauigkeit (<i>accuracy</i>)	$(RP + RN) / (RP + FP + RN + FN)$
Positiv prädiktiver Wert (<i>positive predictive value</i>)	$RP / (RP + FP)$
Negativ prädiktiver Wert (<i>negative predictive value</i>)	$RN / (RN + FN)$

a. FN: falsch-negativ. FP: falsch-positiv. RN: richtig-negativ. RP: richtig-positiv
Quelle: modifiziert nach (58)

Prüfung auf Normalverteilung

Um die Auswahl eines parametrischen oder nicht-parametrischen Testverfahrens treffen zu können, wurden die zu analysierenden Datensätze jeder Fragestellung zunächst auf das Vorliegen einer Normalverteilung geprüft. Hierzu wurden sowohl der Shapiro-Wilk-Test als auch eine visuelle Überprüfung des Histogramms der entsprechenden Werte mit Normalverteilungskurve verwendet. Der Shapiro-Wilk-Test geht in der Null-Hypothese von einer Normalverteilung der Daten aus, welche demnach nicht verworfen werden soll, sofern eine Normalverteilung gewünscht wird. Dies ist dann der Fall, wenn die berechnete Signifikanz der Variable über dem Wert von

0,05 liegt (62). Da sich sämtliche Fragestellungen der hier dargestellten Untersuchungen auf verbundene Stichproben bezogen, wurden entweder t-Tests für verbundene Stichproben als parametrische Tests bei Normalverteilung oder Wilcoxon-Tests für verbundene Stichproben als nicht-parametrische Test zur Auswertung genutzt.

t-Test für verbundene Stichproben

Bei zwei voneinander abhängigen Gruppen oder Stichproben, metrischer Skalierung der zu prüfenden Variable und einer Normalverteilung der Daten kann ein t-Test für verbundene Stichproben genutzt werden. Dieser prüft die Verschiedenheit der Mittelwerte zweier abhängiger Stichproben. Ein signifikanter Unterschied liegt vor, wenn der Wert „0“ nicht im 95%-Konfidenzintervall enthalten ist. Liegt aufgrund einer Wirkungsvermutung eine gerichtete Hypothese vor, so wird die zweiseitige Signifikanz anschließend noch halbiert (63). Die Effektstärke berechnet sich mittels $r = \sqrt{\frac{t^2}{(t^2+df)}}$ aus dem t-Wert des Tests sowie der Freiheitsgrade df (degrees of freedom). Ab einem Wert von $r = 0,1$ ist diese als schwach einzustufen. Ab $r = 0,3$ bzw. $0,5$ spricht man von einer mittleren bzw. starken Effektstärke (64). Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde der t-Test für verbundene Stichproben genutzt, um sowohl die Unterschiede der SNR als auch der CNR bei Patienten mit Meniskusrissen zwischen PD- und SWI-Sequenz zu vergleichen.

Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben

Der Wilcoxon-Test (auch Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test bzw. Wilcoxon signed-rank test) für verbundene Stichproben stellt einen nicht-parametrischen Mittelwertvergleichstest dar, mit dem die zentralen Tendenzen zweier Stichproben untersucht werden. Im Gegensatz zum t-Test ist eine Normalverteilung daher keine notwendige Voraussetzung. Dennoch müssen die beiden untersuchten Stichproben voneinander abhängig sein und eine ordinale oder metrische Skalierung der zu prüfenden Variable besitzen (65). Bei einer Stichprobengröße von $n \geq 25$ wird die zweiseitige asymptotische Signifikanz verwendet (66). Die Effektstärke r berechnet sich mittels

$$r = \left| \frac{z}{\sqrt{n}} \right|$$

und wird analog zum t-Test für verbundene Stichproben nach Cohen interpretiert (64).

In dieser Arbeit wurde der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben genutzt, um die Unterschiede der zentralen Tendenzen von SNR, CNR und der maximalen Pathologieausdehnung bei Patienten mit sonstigen Meniskopathien zwischen PD- und SWI-Sequenz zu untersuchen. Diese beiden Sequenzen wurden ebenfalls hinsichtlich subjektiver Bildqualitätsunterschiede bei Patienten mit Meniskusrissen im Interrater-Vergleich mittels eines Wilcoxon-Tests analysiert.

Weiterhin kam der Test auch zum Messgrößenvergleich der T1-, SWI- und Röntgenaufnahmen bei Patienten mit Osteophyten zum Einsatz.

Äquivalenztest

Um die Gleichwertigkeit zweier Messmethoden zu überprüfen, ist die Nutzung eines Äquivalenztests empfehlenswert, da t-Tests oder Wilcoxon-Tests zur Analyse von Differenzen konstruiert sind, nicht aber von Äquivalenzen. Die Ablehnung der Nullhypothese „keine Differenz der Methoden“ ist nicht gleichbedeutend mit der Aussage „Äquivalenz der Methoden“. Bei Äquivalenztests werden die Aussagen der gewöhnlich verwendeten Null- und Alternativhypothese umgekehrt. Die Nullhypothese lautet somit „beide Methoden sind nicht äquivalent“. Wenn demnach nur geringe Unterschiede zwischen beiden Methoden vorliegen, wird diese Nullhypothese verworfen und eine Gleichwertigkeit der Methoden angenommen. Da nahezu immer ein Unterschied zwischen zwei Methoden besteht, muss vor der Anwendung des Tests zunächst ein Äquivalenzintervall definiert werden, welches eine Aussage über die akzeptierten Grenzen für eine Methodengleichheit trifft. Dies kann entweder mittels relativer Abweichungen oder durch absolute Werte vorgenommen werden und beruht auf klinischen Erfahrungen. Es sind verschiedene Auswertungsansätze von Äquivalenztests möglich. Wird der Ansatz über einen Vergleich des Äquivalenzintervalls mit einem Konfidenzintervall gewählt, so wird die Nullhypothese der Nicht-Äquivalenz auf Level α (beispielsweise 5%) verworfen, wenn das berechnete $(100\% - 2\alpha)$ -Konfidenzintervall der Methodenabweichungen vollständig innerhalb des zuvor definierten Äquivalenzintervalls liegt. Im genannten Beispiel wird entsprechend ein 90%-Konfidenzintervall herangezogen. Nutzt man die Konfidenzintervall-Methode, dann wird der zugehörige p-Wert entsprechend nur als $< 0,05$ oder $> 0,05$ angegeben. Zur Berechnung eines exakten p-Werts müsste eine Prüfstatistik berechnet werden und anschließend mittels zweier einseitiger t-Tests geprüft werden. Hierbei entspräche der größere der beiden errechneten p-Werte dann dem p-Wert des gesamten Tests (67). In dieser Arbeit wurden Äquivalenztests genutzt, um die PD- und SWI-Sequenz hinsichtlich ihrer jeweiligen Messwerte von Meniskusrisslängen sowie der maximalen Ausdehnungen sonstiger Meniskopathien zu analysieren. Da entsprechende Tests in *IBM® SPSS® Statistics 27* nicht verfügbar sind, wurden diese Auswertungen in *Microsoft® Excel 2016* vorgenommen. Die vorherige Festlegung der Äquivalenzintervalle und die einzelnen Auswertungsschritte werden im Ergebnisteil zur jeweiligen Fragestellung näher erläutert.

Gewichtetes Cohens Kappa

Cohens Kappa dient zur Quantifizierung der Aussagenübereinstimmung zweier unabhängiger Personen (Rater) bei kategorialen Daten. Somit stellt es eine Maßzahl zur Berechnung der

Interrater-Reliabilität zwischen beiden Personen dar. Mindestvoraussetzung ist lediglich eine nominale Skalierung der zu prüfenden Variable (68). Im Rahmen dieser Arbeit wurde das gewichtete Cohens Kappa zur Berechnung der Interrater-Reliabilität bei der Bildqualitätsbeurteilung von Meniskusrissen genutzt, da diese Daten eine ordinale Skalierung besaßen. Hierbei wurden PD- und SWI-Sequenz miteinander verglichen. Es erfolgte eine lineare Gewichtung der Abweichungen zwischen beiden Ratern.

Zur Berechnung und Einordnung des Übereinstimmungsgrades beider Rater wurden die kappa-Werte nachfolgender Tabelle genutzt:

Tabelle 2.6 Definition der kappa-Werte nach Landis & Koch

	κ-Bereich
„ Poor “ (schlecht)	$\kappa < 0$
„ Slight “ (gering)	$\kappa = 0,00 - 0,20$
„ Fair “ (angemessen)	$\kappa = 0,21 - 0,40$
„ Moderate “ (mittelmäßig)	$\kappa = 0,41 - 0,60$
„ Substantial “ (stark)	$\kappa = 0,61 - 0,80$
„ Almost perfect “ (fast vollkommen)	$\kappa = 0,81 - 1,00$

a. κ : kappa.

Quelle: angelehnt an (69)

Bland-Altman-Diagramm

Die exakte Messung einer Zielgröße ist in der Medizin nur selten möglich und geht dann meist mit hohem Aufwand einher. Zur Evaluation des Nutzens einer neuen Messmethode wird diese daher oft mit dem bisherigen Messtandard verglichen. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wäre eine exakte Längen- und Größenbestimmung von Meniskusrissen, sonstigen Meniskopathien und Osteophyten beispielsweise nur intraoperativ möglich gewesen und auch dann mit gewissen Unsicherheiten behaftet sowie mit hohem Aufwand verbunden. Daher wurde die SWI-Sequenz jeweils mit anderen MRT-Sequenzen (PD TSE fs bzw. T1) oder Röntgenaufnahmen verglichen. Die Berechnung von Korrelationskoeffizienten oder Regressionsanalysen stellt allein jedoch kein probates Mittel dar, um zwei Messmethoden miteinander zu vergleichen. Eine Möglichkeit des grafischen Vergleichs bieten Bland-Altman-Diagramme (70). Hierbei werden pro Messung die

jeweiligen Mittelwerte beider Messmethoden auf der x-Achse und die Differenzen der beiden Methoden auf der y-Achse aufgetragen. Als Parallelen zur x-Achse werden außerdem der Mittelwert der Differenzen sowie die obere und untere Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls (Mittelwert $\pm 1,96$ Standardabweichungen) der Abweichungen eingezeichnet. Hierbei entscheidet der klinische Kontext über die Annehmbarkeit der Abweichung zwischen beiden Methoden. Eine Aussage zur Akzeptabilität der Methodenunterschiede wird durch die Bland-Altman-Diagramme selbst jedoch nicht getroffen. Eine Voraussetzung zur Erstellung der Diagramme ist die vorherige Prüfung auf Normalverteilung, was beispielsweise durch einen Shapiro-Wilk-Test erfolgen kann. Zu beachten gilt, dass hierbei die Differenzen und nicht die Variablen der Messmethoden auf Normalverteilung geprüft werden. Liegt keine Normalverteilung der Differenzwerte vor, so sollte zunächst eine Anpassung der grafischen Darstellung erfolgen (71). Eine Möglichkeit hierzu ist die Verwendung von Median, 2,5 %- und 97,5 %-Perzentile anstatt des Mittelwertes und der 1,96-fachen Standardabweichungen (72). Da alle der hier dargestellten Untersuchungen sich auf eine Evaluation der SWI-Sequenz im Vergleich zu anderen Sequenzen und Modalitäten beziehen, nehmen Bland-Altman-Diagramme einen zentralen Stellenwert dieser Arbeit ein. Im Rahmen eines Methodenvergleiches wurden sie zur Darstellung der Größenunterschiede sowie der SNR- und CNR-Berechnung sowohl bei Meniskusrissen als auch bei sonstigen Meniskopathien eingesetzt. Außerdem wurden sie zur Darstellung der Messwertunterschiede bei Osteophyten genutzt, wobei einige der hierzu ausgewerteten Differenzen nicht normalverteilt waren. Dies wurde unter den entsprechenden Diagrammen gesondert vermerkt. Von einer Umstellung auf Median, 2,5 %- und 97,5 %-Perzentile wurde in diesen Fällen jedoch abgesehen, um einerseits die Vergleichbarkeit zwischen den Auswertungen beizubehalten, andererseits aber auch aufgrund der geringen Stichprobengrößen, die bei Anwendung dieser alternativen Parameter keine sinnvolle Darstellung mehr ergeben hätten. Weiterhin anzumerken ist, dass zur Erstellung eines Bland-Altman-Diagrammes zwar Konfidenzintervalle und weitere statistische Kennzahlen berechnet und abgebildet werden, es sich dabei jedoch nicht um statistische Tests im eigentlichen Sinne handelt. Daher wurden die Diagramme im Rahmen dieser Arbeit mit zusätzlichen Tests sowie einer linearen Regressionsanalyse zum Vergleich der Bestimmtheitsmaße kombiniert.

3 Ergebnisse

3.1 Eigenschaften der Studienpopulation

Im Rahmen dieser Arbeit wurden insgesamt drei Studienpopulationen gebildet, die anschließend gesondert ausgewertet wurden. Die beiden folgenden Tabellen dienen einer näheren Charakterisierung der betrachteten Subpopulationen hinsichtlich ihrer Zusammensetzung. Da einige Patienten mehrere Pathologien aufwiesen und somit in verschiedenen Kategorien in die Auswertung miteingingen, wurde zur besseren Übersicht eine getrennte Darstellung sowohl nach Patientenzahlen als auch nach Fallzahlen gewählt.

Tabelle 3.1 Charakteristika der Studienpopulationen nach Patientenzahlen

	Patienten mit Meniskusrissen (n = 31*)		Patienten mit sonstigen Meniskopathien (n = 36)		Patienten mit Osteophyten (n = 14)	
Weibliches Geschlecht [Anzahl]	12		18		8	
Weibliches Geschlecht [Prozent]	39 %		50 %		57 %	
Altersdurchschnitt, Standardabweichung [Jahre, SD]	43,6 (± 12,3)		42,7 (± 12,2)		45,3 (± 13,1)	
Alter min-max [Jahre]	23-68		23-69		24-68	
Anzahl durchgeführter Knie-Arthroskopien**	11		6		6	
Überweisende Institution/Klinik	Sportmedizin amb.	17	Sportmedizin amb.	18	Sportmedizin amb.	4
	Orthopädie amb.	14	Orthopädie amb.	18	Orthopädie amb.	9
	Orthopädie stat.	0	Orthopädie stat.	0	Orthopädie stat.	1

*. Radiäre Risse und Korbhenkelrisse des Meniskus wurden von der Betrachtung ausgeschlossen, da diese in sagittalen MR-Sequenzen nicht sinnvoll zu vermessen sind. In der nachfolgenden Tabelle 3.2 werden die einzelnen Risstypen näher aufgeschlüsselt.

**.. Aufgrund der insgesamt geringen Anzahl durchgeführter Arthroskopien sowie der häufig nicht erfolgten Risslängenvermessung konnten diese Informationen für die weitere Auswertung nicht als Referenz genutzt werden.
a. amb: ambulant. n: Stichprobengröße (hier: Patientenzahl). SD: Standardabweichung. stat: stationär.

Bei der Unterteilung der Pathologien nach Fallzahlen wurden diese weiterhin nach ihrer jeweiligen Lokalisierung im Meniskus beziehungsweise an den knöchernen Strukturen des Kniegelenks differenziert. Zusätzlich fand eine weitere Charakterisierung der Pathologien hinsichtlich räumlicher Orientierung und Schweregrade statt. Bezüglich der hierfür genutzten Einteilung sei auf Tabelle 2.1 verwiesen.

Tabelle 3.2 Charakteristika der Studienpopulationen nach Pathologiefallzahlen

	Meniskusrisse (n = 32)		Sonstige Meniskopathien (n = 36)		Osteophyten (n = 25)	
	Lokalisierung der Pathologien*	AM-VH	3	AM-VH	5	Tibiaplateau med
	AM-HH	4	AM-HH	0	Tibiaplateau lat	4
	IM-VH	0	IM-VH	1	Femurkondyle med	8
	IM-HH	25	IM-HH	30	Femurkondyle lat	8
Nähere Charakterisierung der meniskalen Pathologien	Horizontal	15	Grad 1	8		
	Vertikal**	11	Grad 2a	14		
	Komplex***	6	Grad 2b	6		
			Grad 2c	8		

*. Die Angabe der Lokalisierung der Pathologie bezieht sich auf den primären Ort, an dem sich der mehrheitliche Anteil der jeweiligen Pathologie befindet.

** Der Begriff der vertikalen Meniskusrisse wird häufig als Sammelbegriff für longitudinale, radiäre und oblique Rissverläufe verwendet. Radiäre Risse wurden aufgrund der sagittalen Orientierung der Auswertungssequenzen von der weiteren Auswertung ausgeschlossen. Oblique (schräge) Risse traten im Rahmen dieser Studie nicht auf.

*** Den komplexen Meniskusrissen werden nicht nur Meniskusrisse mit unterschiedlichen Rissverlaufsrichtungen, sondern auch die sogenannten Korbhenkelrisse zugerechnet. Diese Unterform wurde ebenfalls von der weiteren Auswertung im Rahmen dieser Arbeit ausgeschlossen.

a. AM: Außenmeniskus. IM: Innenmeniskus. HH: Hinterhorn. lat: lateral. med: medial. n: Stichprobengröße (hier: Fallzahl der Pathologien). SD: Standardabweichung. stat: stationär. VH: Vorderhorn.

3.2 Meniskusrisse

3.2.1 Risslänge

Bei insgesamt 32 betrachteten Meniskusrissen wurden jeweils die maximalen Ausdehnungen der Risslängen in sagittaler Orientierung bestimmt. Die Messungen erfolgten in einer sagittalen PD TSE fs Sequenz sowie in der korrespondierenden Schicht einer sagittalen SWI Magnitude. Der Mittelwert der in der PD-Sequenz gemessenen Risslängen lag bei $9,89 \pm 3,95$ mm, der entsprechende Wert in der SWI-Sequenz bei $9,90 \pm 3,96$ mm. Die größte gemessene Einzelwertabweichung der Risslängenmessung zwischen beiden Sequenzen lag für die 32 betrachteten Meniskusrisse bei 0,90 mm, die geringste gemessene Abweichung bei 0,08 mm.

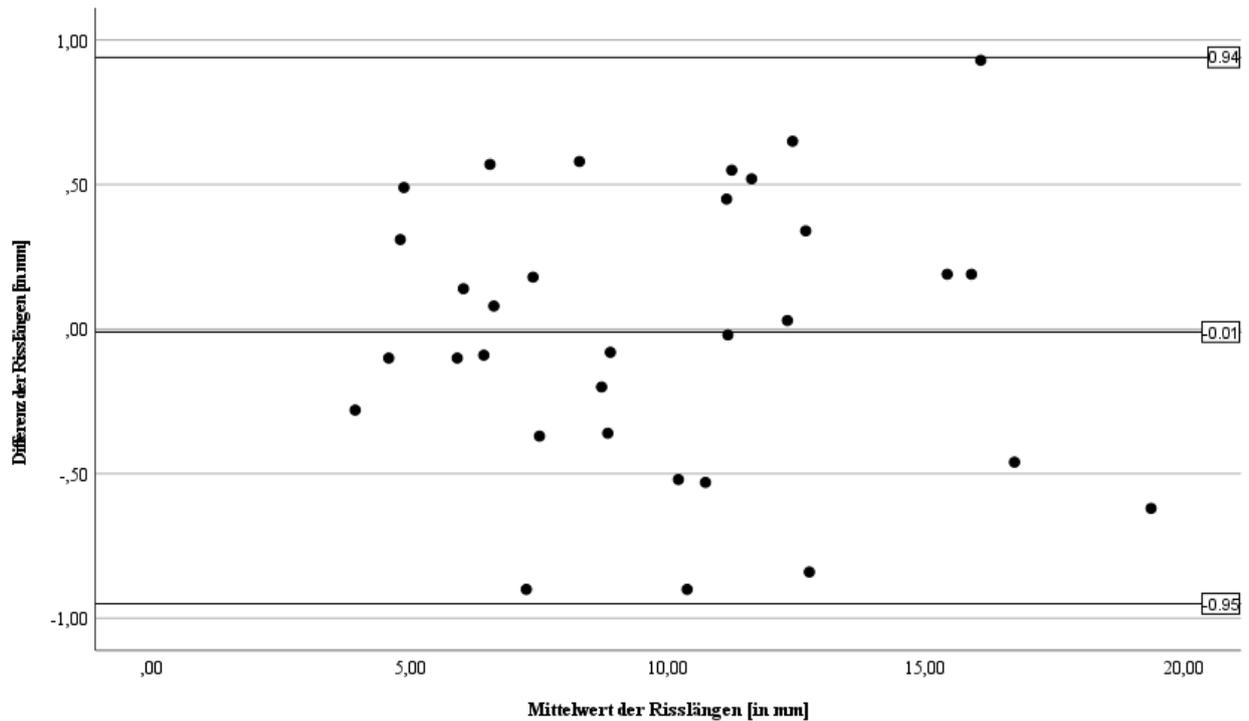


Abbildung 3.1 Meniskusrisslängen (SWI vs PD)

Bland-Altman-Diagramm zur Darstellung des Mittelwerts und der Differenz der Risslängen zwischen SWI Magnitude sag und PD TSE fs sag bei 32 Meniskusrissen. Die drei parallel zur x-Achse verlaufenden Linien entsprechen dem Mittelwert der Abweichungen zwischen den Sequenzen (-0,01) sowie der unteren und oberen Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls (-0,95; 0,94) bei einer Standardabweichung von 0,48 (alle Wertangaben in mm). Die Normalverteilung der Differenzen der Risslängen wurde zuvor visuell durch ein Histogramm sowie einen Shapiro-Wilk-Test ($p = 0,583$) geprüft und bestätigt.

a. fs: Fettsättigung. PD: Protonendichte. sag: sagittal. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung. TSE: Turbospinecho.

Zusätzlich wurde ein Äquivalenztest zum Vergleich der Messergebnisse beider Sequenzen durchgeführt. Für nähere Informationen zur methodischen Durchführung der genutzten Äquivalenztests sei an dieser Stelle auf Kapitel 2.2.4 verwiesen. Zunächst wurde eine Abweichung der Risslänge von $\pm 0,50$ mm zwischen den Sequenzen als „klinisch äquivalent“ definiert. Anschließend wurde aus dem Mittelwert der Abweichungen und einem berechneten Prüfquantil das 90%-Konfidenzintervall des Äquivalenztests bestimmt, welches in diesem Fall bei [-0,15 mm; 0,14 mm] lag. Da sich dieses vollständig im zuvor definierten 90%-Äquivalenzintervall [-0,50 mm; 0,50 mm] befand, konnte eine Äquivalenz beider Sequenzen hinsichtlich der Risslängenmessung angenommen werden ($p < 0,05$).

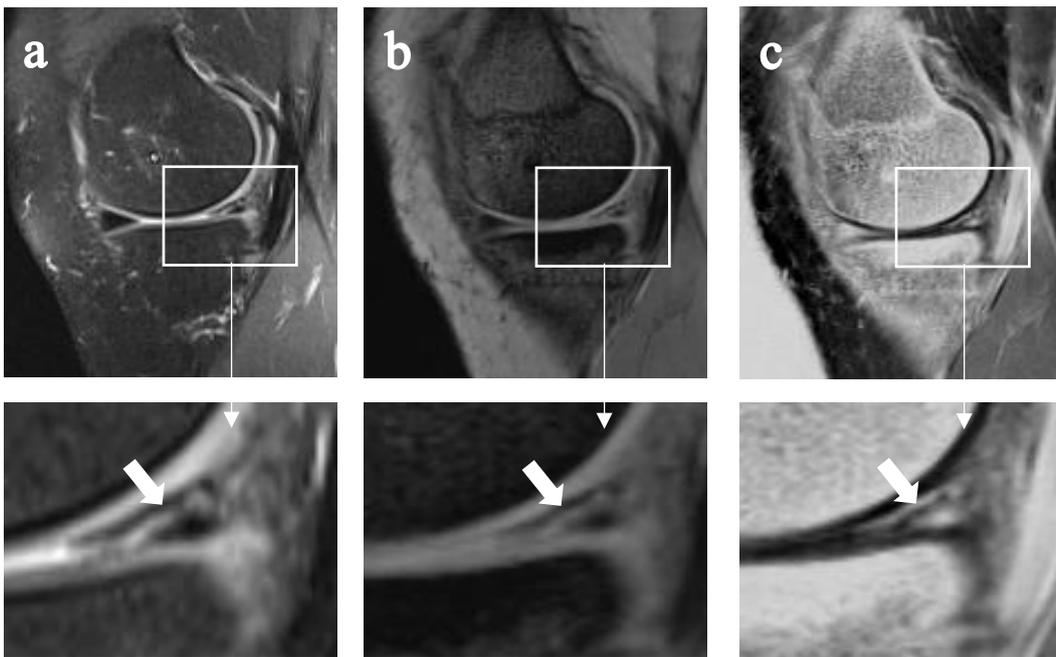


Abbildung 3.2 *Horizontaler Riss des Innenmeniskus*

Die Abbildung zeigt beispielhaft einen Studienpatienten mit einem horizontalen Riss im Hinterhorn des Innenmeniskus (weißer Pfeil). Eine Vergrößerung des befundrelevanten Bereichs (weißer Kasten) findet sich für jede Sequenz im unteren Abbildungsteil.

a: PD TSE fs sag, b: SWI Magnitude sag, c: invertierte SWI Magnitude sag

fs: Fettsättigung, PD: Protonendichte, sag: sagittal, SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung, TSE: Turbospinecho.

3.2.2 Signal-to-Noise-Ratio (SNR)

Bei 32 ausgewerteten Meniskusrissen betrug der Mittelwert der SNRs in der sagittalen PD TSE fs $29,67 \pm 11,87$, während der entsprechende Mittelwert der gleichen 32 Fälle in der sagittalen SWI Magnitude bei $65,61 \pm 18,38$ lag. Sämtliche der gemessenen Einzelwerte der SNRs in der PD-Sequenz lagen hierbei unter den jeweils korrespondierenden Werten der SWI.

Die in die Berechnung dieser Kennzahlen eingehenden Werte lagen für die PD-Sequenz bei einer mittleren Signalintensität der Risse von $191,21 \pm 73,50$ und einer durchschnittlichen Standardabweichung des Rauschens von $6,49 \pm 0,37$. Die entsprechenden Ausgangswerte der SWI-Sequenz lagen bei einer vergleichsweise niedrigeren mittleren Signalintensität der Risse von $137,62 \pm 31,51$ sowie einer ebenfalls geringeren durchschnittlichen Standardabweichung des Rauschens von $2,16 \pm 0,40$.

Aufgrund der Annahme einer Normalverteilung der SNRs von PD- und SWI-Sequenz nach visueller Überprüfung des Histogramms der entsprechende Werte sowie durch Shapiro-Wilk-Test ($p = 0,141$ bei der PD-Sequenz bzw. $p = 0,766$ bei der SWI-Sequenz), wurde ein t-Test für verbundene Stichproben durchgeführt. Dieser ergab einen höchst signifikanten Unterschied zwischen den SNR-Messungen in SWI- und PD-Sequenz ($t = -12,336$; $p < 0,001$; $n = 32$), wobei in letzterer die gemessenen Werte im Mittel um 35,94 niedriger waren als in der SWI. Die Effektstärke des durchgeführten t-Tests belief sich auf $r = 0,91$, was einem starken Effekt nach Cohen entspricht (64).

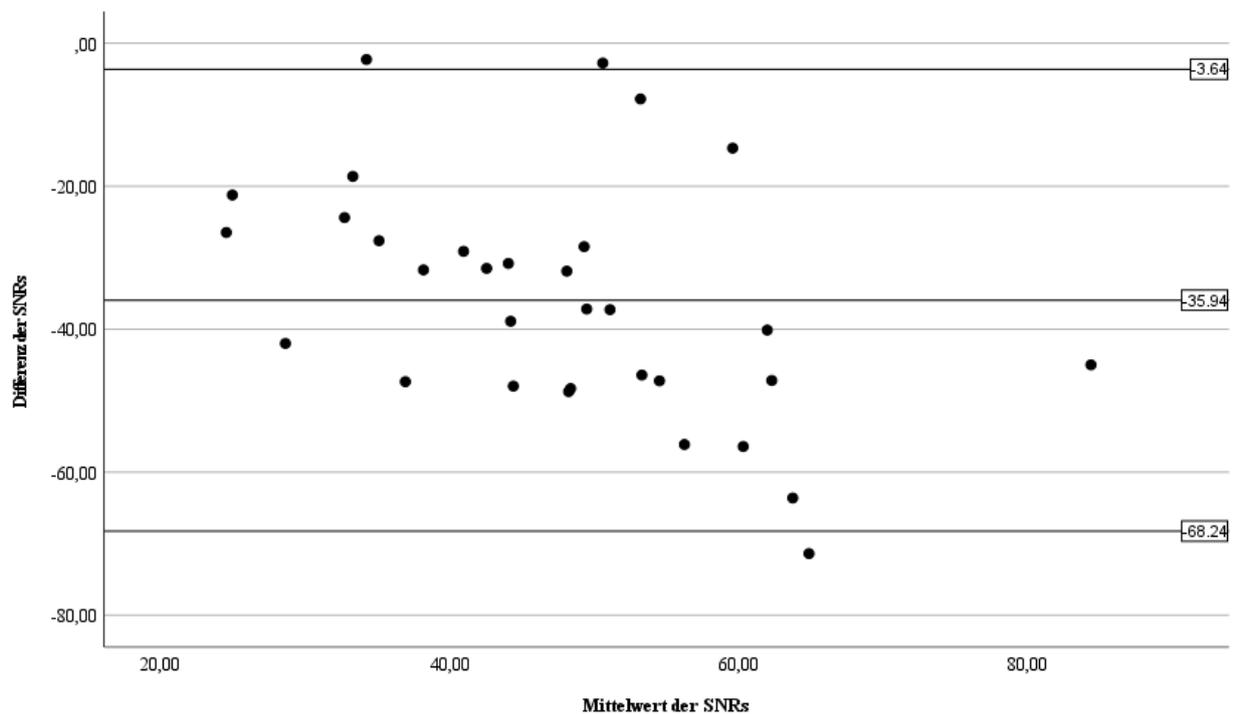


Abbildung 3.3 SNR Meniskusrisse (SWI vs PD)

Bland-Altman-Diagramm zur Darstellung des Mittelwerts und der Differenz der Signal-to-Noise-Ratios (SNR, dimensionslos) zwischen SWI Magnitude sag und PD TSE fs sag bei 32 Meniskusrissen. Die drei parallel zur x-Achse verlaufenden Linien entsprechen dem Mittelwert der SNR-Abweichungen zwischen den Sequenzen (-35,94) sowie der unteren und oberen Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls [-68,24; -3,64] bei einer Standardabweichung von 16,48 (alle Wertangaben in mm). Die Normalverteilung der Differenzen der SNRs wurde zuvor visuell durch ein Histogramm sowie einen Shapiro-Wilk-Test ($p = 0,762$) geprüft und bestätigt.

a. fs: Fettsättigung. PD: Protonendichte. sag: sagittal. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung. TSE: Turbospinecho.

3.2.3 Contrast-to-Noise-Ratio (CNR)

Bei 32 betrachteten Meniskusrissen betrug der Mittelwert der CNRs der sagittalen PD TSE fs $24,59 \pm 11,79$, während der entsprechende Mittelwert der identischen 32 Pathologien in der sagittalen SWI Magnitude bei $47,80 \pm 16,87$ lag. Insgesamt lagen die gemessenen CNRs der PD-Sequenz bei 3 der 32 betrachteten Pathologien über den jeweils korrespondierenden Werten der SWI, während sie in den restlichen 29 Fällen einen niedrigeren Wert als in der SWI aufwiesen.

Zur Kalkulation der CNRs wurden ebenfalls die bereits zur SNR-Berechnung genutzten Ausgangswerte der Signalintensität des Meniskusrisses sowie die Standardabweichung des Hintergrundrauschens verwendet. Ein zusätzlicher Bestandteil der Berechnungsformel der CNR ist die Signalintensität des gesunden Meniskusgewebes, welches zum Signal im pathologisch veränderten Meniskus in Relation gesetzt wird (siehe Abbildung 2.5). Diese Signalintensität betrug in der PD-Sequenz im Mittel $33,24 \pm 13,84$, während sie in der SWI bei durchschnittlich $37,44 \pm 11,89$ lag.

Aufgrund der Annahme einer Normalverteilung der CNRs von PD- und SWI-Sequenz nach visueller Überprüfung des Histogramms sowie durch Shapiro-Wilk-Test ($p = 0,077$ bei der PD-Sequenz bzw. $p = 0,238$ bei der SWI-Sequenz), wurde ein t-Test für verbundene Stichproben durchgeführt. Dieser ergab einen höchst signifikanten Unterschied ($p < 0,001$) zwischen den CNR-Messungen in SWI- und PD-Sequenz, wobei in letzterer die gemessenen Werte im Mittel um 23,24 niedriger lagen. Die Effektstärke $r = 0,85$ des durchgeführten t-Tests ($t = -8,822$; $p < 0,001$; $n = 32$) ist nach Cohen als stark einzuordnen (64).

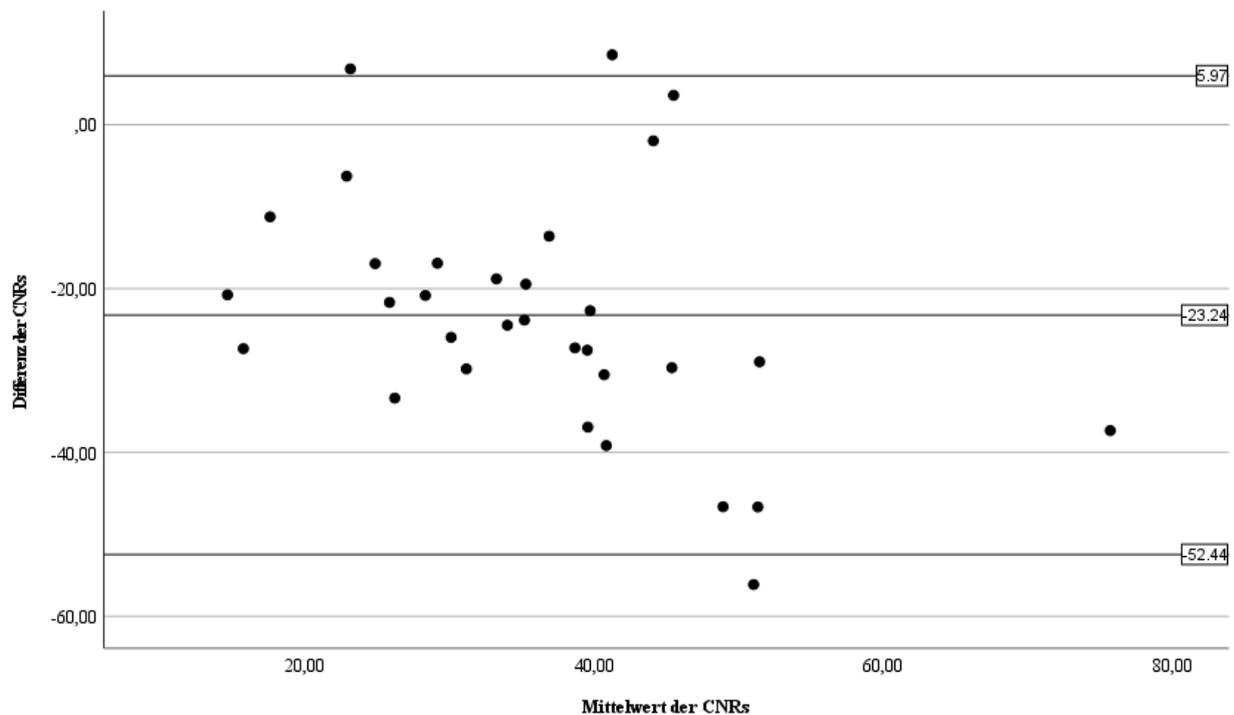


Abbildung 3.4 CNR Meniskusrisse (SWI vs PD)

Bland-Altman-Diagramm zur Darstellung des Mittelwerts und der Differenz der Contrast-to-Noise-Ratios (CNR, dimensionslos) zwischen SWI Magnitude sag und PD TSE fs sag bei 32 Meniskusrissen. Die drei parallel zur x-Achse verlaufenden Linien entsprechen dem Mittelwert der CNR-Abweichungen zwischen den Sequenzen (-23,24) sowie der unteren und oberen Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls [-52,44; 5,97] bei einer Standardabweichung von 14,90. Die Normalverteilung der Differenzen der CNRs wurde zuvor visuell durch ein Histogramm sowie einen Shapiro-Wilk-Test ($p = 0,528$) geprüft und bestätigt.

a. fs: Fettsättigung. PD: Protonendichte. sag: sagittal. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung. TSE: Turbospinecho.

3.2.4 Beurteilung der Bildqualität und Interrater-Reliabilität

Im Rahmen der Bildqualitätsbeurteilung wurden die sagittalen Aufnahmen der 32 betrachteten Meniskusrisse sowohl in der PD- als auch in der SWI-Sequenz jeweils durch zwei voneinander unabhängige Rater in vier mögliche Kategorien eingestuft. Die Abstufungen von Kategorie 0 bis hin zu Kategorie 3 wurden anhand des Grades der subjektiv beurteilten Bildqualität der Aufnahme getroffen. Befunde der Kategorie 0 traten hierbei nicht auf, da solche in den vorherigen Selektionsschritten zur Bildung der Studienpopulation bereits ausgeschlossen wurden (siehe Abbildung 2.1).

Tabelle 3.3 Vergabehäufigkeiten der Bildqualitätskategorien*

	Kategorie 0	Kategorie 1	Kategorie 2	Kategorie 3
PD TSE fs sag [Rater 1]	0	1	24	7
PD TSE fs sag [Rater 2]	0	11	16	5
SWI Magnitude sag [Rater 1]	0	2	17	13
SWI Magnitude sag [Rater 2]	0	2	24	6

*. Durchführt wurde die Analyse und Einteilung anhand der Patienten mit Meniskusrissen ($n = 32$).

Rater 1: Medizinstudent im 6. Studienjahr.

Rater 2: Facharzt für Radiologie mit 6 Jahren Berufserfahrung in diagnostischer Radiologie.

a. fs: Fettsättigung. PD: Protonendichte. cor: koronar. sag: sagittal. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung.

TSE: Turbospinecho.

Die Auswertung des Bildqualitätsvergleichs der 32 Meniskusrisse durch Rater 1 (Medizinstudent) ergab eine höhere Bildqualität der sagittalen SWI Magnitude im Vergleich zur sagittalen PD TSE fs in 9 Fällen, während sie in 4 Fällen der PD-Sequenz unterlegen war. Die restlichen 19 Fälle wurden durch Rater 1 bei beiden Sequenzen in übereinstimmende Qualitätskategorien eingeordnet. Ein durchgeführter Wilcoxon-Test ergab bezüglich des Qualitätsunterschiedes beider Sequenzen bei Rater 1 kein signifikantes Ergebnis ($z = -1,387$; $p = 0,166$ (2-seitig asymptotische Signifikanz); $n = 32$). Die Effektstärke ist nach Cohen mit $r = 0,25$ als schwach einzuordnen (64).

Die Bewertung der identischen 32 Meniskusrisse durch Rater 2 (Facharzt für Radiologie) ergab eine höhere Bildqualitätskategorie der SWI in 14 Fällen, während in 5 Fällen die PD-Sequenz überlegen war. In 13 Fällen wurden durch Rater 2 für beide Sequenzen übereinstimmende Kategorieeinstufungen vorgenommen. Ein Wilcoxon-Test zur Prüfung eines Unterschiedes zwischen der subjektiven Bildqualität beider Sequenzen ergab für Rater 2 ein signifikantes Ergebnis ($z = -2,132$; $p = 0,033$ (2-seitig asymptotische Signifikanz); $n = 32$). Die Effektstärke $r = 0,38$ ist nach Cohen als mittelstark einzuordnen (64).

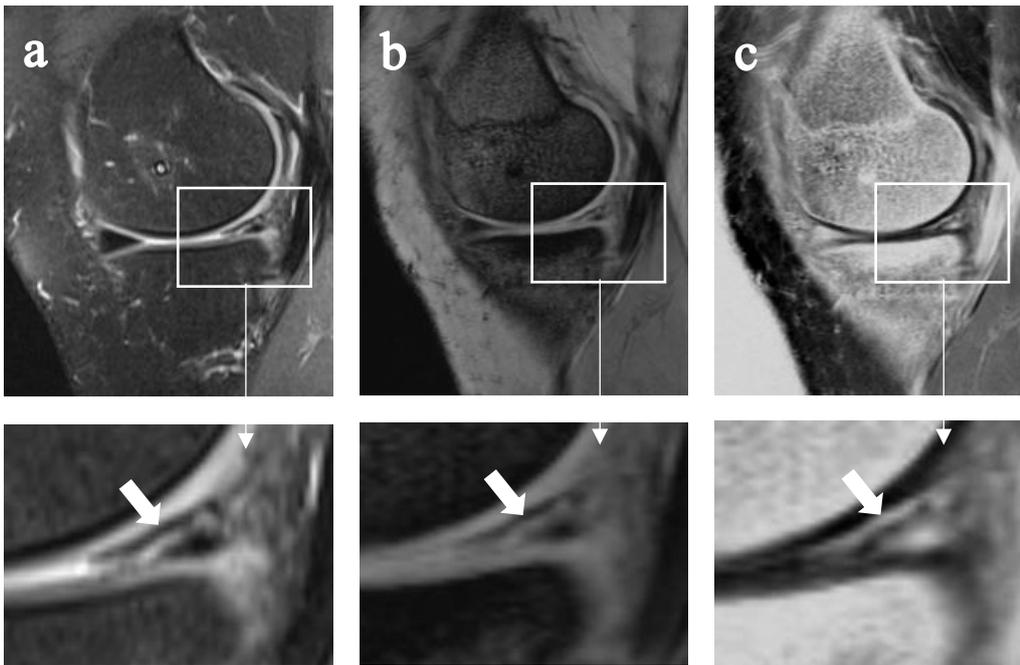


Abbildung 3.5 Einstufung der Bildqualität in Kategorie 3

Im dargestellten Beispiel eines Patienten mit Riss des Innenmeniskus (weißer Pfeil) wurden sowohl PD- als auch SWI-Sequenz durch die beiden unabhängigen Rater bezüglich ihrer diagnostischen Bildqualität in Kategorie 3 eingestuft. Die befundrelevanten Strukturen des Kniegelenks sind ohne eine Überlagerung durch Artefakte abgebildet. In beiden Sequenzen stellen sich die intrameniskalen Signalalterationen detailreich, mit scharfer Demarkierung zur Umgebung und in ihrem Verlauf gut nachvollziehbar dar. Die Verwertbarkeit beider Sequenzen zur Diagnosestellung ist gegeben (vgl. Tabelle 2.4). Eine Vergrößerung des befundrelevanten Bereichs (weißer Kasten) findet sich für jede Sequenz im unteren Abbildungsteil.

a: PD TSE fs sag, b: SWI Magnitude sag, c: invertierte SWI Magnitude sag

fs: Fettsättigung, PD: Protonendichte, sag: sagittal, SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung, TSE: Turbospinecho.

Die Interrater-Reliabilität zwischen Rater 1 und Rater 2 wurde sowohl für die PD- als auch für die SWI-Sequenz bei Patienten mit Meniskusrissen bestimmt. Das linear gewichtete Cohen-Kappa zwischen beiden Ratern lag bei der PD-Sequenz bei 0,05 und war nicht signifikant ($p = 0,567$; KI: $[-0,148; 0,254]$; $n = 32$). Dies entspricht einer geringen Effektstärke („slight“) nach Landis & Koch (69). Das Cohen-Kappa der SWI-Sequenz betrug 0,39 und war signifikant ($p = 0,003$; KI $[0,109; 0,661]$; $n = 32$). Die berechnete Effektstärke der Gutachterübereinstimmung bezüglich der SWI-Sequenz ist nach Landis & Koch somit als angemessen („fair“) einzustufen (69).

3.3 Sonstige Meniskopathien

3.3.1 Maximale Ausdehnung der Pathologie

Bei insgesamt 36 sonstigen Meniskopathien, die nicht die Definition eines Meniskusrisses erfüllten, wurden die maximalen Ausdehnungen der Pathologien in sagittaler Orientierung bestimmt. Die Messung erfolgte in einer sagittalen PD TSE fs-Sequenz sowie in der korrespondierenden Schicht einer sagittalen SWI Magnitude. Der Mittelwert der in der PD-Sequenz gemessenen Ausdehnungen lag bei $6,68 \pm 2,67$ mm, der entsprechende Wert in der SWI-Sequenz wiederum bei $7,12 \pm 2,59$ mm. Die größte gemessene Einzelwertabweichung der Ausdehnungsmessung zwischen beiden Sequenzen lag für die 36 betrachteten Meniskopathien bei 2,33 mm, die geringste gemessene Abweichung bei 0,05 mm.

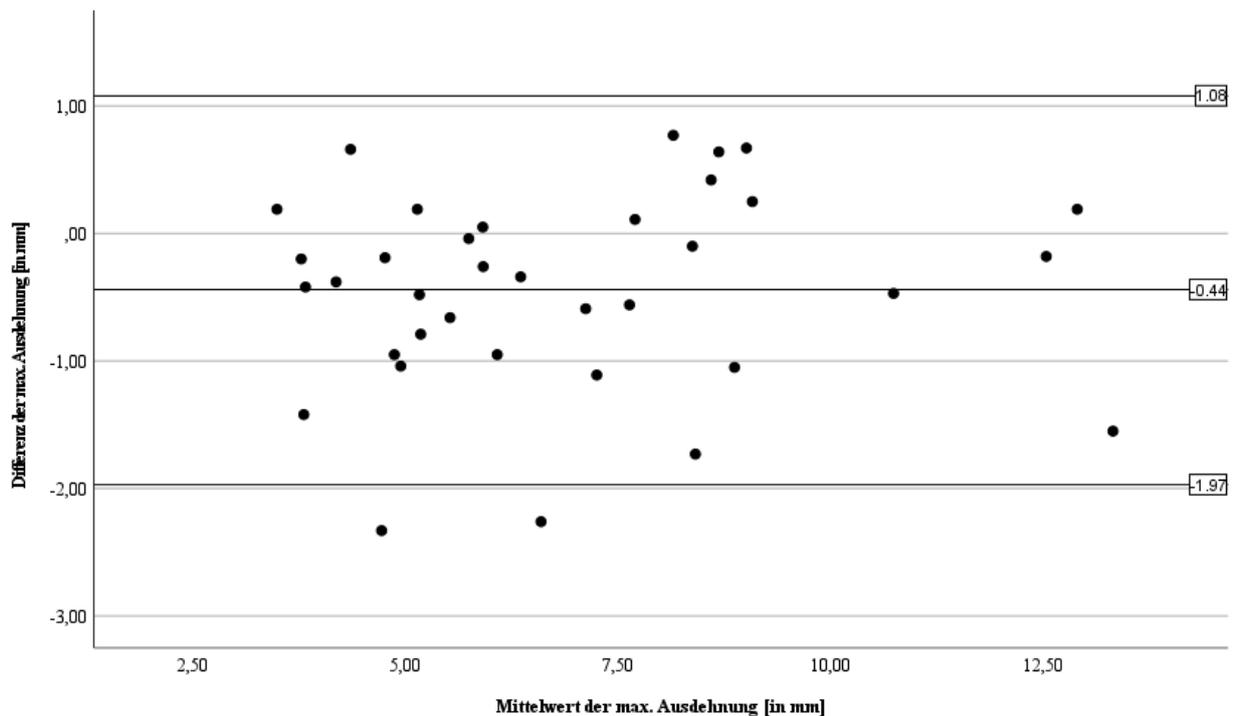


Abbildung 3.6 Ausdehnungen der Meniskopathien (SWI vs PD)

Bland-Altman-Diagramm zur Darstellung des Mittelwerts und der Differenz der maximalen Ausdehnung der 36 Meniskopathien zwischen SWI Magnitude sag und PD TSE fs sag. Die drei parallel zur x-Achse verlaufenden Linien entsprechen dem Mittelwert der Abweichungen zwischen den Sequenzen (-0,44) sowie der unteren und oberen Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls [-1,97; 1,08] bei einer Standardabweichung von 0,78 (alle Wertangaben in mm). Die Normalverteilung der Differenzen der Ausdehnungen wurde zuvor visuell durch ein Histogramm sowie einen Shapiro-Wilk-Test ($p = 0,179$) geprüft und bestätigt.

a. fs: Fettsättigung. PD: Protonendichte. sag: sagittal. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung. TSE: Turbospinecho.

Zusätzlich wurde ein Äquivalenztest zum Vergleich der Messergebnisse beider Sequenzen durchgeführt. Zunächst wurde hierfür eine Abweichung der Meniskopathie-Ausdehnungen zwischen den Sequenzen von $\pm 0,50$ mm als „klinisch äquivalent“ definiert. Anschließend wurde aus dem Mittelwert der Abweichungen und einem berechneten Prüfquantil das 90%-Konfidenzintervall des Äquivalenztests bestimmt, welches bei $[-0,66$ mm; $-0,22$ mm] lag. Da sich dieses nicht vollständig im zuvor definierten 90%-Äquivalenzintervall $[-0,50$ mm; $0,50$ mm] befand, wurde eine Äquivalenz beider Sequenzen hinsichtlich der Größenmessung der Meniskopathien knapp verfehlt ($p > 0,05$).

Die Messwerte der maximalen Ausdehnungen der Meniskopathien waren weder in der PD- noch in der SWI-Sequenz nach Shapiro-Wilk-Test normalverteilt ($p = 0,013$ bzw. $p = 0,019$). Daher wurde ein Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben als nicht-parametrische Testalternative statt des t-Tests durchgeführt, um auf signifikante Änderungen zwischen beiden Sequenzen hinsichtlich der Meniskopathie-Ausdehnungen zu testen. Der Wilcoxon-Test ergab einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Sequenzen ($p = 0,004$). In 25 der 36 untersuchten Fälle wurden für die Ausdehnungen der Meniskopathien in der SWI-Sequenz größere Werte gemessen als in der PD-Sequenz. In den restlichen 11 Fällen war das Gegenteil der Fall. Die Effektstärke des durchgeführten Wilcoxon-Tests ($z = -2,915$; $p = 0,004$; $n = 36$) lag bei $r = 0,49$, was einem starken Effekt entspricht (73).

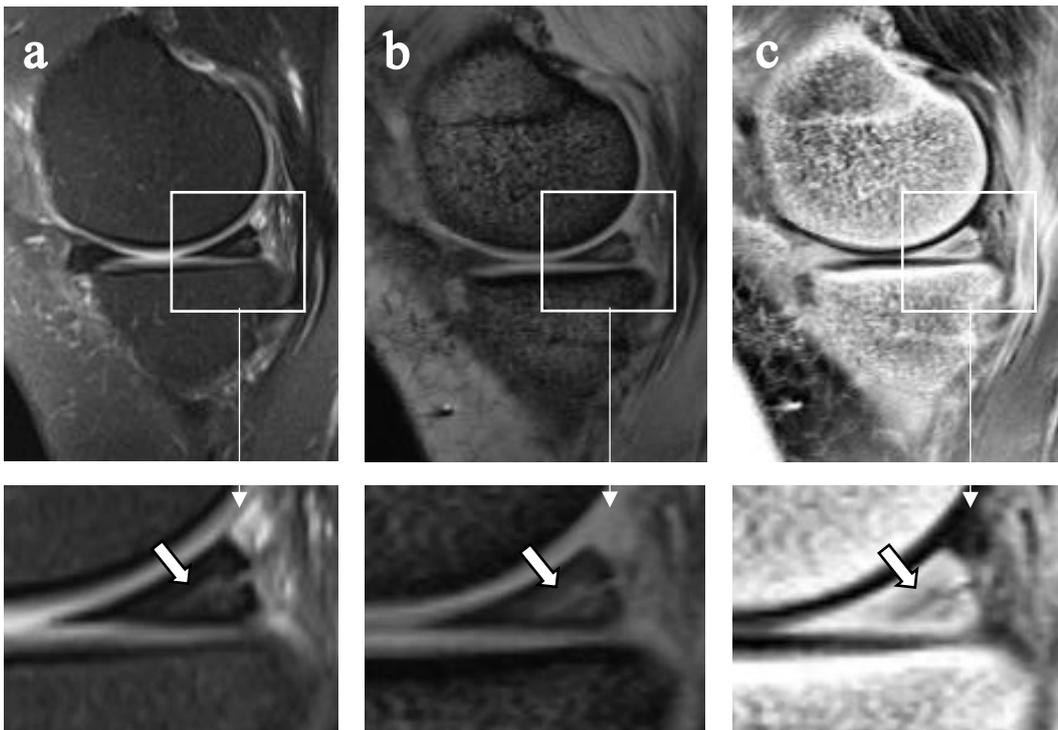


Abbildung 3.7 Meniskopathie Grad 2a

Die Abbildung zeigt eine Pathologie im Hinterhorn des Innenmeniskus (weißer Pfeil), welche als Meniskopathie Grad 2a eingestuft wurde, da keine Verbindung der intrameniskalen Signalalteration zur Gelenkoberfläche des Meniskus bestand (siehe Tabelle 2.1). Eine Vergrößerung des befundrelevanten Bereichs (weißer Kasten) findet sich für jede Sequenz im unteren Abbildungsteil.

a: PD TSE fs sag, b: SWI Magnitude sag, c: invertierte SWI Magnitude sag

fs: Fettsättigung. PD: Protonendichte. sag: sagittal. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung. TSE: Turbospinecho.

3.3.2 Signal-to-Noise-Ratio

Bei den 36 sonstigen Meniskopathien, welche nicht die Definition eines Meniskusrisses erfüllten, betrug der entsprechende Mittelwert der SNRs in der sagittalen PD TSE fs $15,43 \pm 9,25$, während der entsprechende Mittelwert in der sagittalen SWI Magnitude bei $46,90 \pm 16,82$ lag. Sämtliche der gemessenen Einzelwerte der SNRs der PD-Sequenz lagen unter den jeweils korrespondierenden Werten der SWI.

Die in die Berechnung dieser Kennzahlen eingehenden Werte lagen in der PD-Sequenz bei einer mittleren Signalintensität der Risse von $101,11 \pm 62,90$ und einer durchschnittlichen Standardabweichung des Rauschens von $6,50 \pm 0,44$. Die entsprechenden Ausgangswerte der SWI lagen

bei einer mittleren Signalintensität der Risse von $95,66 \pm 36,87$ sowie einer durchschnittlichen Standardabweichung des Rauschens von $2,06 \pm 0,31$.

Nach visueller Überprüfung des Histogramms sowie mittels Durchführung eines Shapiro-Wilk-Tests konnte nur für die SWI-Sequenz eine Normalverteilung der SNR-Werte angenommen werden ($p = 0,233$), nicht jedoch für die Werte der PD-Sequenz ($p = 0,000$), weshalb ein Wilcoxon-Test zum Vergleich der Mittelwerte durchgeführt wurde. Dieser ergab einen höchst signifikanten Unterschied zwischen den SNR-Messungen in SWI- und PD-Sequenz ($p < 0,001$), wobei in letzterer die gemessenen Werte im Durchschnitt um 31,47 niedriger waren. Die Effektstärke des durchgeführten Wilcoxon-Tests ($z = -5,232$; $p < 0,001$; $n = 36$) betrug $r = 0,87$, was einem starken Effekt entspricht (64).

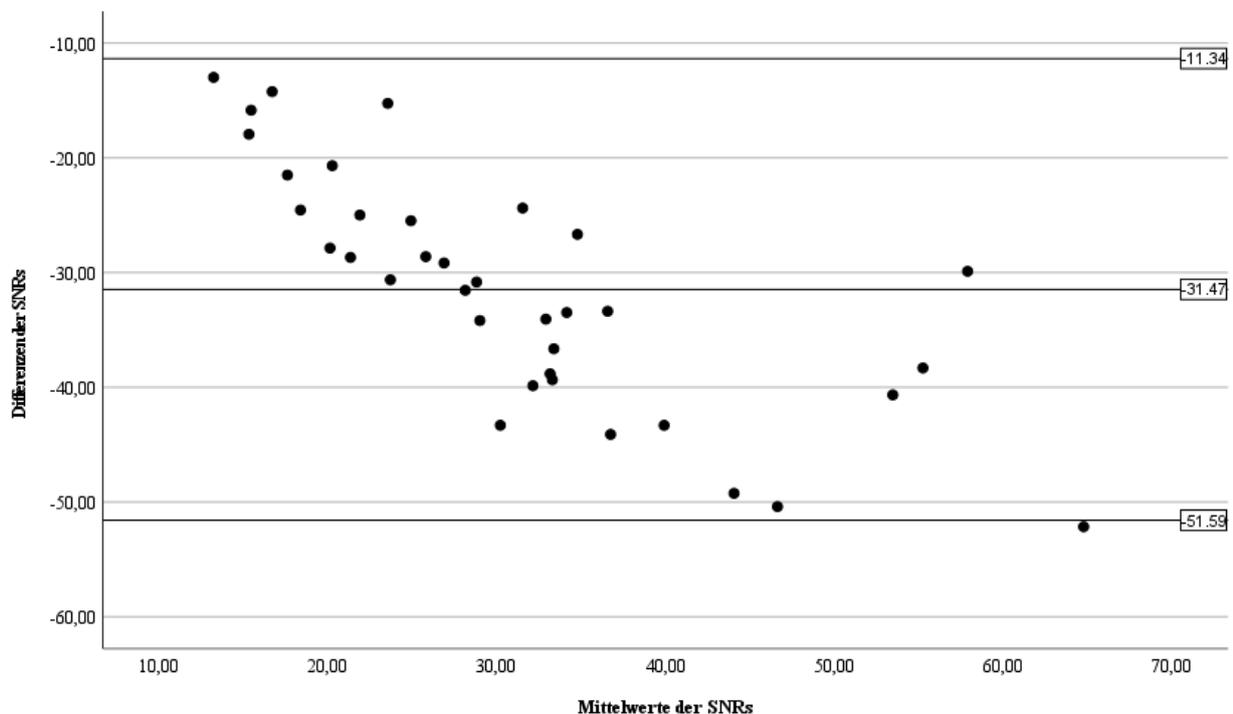


Abbildung 3.8 SNR Meniskopathien (SWI vs PD)

Bland-Altman-Diagramm zur Darstellung des Mittelwerts und der Differenz der Signal-to-Noise-Ratios (SNR, dimensionslos) zwischen SWI Magnitude sag und PD TSE.fs sag bei 36 Meniskopathien. Die drei parallel zur x-Achse verlaufenden Linien entsprechen dem Mittelwert der SNR-Abweichungen zwischen den Sequenzen (-31,47) sowie der unteren und oberen Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls [-51,59; -11,34] bei einer Standardabweichung von 10,27. Die Normalverteilung der Differenzen der SNRs wurde zuvor visuell durch ein Histogramm sowie einen Shapiro-Wilk-Test ($p = 0,743$) geprüft und bestätigt.

a. fs: Fettsättigung. PD: Protonendichte. sag: sagittal. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung. TSE: Turbospinecho.

3.3.3 Contrast-to-Noise-Ratio

Bei 36 betrachteten Meniskopathien, welche nicht die Definition eines Meniskusrisses erfüllten, betrug der Mittelwert der CNRs in der sagittalen PD TSE fs $12,06 \pm 9,31$, während der entsprechende Durchschnittswert in der sagittalen SWI Magnitude bei $33,71 \pm 16,15$ lag. Sämtliche gemessene CNRs der PD-Sequenz lagen unter den jeweils korrespondierenden Werten der SWI-Sequenz.

Zur Berechnung der CNRs wurden ebenfalls die bereits für die SNR-Berechnung genutzten Ausgangswerte der Signalintensitäten der Meniskusrisse sowie die Standardabweichungen des Hintergrundrauschens verwendet. Ein zusätzlicher Bestandteil der Berechnungsformel der CNR ist die Signalintensität des gesunden Meniskusgewebes, welche zum Signal im pathologisch veränderten Meniskus in Relation gesetzt wird (siehe Abbildung 2.5). Diese Signalintensität betrug in der PD-Sequenz im Mittel $21,95 \pm 8,97$, während sie in der SWI bei durchschnittlich $26,61 \pm 6,75$ lag.

Nach visueller Überprüfung des Histogramms sowie nach Durchführung eines Shapiro-Wilk-Tests konnte nur für die SWI-Sequenz eine Normalverteilung der CNR-Werte angenommen werden ($p = 0,084$), nicht jedoch für die Werte der PD-Sequenz ($p = 0,000$). Daher wurde ein Wilcoxon-Test zum Vergleich der Mittelwerte durchgeführt. Dieser ergab einen höchst signifikanten Unterschied zwischen den CNR-Messungen in SWI- und PD-Sequenz ($p < 0,001$) bei einer starken Effektstärke von $r = 0,87$, wobei die in der PD-Sequenz gemessenen CNR-Werte der Meniskopathien im Mittel um 21,65 niedriger waren als in der SWI-Sequenz. Die angegebene Effektstärke des durchgeführten Wilcoxon-Tests ($z = -5,232$; $p < 0,001$; $n = 36$) ist nach Cohen als stark einzuordnen (64).

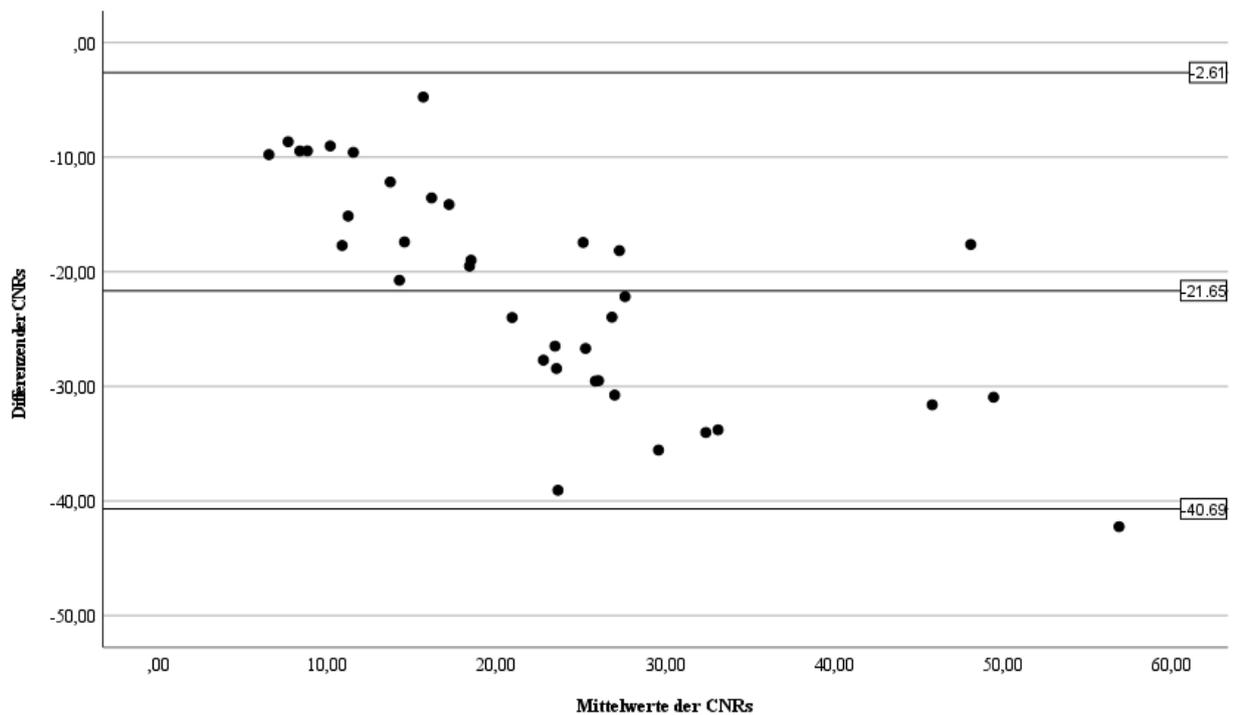


Abbildung 3.9 CNR Meniskopathien (SWI vs PD)

Bland-Altman-Diagramm zur Darstellung des Mittelwerts und der Differenz der Contrast-to-Noise-Ratios (CNR, dimensionslos) zwischen SWI Magnitude sag und PD TSE.fs sag bei 36 Meniskopathien. Die drei parallel zur x-Achse verlaufenden Linien entsprechen dem Mittelwert der CNR-Abweichungen zwischen den Sequenzen (-21,65) sowie der unteren und oberen Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls [-40,69; -2,61] bei einer Standardabweichung von 9,71. Die Normalverteilung der Differenzen der CNRs wurde zuvor visuell durch ein Histogramm sowie einen Shapiro-Wilk-Test ($p = 0,356$) geprüft und bestätigt.

a. fs: Fettsättigung. PD: Protonendichte. sag: sagittal. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung. TSE: Turbospinecho.

3.4 Osteophyten

Bei 25 Osteophyten von insgesamt 14 Patienten wurden die maximalen Ausdehnungen der Osteophyten in Länge und Breite jeweils in einer koronaren T1-gewichteten-Sequenz sowie in der korrespondierenden Schicht einer SWI Magnitude bestimmt. Als Referenz diente die Bestimmung der Längen- und Breitenausdehnung der Osteophyten in einer anterior-posterioren Projektionsradiografie des Kniegelenks. Die folgende Abbildung 3.10 stellt diesen Prozess grafisch dar.

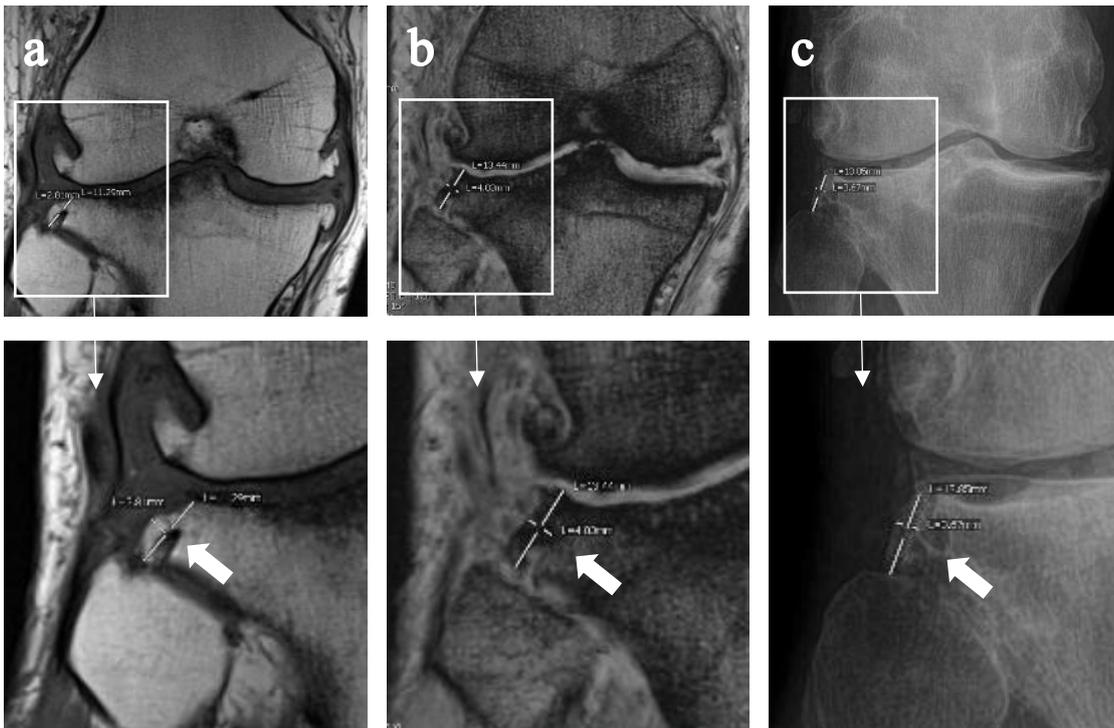


Abbildung 3.10 Größenmessung eines Osteophyten am klinischen Beispiel

Die Abbildung zeigt die Vermessung von Länge und Breite eines Osteophyten (weißer Pfeil), der zwischen dem lateralen Plateau der Tibia und der Fibula lokalisiert ist. Eine Vergrößerung des befundrelevanten Bereichs (weißer Kasten) findet sich für jede Sequenz im unteren Abbildungsteil. Definition „Länge“: maximale vertikale Distanz; Definition „Breite“: maximale horizontale Distanz.

a: T1 cor, b: SWI Magnitude cor, c: Röntgen a.-p.

a.-p.: anterior-posterior. cor: koronar. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung.

Für die gemessenen Größenverhältnisse der Osteophyten im Röntgen-Referenzstandard konnte von einer Normalverteilung ausgegangen werden (Shapiro-Wilk-Test: „Länge“: $p = 0,153$ sowie „Breite“: $p = 0,126$). Die kleinsten Messwerte im Röntgen-Korrelat hinsichtlich Länge und Breite der Osteophyten lagen bei 1,84 mm sowie 1,10 mm, während die größten gemessenen Werte diesbezüglich 17,94 mm und 5,75 mm betragen. Die nachfolgende Tabelle gibt einen Überblick zu den durchschnittlichen Größenverhältnissen der ausgemessenen Osteophyten.

Tabelle 3.4 Länge und Breite* der Osteophyten (Röntgen vs SWI vs T1)

	Mittelwert und Standardabweichung der Osteophytenlänge [in mm]	Mittelwert und Standardabweichung der Osteophytenbreite [in mm]
Röntgen a.-p.	7,26 ± 3,89	3,36 ± 1,47
SWI Magnitude cor	6,91 ± 3,42	3,51 ± 1,25
T1 cor	6,44 ± 2,73	3,37 ± 1,26

*. Definition „Länge“: maximale Ausdehnung der Osteophyten ($n = 25$) in vertikaler Richtung.

Definition „Breite“: maximale Ausdehnung der Osteophyten ($n = 25$) in horizontaler Richtung.

a. a.-p.: anterior-posterior. cor: koronar. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung.

3.4.1 Maximale vertikale Ausdehnung

Von Interesse waren insbesondere die Abweichungen der beiden MRT-Sequenzen (koronare T1 und koronare SWI Magnitude) vom Röntgenkorrelat. Bezüglich der Längenmessung der Osteophyten lagen die Abweichungen der SWI-Messergebnisse vom Röntgenbild im 95%-Konfidenzintervall [-2,16 mm; 1,48 mm], während sich für die Differenzen des T1-Messergebnisses vom Röntgenstandard das Intervall [-4,42 mm; 2,79 mm] ergab. Die Betragswerte der Differenzen der Osteophytenlänge zwischen SWI-Sequenz und Röntgen-Korrelat waren signifikant kleiner als zwischen T1-Sequenz und Röntgen-Korrelat (Wilcoxon-Test: $z = -3,417$; $p = 0,001$; $n = 25$). Die Effektstärke von $r = 0,68$ ist nach Cohen als stark einzuordnen (64).

Tabelle 3.5 Differenzvergleich der Osteophytenlänge* (Röntgen vs SWI vs T1)

	Mittelwert und Standardabweichung der Differenz [in mm]	95%-Konfidenzintervall der Differenz [in mm]
Längendifferenz der Osteophyten zwischen SWI cor und Röntgen a.-p.	-0,34 ± 0,93	[-2,16; 1,48]
Längendifferenz der Osteophyten zwischen T1 cor und Röntgen a.-p.	-0,82 ± 1,84	[-4,42; 2,79]

*. Definition „Länge“: maximale Ausdehnung der Osteophyten ($n = 25$) in vertikaler Richtung.

a. a.-p.: anterior-posterior. cor: koronar. n: Stichprobengröße. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung.

Die beiden folgenden Bland-Altman-Diagramme stellen die Verteilung der 25 Einzelwertdifferenzen der gemessenen Osteophytenlängen grafisch dar.

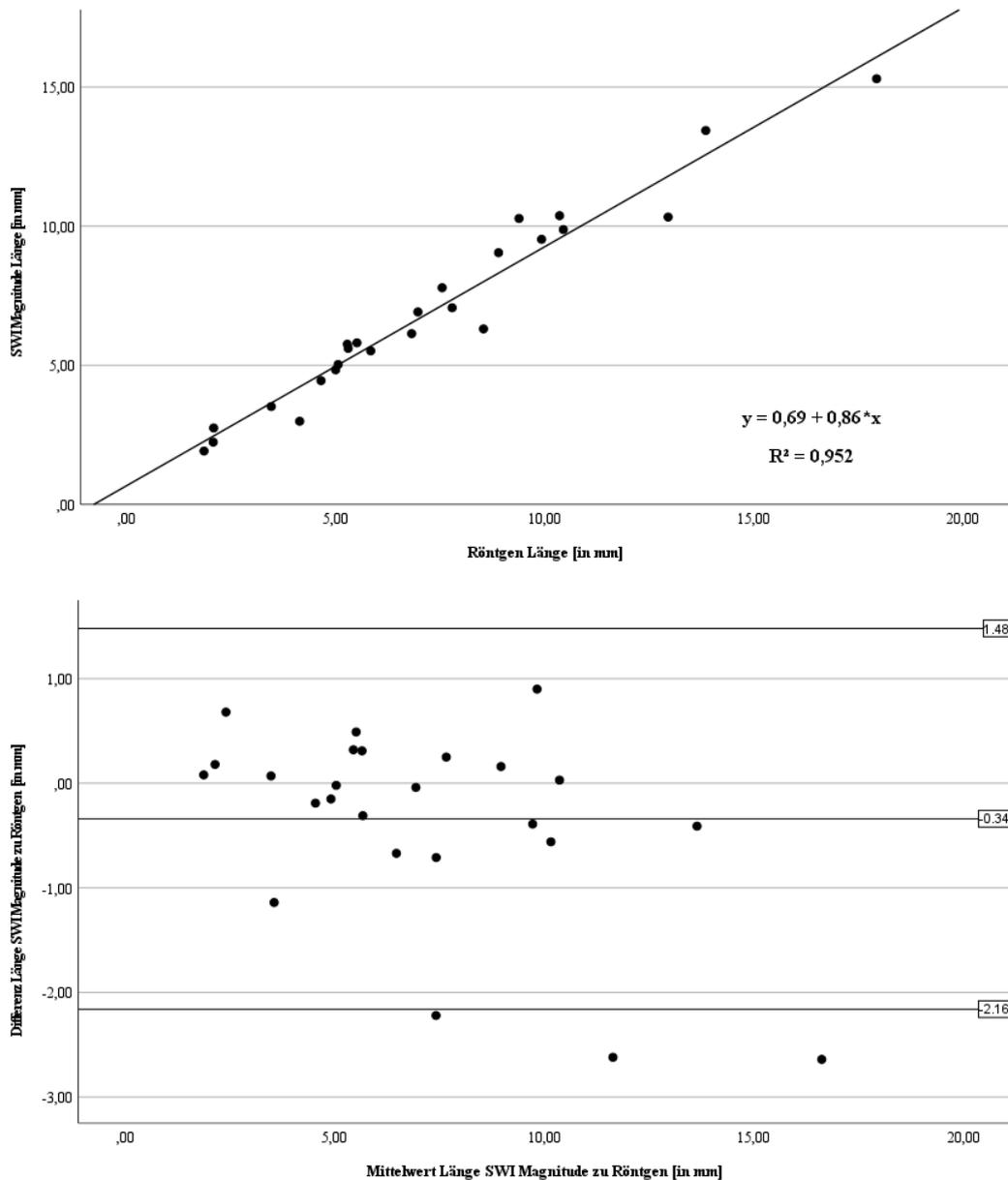


Abbildung 3.11 Osteophytenlänge (Röntgen vs SWI)

Die lineare Regression (oben) zeigt eine sehr starke Korrelation ($R^2 = 0,95$) von Röntgen a.-p. und SWI Magnitude cor bei der Bestimmung der Osteophytenlänge ($n = 25$). Das Bland-Altman-Diagramm (unten) dient der Darstellung des Mittelwerts und der Differenz der Osteophytenlänge zwischen SWI und Röntgen. Die drei parallel zur x-Achse verlaufenden Linien entsprechen dem Mittelwert der Abweichungen der SWI-Sequenz vom Röntgenbild (-0,34 mm) sowie der unteren und oberen Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls [-2,16 mm; 1,48 mm] bei einer Standardabweichung von 0,93 mm. Anmerkung: Die Differenzen der Messungen waren nach Shapiro-Wilk nicht normalverteilt ($p = 0,001$). Die zuvor gewählte Darstellungsart (für normalverteilte Fragestellungen) wurde dennoch beibehalten, da ein Wechsel der 1,96-fachen Standardabweichung zur 2,5%- sowie 97,5%-Perzentile bei der vorliegenden Stichprobenanzahl ($n = 25$) keine sinnvolle Darstellung ergeben hätte.

a. a.-p.: anterior-posterior. cor: koronar. R^2 : Bestimmtheitsmaß. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung.

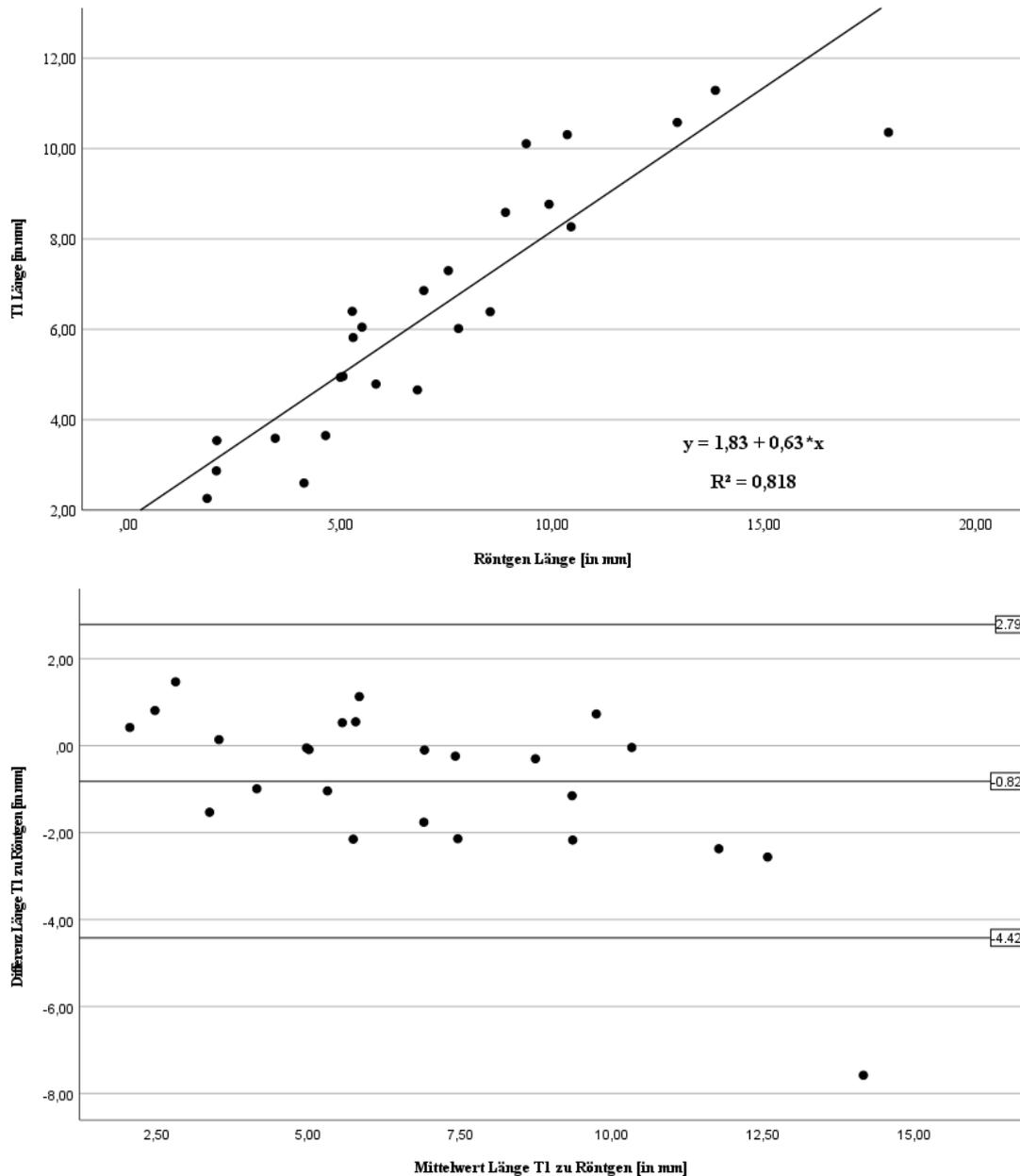


Abbildung 3.12 Osteophytenlänge (Röntgen vs T1)

Die lineare Regression (oben) zeigt eine starke Korrelation ($R^2 = 0,82$) von Röntgen a.-p. und T1 cor bei der Bestimmung der Osteophytenlänge ($n = 25$). Das Bland-Altman-Diagramm (unten) dient der Darstellung des Mittelwerts und der Differenz der Osteophytenlänge zwischen T1 und Röntgen. Die drei parallel zur x-Achse verlaufenden Linien entsprechen dem Mittelwert der Abweichungen der T1-Sequenz vom Röntgenbild (-0,82 mm) sowie der unteren und oberen Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls [-4,42 mm; 2,79 mm] bei einer Standardabweichung von 1,84 mm. Anmerkung: Die Differenzen der Messungen waren nach Shapiro-Wilk nicht normalverteilt ($p < 0,001$). Die zuvor gewählte Darstellungsart (für normalverteilte Fragestellungen) wurde dennoch beibehalten, da ein Wechsel der 1,96-fachen Standardabweichung zur 2,5%- sowie 97,5%-Perzentile bei der vorliegenden Stichprobenanzahl ($n = 25$) keine sinnvolle Darstellung ergeben hätte.

a. a.-p.: anterior-posterior. cor: koronar. R^2 : Bestimmtheitsmaß.

3.4.2 Maximale horizontale Ausdehnung

Hinsichtlich der Differenzen der Osteophytenbreite befanden sich die Abweichungen der SWI-Sequenz von der Röntgenaufnahme in einem 95%-Konfidenzintervall von [-0,94 mm; 1,24 mm], während die Messdifferenzen der T1-Sequenz zum Röntgenstandard im Intervall [-1,62 mm; 1,65 mm] lagen. Die Betragswerte der Differenzen der Osteophytenbreite zwischen SWI-Sequenz und Röntgen-Korrelat waren signifikant kleiner als zwischen T1-Sequenz und Röntgenkorrelat (Wilcoxon-Test: $z = -2,981$; $p = 0,003$; $n = 25$). Die Effektstärke nach Cohen ist mit $r = 0,60$ als starker Effekt einzuordnen (64).

Tabelle 3.6 Differenzvergleich der Osteophytenbreite* (Röntgen vs SWI vs T1)

	Mittelwert und Standardabweichung der Differenz [in mm]	95%-Konfidenzintervall der Differenz [in mm]
Breitendifferenz der Osteophyten zwischen SWI cor und Röntgen a.-p.	0,15 ± 0,56	[-0,94; 1,24]
Breitendifferenz der Osteophyten zwischen T1 cor und Röntgen a.-p.	0,01 ± 0,83	[-1,62; 1,65]

*. Definition „Breite“: maximale Ausdehnung der Osteophyten ($n = 25$) in horizontaler Richtung.

a. cor: koronar. n: Stichprobengröße. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung.

Die beiden folgenden Bland-Altman-Diagramme stellen die Verteilung der 25 Einzelwertdifferenzen der gemessenen Osteophytenbreiten grafisch dar. Hierzu wurde die Messdifferenz gegen den Mittelwert der Osteophytenbreite aufgetragen, wobei die Messwerte der beiden MRT-Sequenzen jeweils in Relation zur Röntgenaufnahme gesetzt wurden.

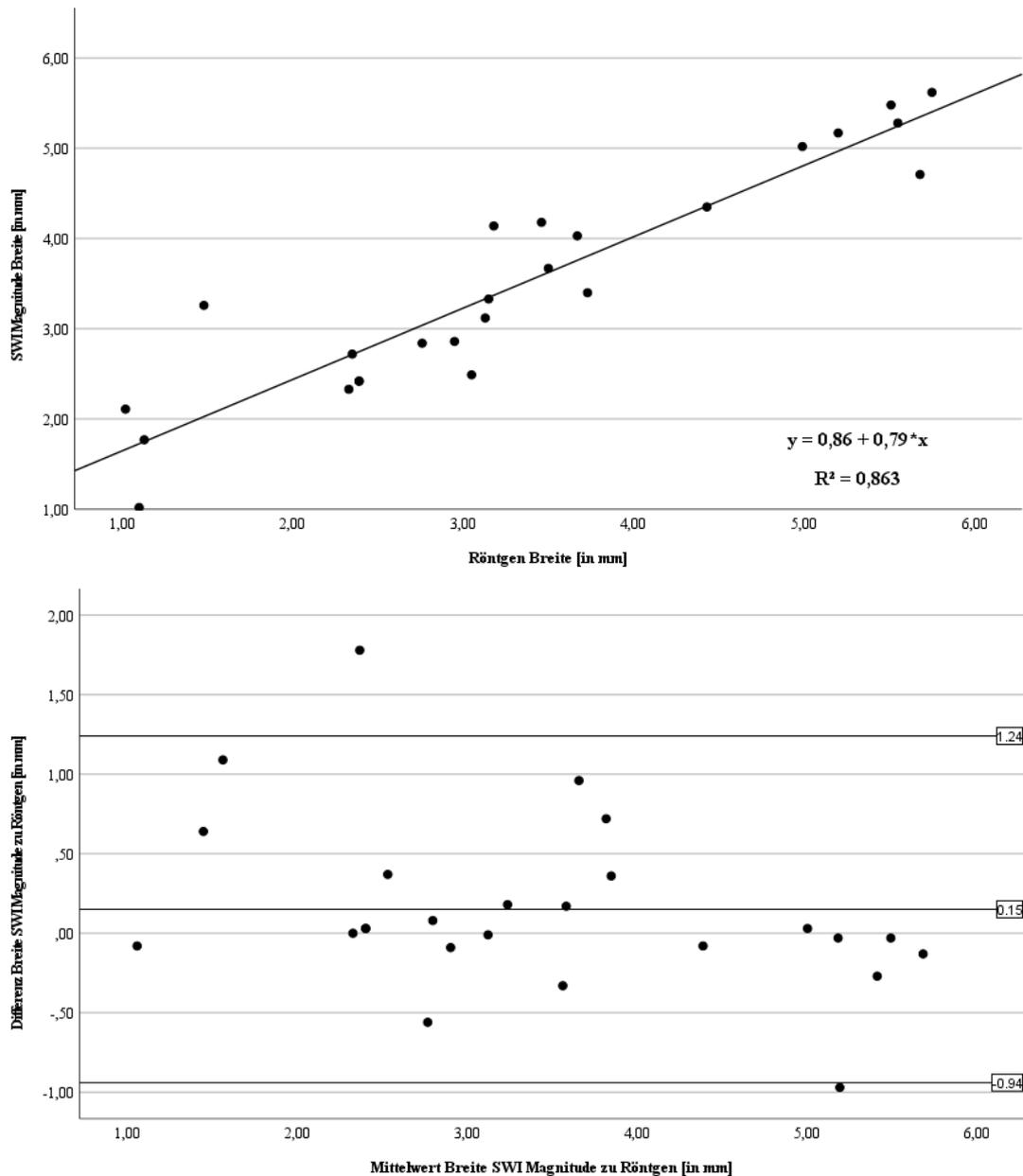


Abbildung 3.13 Osteophytenbreite (Röntgen vs SWI)

Die lineare Regression (oben) zeigt eine starke Korrelation ($R^2 = 0,86$) von Röntgen a.-p. und SWI Magnitude cor bei der Bestimmung der Osteophytenbreite ($n = 25$). Zusätzlich abgebildet ist ein Bland-Altman-Diagramm (unten) zur Darstellung des Mittelwerts und der Differenz der Osteophytenbreite zwischen SWI und Röntgen. Die drei parallel zur x-Achse verlaufenden Linien entsprechen dem Mittelwert der Abweichungen der SWI-Sequenz vom Röntgenbild (0,15 mm) sowie der unteren und oberen Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls [-0,94 mm; 1,24 mm] bei einer Standardabweichung von 0,56 mm. Anmerkung: Die Differenzen der Messungen waren nach Shapiro-Wilk nicht normalverteilt ($p = 0,022$). Die zuvor gewählte Darstellungsart (für normalverteilte Fragestellungen) wurde dennoch beibehalten, da ein Wechsel der 1,96-fachen Standardabweichung zur 2,5%- sowie 97,5%-Perzentile bei der vorliegenden Stichprobenanzahl ($n = 25$) keine sinnvolle Darstellung ergeben hätte.

a. a.-p.: anterior-posterior. cor: koronar. R^2 : Bestimmtheitsmaß. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung.

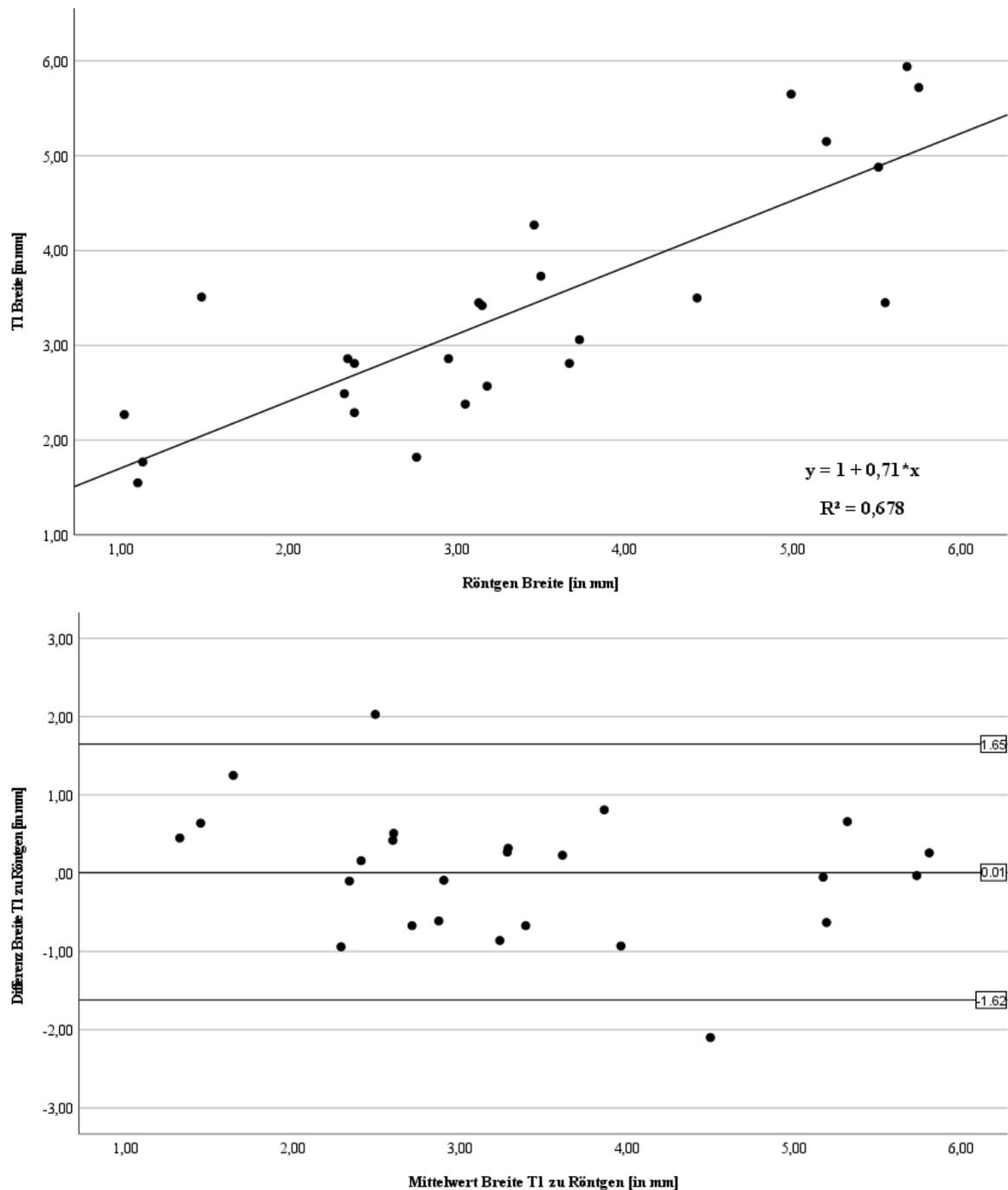


Abbildung 3.14 Osteophytenbreite (Röntgen vs T1)

Die lineare Regression (oben) zeigt eine moderate Korrelation ($R^2 = 0,68$) von Röntgen a.-p. und T1 cor bei der Bestimmung der Osteophytenbreite ($n = 25$). Zusätzlich abgebildet ist ein Bland-Altman-Diagramm (unten) zur Darstellung des Mittelwerts und der Differenz der Osteophytenbreite zwischen T1 cor und Röntgen. Die drei parallel zur x-Achse verlaufenden Linien entsprechen dem Mittelwert der Abweichungen der T1-Sequenz vom Röntgenbild (0,01 mm) sowie der unteren und oberen Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls [-1,62 mm; 1,65 mm] bei einer Standardabweichung von 0,83 mm. Die Normalverteilung der Differenzen der Messungen wurde zuvor visuell durch ein Histogramm sowie einen Shapiro-Wilk-Test ($p = 0,519$) geprüft und bestätigt.

a. a.-p.: anterior-posterior. cor: koronar. R^2 : Bestimmtheitsmaß.

4 Diskussion

4.1 Meniskusrisse und sonstige Meniskopathien

4.1.1 Risslänge und maximale Ausdehnung

Ein Schwerpunkt dieser Arbeit war die Evaluation des Potenzials der SWI-Sequenz zur Darstellung meniskaler Pathologien. Wesentliche Voraussetzung für eine adäquate Verwendung der Sequenz zu diesem Zweck ist unter anderem die korrekte Bestimmung der Ausdehnung betrachteter Pathologien, um diese anschließend als Meniskusriss oder als Meniskopathie eines geringeren Grades einstufen zu können. Die entsprechenden Messwerte der SWI wurden diesbezüglich auf ihre Übereinstimmung mit einer konventionellen und bereits etablierten MRT-Sequenz geprüft. Bei der für diese Fragestellung gewählten Referenzsequenz handelte es sich um eine PD TSE fs, für welche in der Literatur eine hinreichende Übereinstimmung mit dem momentanen Goldstandard, einer diagnostischen Arthroskopie, angenommen wird (34).

Ein für 32 Patienten mit Meniskusrissen durchgeführter Äquivalenztest ergab ein 90%-Äquivalenzintervall von -0,15 bis 0,14 mm. Unter der zuvor festgelegten Definition einer Differenz von 0,50 mm zwischen SWI- und PD-Sequenz als klinisch akzeptable Abweichung, zeigte das Ergebnis des Äquivalenztests eine Gleichwertigkeit beider Sequenzen hinsichtlich der Bestimmung von Meniskusrisslängen ($p < 0,05$). Im Bland-Altman-Diagramm wurde die enge Streuung der Risslängendifferenzen zwischen SWI und PD und deren hohe Übereinstimmung grafisch dargestellt (siehe Abbildung 3.1). Die Begrenzungen des 95%-Konfidenzintervalls lagen im Intervall [-0,95 mm; 0,94 mm] mit einer Standardabweichung von $\pm 0,48$ mm.

Zur Untersuchung der weiteren 36 geringgradigeren Meniskopathien wurde ein identisches Vorgehen gewählt. Ein durchgeführter Äquivalenztest bestimmte ein 90%-Äquivalenzintervall von -0,66 bis -0,22 mm. Unter der Definition einer Abweichung von 0,50 mm als „klinisch äquivalent“ war somit knapp keine Äquivalenz von SWI und PD mehr gegeben ($p > 0,05$). Betrachtet man das zugehörige Bland-Altman-Diagramm (siehe Abbildung 3.6) mit 95%-Konfidenzintervall [-1,97 mm; 1,08 mm] bei einer Standardabweichung von $\pm 0,78$ mm, so zeigt sich im Vergleich mit der zuvor genannten Untersuchung der Meniskusrisse, dass bei Ausmessung der sonstigen Meniskopathien insgesamt größere Abweichungen zwischen beiden Sequenzen vorliegen.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die sagittale SWI Magnitude in der Messung von Meniskusrisslängen zu vergleichbaren Ergebnissen gelangt wie eine sagittale PD TSE fs. Bei der Größenbestimmung sonstiger Meniskopathien, welche nicht die Definition eines Meniskusrisses

erfüllen, zeigt sich im Vergleich eine geringfügig stärkere Abweichung zwischen beiden Sequenzen. Mit einer Abweichungstoleranz von nur $\pm 0,50$ mm wurde im Rahmen der Studie eine verhältnismäßig strikte Festlegung getroffen, die nahe am Auflösungsmaximum der MRT-Sequenzen liegt und welche im klinischen Kontext auch großzügiger gewählt werden könnte.

Ein möglicher Grund für die größeren Abweichungen bei der Längenbestimmung der geringgradigeren Meniskopathien könnte darin liegen, dass die Kategorie der Meniskusrisse mit einer engefassten Definition verbunden ist (siehe Tabelle 2.1), während bei der Größenbestimmung sonstiger Meniskopathien mehrere Subtypen mit unterschiedlichen Größenverhältnissen zusammengefasst wurden. So unterscheiden sich beispielsweise Meniskopathien vom Grad 1 (fokale und vollständig intrameniskal gelegene Signalalterationen) in ihrer durchschnittlichen räumlichen Ausdehnung deutlich von Grad 2b-Meniskopathien. Bei diesen ist der Gelenkoberflächenkontakt der Signalalteration nur in einer einzelnen Schicht abgrenzbar, im Wesentlichen liegen aber ähnliche Größenverhältnisse vor wie bei einem Meniskusriss, welcher einer Grad 3-Meniskopathie entsprechen würde (siehe Abbildung 2.2). Somit ergibt sich für die Gruppe der Meniskusrisse eine insgesamt höhere Gruppenhomogenität, die sich auf das Gesamtergebnis ausgewirkt haben könnte. Ein alternativer Ansatz zur Vermeidung dieser Problematik wäre die Aufteilung der Meniskopathien in drei separate Gruppen gewesen. Die Durchführung einer gesonderten Auswertung hätte jedoch zu deutlich geringen Fallzahlen in den einzelnen Kategorien geführt. Ein weiterer Grund für das engere Äquivalenzintervall des für die Meniskusrisse durchgeführten Äquivalenztests könnte mit der geringeren Standardabweichung der Rissdifferenzen zusammenhängen. In der Gruppe der Meniskusrisse liegt diese bei 0,48 mm, während sie in der Gruppe der sonstigen Meniskopathien 0,78 mm beträgt.

Die generelle Entscheidung zur Durchführung von Äquivalenztests wurde aufgrund des definitionsgemäß fehlenden Testausgawertes der Bland-Altman-Diagramme getroffen. Diese dienen zwar einer grafischen Darstellung der Abweichungen und ermöglichen somit einen optischen Methodenvergleich, nennen jedoch keine statistischen Testwerte. Daher wurden diese im Rahmen der vorliegenden Arbeit mit einem Äquivalenztest kombiniert. Die vorherige Festlegung der akzeptierten Intervallgrenzen ist dabei subjektiv und wird in Abhängigkeit vom klinischen Kontext getroffen. Als Abweichungstoleranz des Äquivalenztests war im Vorfeld ein Cutoff-Wert von $\pm 0,5$ mm festgelegt worden. Diese Festlegung wurde aufgrund der Voxelgrößen und der möglichen Auflösung der MRT-Sequenzen (siehe Tabelle 2.2 und 2.3) getroffen und kann diesbezüglich als verhältnismäßig strenge Vorgabe aufgefasst werden. Insgesamt lässt sich festhalten, dass eine exakte Übereinstimmung der Risslänge für die klinische

Entscheidungsfindung und die therapeutischen Konsequenzen von geringerer Relevanz ist als der Verlauf des Risses per se. Insbesondere die Extension einer linearen Signalalteration zu einer der beiden Gelenkoberflächen des Meniskus ist entscheidend für eine Einstufung als Meniskusriss (35). Dennoch ist bei hoher Übereinstimmung der Risslängen auch eine entsprechende Vergleichbarkeit beider Sequenzen hinsichtlich des Rissverlaufs anzunehmen. Im Rahmen dieser Studie wurde die Einstufung der Meniskopathien und Meniskusrisse mit einer PD-Sequenz durchgeführt, da nur für einen Teil der Patienten eine diagnostische Arthroskopie vorlag. Daher konnte kein Vergleich der Einstufungen zwischen SWI und PD hinsichtlich eines MRT-unabhängigen Goldstandards vorgenommen werden. Bei der Auswertung dieser Studie fiel dennoch auf, dass sämtliche Signalalterationen, die in der PD-Sequenz einen Kontakt zur Oberfläche des Meniskus hatten, diesen auch in der SWI aufwiesen. Dementsprechend kam es diesbezüglich zu keinen Konsequenzen hinsichtlich der Einstufung als Riss oder der weiteren Auswertung.

Betrachtet man die Studienpopulationen, die für die Auswertung von Meniskusrissen und Meniskopathien herangezogen wurden, dann zeigt sich ein deutlicher Verteilungsschwerpunkt der Pathologielokalisationen auf das Hinterhorn des Innenmeniskus. Dies entspricht den in der Literatur angegebenen Häufigkeiten und der höheren Verletzungsanfälligkeit des vergleichsweise weniger mobilen Innenmeniskus (5, 7).

In der Literatur sind momentan keine Studien bekannt, welche die Vergleichbarkeit der SWI mit anderen MRT-Sequenzen oder Modalitäten hinsichtlich der Risslängenbestimmung im Meniskus untersuchen. Es finden sich jedoch Studien zu anderen Aspekten des diagnostischen Potenzials der SWI in der Untersuchung von Meniskusverletzungen. Chen et al. untersuchten beispielsweise mittels 3-Tesla-MRT die diagnostische Performance der SWI bei Meniskusrissen. Hierzu verglichen sie bei 94 Patienten mit Meniskusrissen jeweils T1, PD und SWI mit dem Ergebnis einer Arthroskopie als Referenzstandard. Dabei erzielte die SWI hinsichtlich Sensitivität, Spezifität und Genauigkeit vergleichbare oder höhere Werte als PD und T1. Eine erwähnenswerte Limitation der Studie liegt jedoch darin, dass die Autoren von der nachfolgenden Arthroskopie der Patienten wussten, was sie in ihrer Beurteilung bezüglich des Vorliegens eines Risses beeinflusst haben könnte (58).

Zu einem abweichenden Ergebnis gelangte eine Studie von Sieron et al., welche unter anderem 39 Patienten mit Meniskusrissen mittels 3-Tesla-MRT und zusätzlichen SWI-Sequenzen untersuchten. Hierbei war keine Arthroskopie als Referenzstandard durchgeführt worden, sondern

es wurde ein Vergleich mit dem Ergebnis einer unabhängigen und zuvor durchgeführten Befundung der Fälle durch andere Radiologen herangezogen. Als Ergebnis nennen die Autoren eine Sensitivität von nur 10,3 %, eine Spezifität von 100 % sowie eine Genauigkeit von 44,4% für die SWI-Sequenz und werten deren diagnostische Performance daher als unterlegen im Vergleich zu PD (100%, 75,0%, 90,5%) und T1 (87,2%, 75,0%, 82,5%). Ein Risiko bei Verwendung der SWI sahen die Autoren insbesondere im Übersehen kleinerer Veränderungen des Meniskus (59).

Fasst man die Aussagen der beiden dargestellten Studien zum Thema Meniskusrisse zusammen, dann zeigt sich eine deutliche Diskrepanz in der Schlussfolgerung beider Autoren. Während Chen et al. eine Empfehlung zur Verwendung der SWI-Sequenz aussprechen und dieser eine vergleichbare Eignung wie der etablierten PD-Sequenz zusprechen, kommen Sieron et al. zu dem Schluss, dass die SWI in der Diagnostik von Meniskusrissen nicht eingesetzt werden sollte. Vergleicht man den allgemeinen Aufbau, Design und Durchführung beider Untersuchungen miteinander, so lässt sich für Chens Studie insgesamt eine höhere Qualität annehmen. Dies liegt unter anderem in der exakten Definition des Untersuchungsziels, der verhältnismäßig hohen Fallzahl sowie insbesondere in der Nutzung der Arthroskopie als Referenzstandard begründet. Auch die Aussagetendenz der hier vorliegenden Arbeit zeigt in eine ähnliche Richtung wie die Studie von Chen. Während bei Chen die diagnostische Qualität der SWI an der Detektionsrate von Meniskusrissen festgemacht wurde, nutzte die hier dargestellte Untersuchung verschiedene bildgebende Ansätze zur allgemeinen Beurteilbarkeit und Darstellungsqualität von Meniskuspathologien. Sie kann somit als Ergänzung der bereits in der Literatur existierenden Aussagen zum Potenzial der SWI aufgefasst werden.

Im Rahmen dieser Arbeit fand die Untersuchung der Meniskusverletzungen bei einer Feldstärke von 1,5 Tesla statt. Insbesondere auf den Gebieten der neuroradiologischen Diagnostik, aber auch zur Untersuchung muskuloskelettaler Fragestellungen, hat sich in den letzten Jahren die Verwendung von 3-Tesla-Geräten zunehmend durchgesetzt. Deutlich wird dies beispielsweise an den beiden angeführten Studien von Chen und Sieron, welche ihre Untersuchungen an Geräten dieser Feldstärke durchgeführt haben. Hieraus ergibt sich die Frage, wie sich die Ergebnisse der hier vorliegenden Arbeit durch einen Wechsel zu einer höheren Feldstärke verändert hätten. Bezüglich der diagnostischen Genauigkeit bei Meniskusverletzungen scheint sich eine Erhöhung der Feldstärke nicht zwangsläufig auch in einer höheren Detektionsrate von Meniskuspathologien niederzuschlagen. Eine mögliche Erklärung hierfür könnte in der bereits bei 1,5 Tesla bestehenden hohen Übereinstimmung von Arthroskopie und MRT liegen (74). Bei der Untersuchung von Meniskusrupturen ließen sich in mehreren Studien keine Hinweise auf eine signifikant höhere

diagnostische Genauigkeit eines 3-Tesla-MRTs im Vergleich zu einem MRT mit einer Feldstärke von 1,5 Tesla feststellen. Ebenfalls gab es bei den mit beiden Feldstärken fehldiagnostizierten Läsionen keine Unterschiede in den Lokalisierungen oder Kategorien der Risse. Die diagnostische Genauigkeit hängt somit auch wesentlich von anderen Faktoren ab. Hierbei handelt es sich beispielsweise um die Wahl der Sequenzen selbst, die Einstellung der Untersuchungsparameter sowie um die Eigenschaften des technischen Zubehörs. Der Schwerpunkt des Adaptionprozesses an höhere Feldstärken wird daher insbesondere an der Modifikation bereits etablierter Sequenzen und Untersuchungsprotokolle liegen (31, 74, 75).

Bei einer Messung mit 3 statt 1,5 Tesla kann die Echozeit TE und somit auch die Gesamtzeit der Messung halbiert werden, was im klinischen Alltag einen wesentlichen Vorteil darstellt. Weiterhin bringt der Wechsel auf eine höhere Feldstärke auch eine Erhöhung der SNR mit sich (76). Dieser Einfluss auf SNR, CNR und die sich daraus möglicherweise ergebenden Konsequenzen werden in den nachfolgenden Abschnitten der Diskussion noch separat behandelt.

SWI-Sequenzen lassen sich zudem auch als 3D-Sequenz durchführen, indem ein isovolumetrischer Dünnschichtdatensatz ohne Zwischenschichtabstand erstellt wird, der sich in jeder beliebigen Richtung reformieren lässt (24). Im Hinblick auf einen zusätzlichen diagnostischen Nutzen unterscheidet sich bei der Untersuchung von Meniskusrissen der Einsatz von 3D-SE-intermediär-gewichteten Sequenzen mit multiplanarer Schichtrekonstruktion nicht signifikant von 2D-MR-Sequenzen (77). Weiterhin erzielten 3D-FSE- und 3D-GRE-Sequenzen in einer Metaanalyse von Shakoor et al. eine vergleichbare diagnostische Performance wie konventionell verwendete 2D-Sequenzen (78).

Limitiert wird die hier vorliegende Untersuchung zunächst durch das explorative Setting. Im Vorfeld der MRT-Untersuchung fand keine Fallzahlenkalkulation statt. Folglich handelte es sich bei der Auswertung der Ergebnisse nicht um konfirmatorische Tests, was wiederum das Risiko für eine „Unterpowerung“ der Studie mit sich bringt. Die statistischen Ergebnisse und Signifikanzen sind dementsprechend vorsichtig zu deuten. Speziell auf die Fragestellung der Meniskusrisse bezogen, gilt zu beachten, dass als Evaluationsreferenz der SWI mit der PD TSE fs eine weitere Sequenz der gleichen Modalität herangezogen wurde. Bei dem Goldstandard zur Diagnose von Meniskusverletzungen, welcher dementsprechend auch die optimale Referenz für den Zweck dieser Studie gewesen wäre, handelt es sich um die diagnostische Arthroscopie (7). Da in dieser Studie nicht für alle in der MR-Bildgebung aufgetretenen Meniskusrisse auch eine Arthroscopie durchgeführt wurde und die Risslängen dabei wiederum nur in den wenigsten Fällen intraoperativ

ausgemessen wurden, konnte die diagnostische Arthroskopie entsprechend weder zum Risslängenvergleich noch als Referenzmodalität zur Bestätigung eines Meniskusrisses herangezogen werden. Wie zuvor bereits beschrieben, gilt die PD-Sequenz hinsichtlich ihrer relativ hohen Übereinstimmung mit arthroskopisch bestätigten Meniskusrissen jedoch auch diesbezüglich als akzeptables Surrogat (34). Weiterhin fand zum Zweck dieser Auswertung eine Beschränkung auf sagittal messbare Risstypen (horizontal, vertikal und komplex) statt, weshalb die hier aufgeführten Ergebnisse für die SWI auch nicht ohne weiteres auf andere Risstypen übertragbar sind. Auch die Messgenauigkeit der Größenverhältnisse der Pathologien muss als Limitation genannt werden, da diese im Rahmen der Studie auf zwei Dezimalstellen bestimmt wurde, was bezüglich der MRT-Auflösung einen kritischen Bereich darstellt (siehe Tabelle 2.2 und 2.3). Außerdem unterliegt der Messvorgang per se einer gewissen Subjektivität in der exakten Festlegung der Start- und Endpunkte bei Ausmessung der Pathologie, was insbesondere bei geringen Messdifferenzen einen relevanten Einflussfaktor darstellen könnte. Zur Objektivierung wäre eine Auswertung durch einen zweiten Rater vonnöten gewesen, was auch die Bestimmung der Interrater-Reliabilität sowie die Berechnung des Intraklassen-Korrelationskoeffizienten für diese Fragestellung ermöglicht hätte.

4.1.2 Signal- und Contrast-to-Noise-Ratio

Um im Vergleich von SWI und PD auch den quantitativen Aspekt der unterschiedlichen Signalintensitäten zu berücksichtigen, wurden für alle 32 ausgewerteten Meniskusrisse sowie für die 36 sonstigen Meniskopathien jeweils die SNRs und CNRs berechnet. Bezüglich der SNRs ergaben sich in beiden genannten Gruppen für sämtliche der Patienten in der SWI höhere Werte als in der PD. Hinsichtlich der CNR-Berechnung ergab sich ein ähnliches Bild. Hierbei waren innerhalb der Meniskopathie-Gruppe sämtliche CNRs in der SWI-Sequenz höher als in der PD, während in der Gruppe der Meniskusrisse die SWI bei 29 der 32 betrachteten Patienten höhere Werte lieferte. Die SNR-Messungen der Patienten mit Meniskusrissen lagen in der SWI Magnitude deutlich höher als in der PD TSE fs ($p < 0,001$), wobei die durchschnittliche Überlegenheit der SWI 35,94 betrug. Ein ähnliches Ergebnis zeigte der Vergleich der CNR-Werte in dieser Gruppe. Auch hierbei zeigten sich in der SWI höhere Werte ($p < 0,001$) und die CNR-Werte der SWI lagen im Durchschnitt um 23,24 höher als in der PD-Sequenz. In der Gruppe der Patienten mit sonstigen Meniskopathien lagen die SNRs der SWI durchschnittlich 31,47 höher in der SWI als in der PD-Sequenz ($p < 0,001$) und auch die CNR-Werte waren in der SWI im Mittel um 21,65 höher ($p < 0,001$). Zusammenfassend zeigte sich bei den betrachteten

Meniskusverletzungen eine hochsignifikante Überlegenheit der SWI-Sequenz hinsichtlich der Werte von SNR und CNR gegenüber der PD. Dieses Ergebnis war sowohl für die Gruppe der Meniskusrisse als auch innerhalb der Gruppe sonstiger Meniskopathien zutreffend.

Relevante Werte zur Berechnung von SNR und CNR sind die Signalintensität der Pathologie, die Standardabweichung des Hintergrundrauschens sowie die Signalstärke des gesunden Vergleichsgewebes (siehe Abbildung 2.4 und 2.5). Die separate Betrachtung dieser Ausgangswerte für die einzelnen Sequenzen und Patientenkollektive soll an dieser Stelle genutzt werden, um eine differenzierte Analyse der Unterschiede zwischen beiden Sequenzen zu ermöglichen. Betrachtet man die Signalintensität der PD-Sequenz von Patienten mit Meniskusrissen, so lag diese mit durchschnittlich $191,21 \pm 73,50$ zunächst insgesamt höher als der entsprechende Wert der SWI mit $137,62 \pm 31,51$. Hinsichtlich der hohen Protonendichte von Flüssigkeiten, was entsprechend auch auf die Signalalterationen meniskaler Läsionen zutrifft, sind die angegebenen Signalintensitätswerte der PD-Sequenz zunächst nachvollziehbar. Der Grund für das insgesamt dennoch niedrigere SNR der PD bei Meniskusrissen lässt sich somit bei der Standardabweichung des Hintergrundrauschens vermuten, welche als Divisor in die Formel zur SNR-Berechnung eingeht (siehe Abbildung 2.4). Die Werte hierfür waren in der PD-Sequenz durchschnittlich etwa dreimal höher als in der SWI (PD: 6,49 bzw. SWI: 2,16) und stellten somit einen wesentlichen Einfluss für die insgesamt niedrigeren SNR-Werte der PD dar.

SNRs und CNRs wurden für die Gruppen der Patienten mit Meniskusrissen und Meniskopathien getrennt berechnet, um mögliche Differenzen aufzeigen und begründen zu können. Untersucht man die Ausgangswerte beider Sequenzen zur CNR-Berechnung, dann ist auch hier die geringere Standardabweichung des Hintergrundrauschens der SWI als wesentlicher Faktor für die diesbezüglich bessere Performance gegenüber der PD-Sequenz anzunehmen. Eine mögliche Erklärung für die 3 Patienten innerhalb der Meniskusriss-Gruppe, bei denen die CNR-Werte der SWI- unter denen der PD-Sequenz lagen, könnte sich wiederum in der bereits erwähnten Empfindlichkeit der PD-Sequenz für Flüssigkeiten und der entsprechend hohen Signalintensität finden lassen. Da Meniskusrisse eine insgesamt höhere Signalintensität aufweisen als Meniskopathien eines geringeren Grades, kann die PD in dieser Gruppe demnach von stärkeren Signalintensitäten profitieren. Diese Tatsache scheint in einigen Fällen den Vorteil der geringeren Standardabweichung des Hintergrundrauschens der SWI zu überwiegen. In der SWI waren die Diskrepanzen der Signalintensitäten zwischen Rissen und Meniskopathien insgesamt weniger stark ausgeprägt als in der PD-Sequenz. Die Standardabweichung der mittleren Signalintensitäten der Meniskusrisse lag in der SWI diesbezüglich bei 31,51, in der PD jedoch bei 73,50. Für die

Meniskopathien wiederum zeigte sich ein Trend zur Überlegenheit der SWI bei SNR und CNR mit steigenden Mittelwerten (Abb. 3.8 und 3.9), was ebenfalls die angeführte These stützt.

Für sämtliche Auswertungen im Rahmen dieser Arbeit und insbesondere auch zur Berechnung der SNRs und CNRs wurde die Magnitude der SWI statt der kombinierten SWI-Sequenz aus Phasenmaske und Magnitude verwendet. Der Grund für diese Entscheidung lag im zunächst subjektiv evaluierten Bildqualitätseindruck der SWI Magnitude. Zwar besitzt die endgültige SWI-Sequenz durch den beschriebenen Kompositionsprozess einen insgesamt höheren Informationsgehalt, schien jedoch durch die Multiplikation mit der Phasenmaske vergleichsweise schlechter zur Analyse feiner Details geeignet. Die dargestellten Ergebnisse der SNR- und CNR-Berechnung im Vergleich zur PD-Sequenz sowie die durchgeführte Bildqualitätsanalyse stützen die These der hohen Sequenzqualität der SWI Magnitude. Eine Evaluation der finalen SWI-Sequenz könnte in einer nachfolgenden Studie oder im Rahmen einer zusätzlichen Auswertung untersucht werden.

Da die Festlegung einer Diagnose und die nachfolgende Einordnung der Pathologien bereits mit der PD-Sequenz erfolgte, wurde diese auch zur Ausmessung der Pathologiegrößen und zur Bestimmung der SNR und CNR als Referenz genutzt. Die jeweiligen Berechnungen der entsprechenden Werte in der SWI erfolgten immer erst im Anschluss daran. Speziell auf die Fragestellung der SNR und CNR bezogen, wurde die Auswahl der zur Messung genutzten Schicht sowie die Größenfestlegung der ROI jeweils zunächst innerhalb der PD-Sequenz getroffen und anschließend in die SWI-Sequenz kopiert. Dieses Vorgehen wurde im Sinne eines konservativen Ansatzes gewählt, da sich eine Orientierung an der PD-Sequenz tendenziell zu Ungunsten der SWI auswirken würde. Somit bestand bei diesen Fragestellungen im direkten Sequenzvergleich eine methodische Benachteiligung der SWI gegenüber der PD, wobei die SWI-Sequenz dennoch bessere SNR- und CNR-Werte lieferte. Aufgrund der dargestellten Ergebnisse besteht entsprechend die Möglichkeit, dass die SWI nicht nur höhere Werte bezüglich SNR und CNR liefert, sondern auch in der Bestimmung der bereits dargestellten Größenverhältnisse die genauere Sequenz wäre. Zur Überprüfung dieser These wäre wiederum eine diagnostische Arthroskopie mit exakter Risslängenbestimmung als Referenz notwendig. Insbesondere in Kombination mit der hohen Übereinstimmung von SWI und PD bei Risslängenmessungen könnte die SWI-Sequenz mit ihren hohen SNRs und CNRs auch zur Einstufung der Meniskusverletzungen nach Lotysch alternativ zur PD eingesetzt werden. Diese These sollte jedoch noch eingehender geprüft werden.

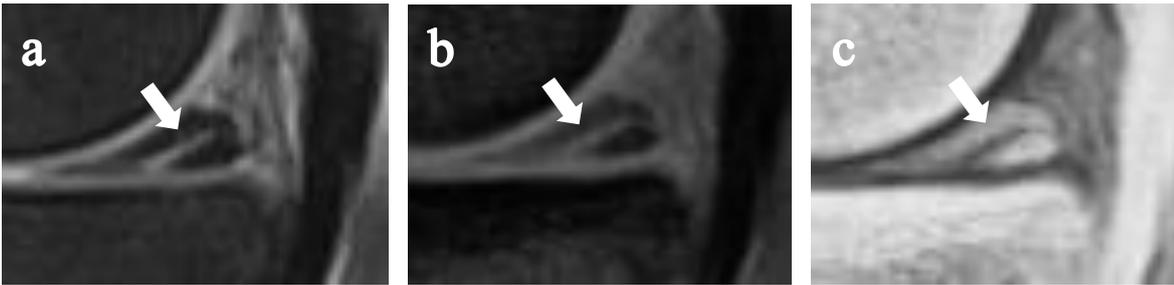


Abbildung 4.1 *Darstellungvergleich eines Meniskusrisses (SWI vs PD)*

Die Abbildung zeigt den Verlauf eines horizontalen Risses im Hinterhorn des Innenmeniskus (weißer Pfeil). Die Nachverfolgbarkeit des Rissverlaufs ist in beiden Sequenzen gegeben. In SWI Magnitude sag (b) und invertierter SWI Magnitude sag (c) lässt sich jedoch insbesondere im posterioren Abschnitt des Risses ein vergleichsweise durchgängigerer Verlauf in Richtung der Meniskusbasis annehmen, während in PD TSE fs sag (a) die Kontinuität der Signalalteration im beschriebenen Abschnitt weniger klar zu erkennen ist. Ursächlich hierfür könnten die durchschnittlich höheren Kontrastwerte (SNR und CNR) der SWI im Vergleich zur PD-Sequenz sein.

a: PD TSE fs sag, b: SWI Magnitude sag, c: invertierte SWI Magnitude sag

CNR: Contrast-to-Noise-Ratio. fs: Fettsättigung. PD: Protonendichte. sag: sagittal. SNR: Signal-to-Noise-Ratio. SWI: suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung. TSE: Turbospinecho.

Momentan liegen keine anderen Studien vor, die sich explizit mit der Berechnung von SNR und CNR der SWI-Sequenz bei Meniskusrissen oder Meniskopathien befassen. Generelle Untersuchungen zur SNR der SWI-Sequenz finden sich beispielsweise bei der Bestimmung der Anzahl von Multiplikationsschritten von Phasen- und Magnitudenbild zur Optimierung von SNR und CNR (79) sowie bei der Bestimmung der SNR von Venen im Gehirn (40). Eine Erhöhung der SNR ist einerseits durch die Verkürzung der Echozeit möglich, was jedoch mit geringeren Suszeptibilitätsunterschieden einhergeht (80). Andererseits steht auch die Feldstärke des Geräts in Zusammenhang mit der Signalstärke. Eine Erhöhung der Feldstärke hat dabei eine Steigerung von SNR und CNR zur Folge (41, 76). Anzumerken ist, dass die beiden im vorherigen Kapitel zitierten Studien von Chen und Sieron an einem 3-Tesla-MRT durchgeführt wurden, während die in dieser Arbeit dargestellten Ergebnisse bei einer Feldstärke von 1,5 Tesla erhoben wurden. In der hier vorliegenden Untersuchung konnten bereits bei dieser niedrigeren Feldstärke signifikant höhere SNRs und CNRs in der SWI im Vergleich zur PD-Sequenz gezeigt werden. Bei 3 Tesla wären entsprechend noch höhere Werte in beiden Sequenzen zu antizipieren, wodurch sich potenziell auch die Visualisierung meniskaler Pathologien verbessern würde (76, 81). Ob der Unterschied zwischen SWI und PD in dieser Situation ähnlich deutlich ausfallen würde oder ob es zu einer

vergleichsweise größeren oder geringeren Diskrepanz beider Sequenzen kommen würde, müsste mittels einer Folgestudie bei einer Feldstärke von 3 Tesla genauer evaluiert werden.

Als Limitation der Auswertung dieser Fragestellung ist zunächst die subjektive Platzierung der Regions of Interest (ROI) zu nennen. Relevant ist dies insbesondere bei der Platzierung der ROI zur Messung der Signalintensität im pathologisch veränderten Meniskus. Hierbei war eine exakte Trennung zwischen gesundem Gewebe und dem Beginn der Pathologie nicht immer eindeutig möglich. Grund für die teilweise unzureichende Trennschärfe waren die kontinuierlichen Signalintensitätsveränderungen. Zur Minimierung etwaiger Auswirkungen einer subjektiven ROI-Platzierung wurden die ROI-Größen, wie beispielsweise die kreisrunden ROIs zur Messung der Standardabweichung des Hintergrundrauschens, jeweils in die andere Sequenz kopiert, um übereinstimmende Größenverhältnisse der ROIs in beiden Sequenzen gewährleisten zu können. In Abbildung 2.3 wird dieser Prozess beispielhaft dargestellt. Eine weitere Einschränkung ist die Fokussierung auf ein Patientenkollektiv mit Verletzungen des Meniskus. Ob die Überlegenheit der SWI-Sequenz hinsichtlich der Werte von SNR und CNR gegenüber vergleichbaren Sequenzen auch auf andere Pathologien zutrifft, müsste dementsprechend zunächst in weiteren Studien untersucht werden.

4.1.3 Bildqualität und Interrater-Reliabilität

Bei der subjektiven Beurteilung des Bildqualitätseindrucks der SWI- und PD-Sequenz durch beide Rater zeigten sich einige Unterschiede. So ergaben die Auswertungen der Einschätzungen durch Rater 1 (Medizinstudent) keinen signifikanten Bildqualitätsunterschied zwischen beiden Sequenzen ($p = 0,166$), während bei Rater 2 (Facharzt für Radiologie) eine Überlegenheit der SWI- gegenüber der PD-Sequenz hinsichtlich des subjektiven Bildqualitätseindrucks vorlag ($p = 0,033$).

Auch bezüglich der Aussagenübereinstimmung beider Rater zeigten sich Unterschiede zwischen den Sequenzen. Während die Übereinstimmung innerhalb der PD nur eine geringe Effektstärke besaß („slight“ nach Landis & Koch) und Cohens Kappa nicht signifikant war ($p = 0,567$), ergab die Übereinstimmung beider Rater bezüglich der SWI eine angemessene Effektstärke („fair“ nach Landis & Koch) sowie ein signifikantes Cohens Kappa von 0,39 ($p = 0,003$). Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass in der SWI-Sequenz eine vergleichsweise höhere Übereinstimmung beider Rater vorlag, während der subjektive Qualitätseindruck der SWI-Sequenz nur durch Rater 2 signifikant besser eingestuft wurde als in der PD-Sequenz.

Die zusätzliche Durchführung dieser Fragestellung lag darin begründet, dass bereits bei Beginn der Studiendurchführung eine hohe Detailschärfe der SWI-Sequenz auffällig war und eine weitere Auswertung und Quantifizierung dieses subjektiven Bildqualitätseindrucks angestrebt wurde. Die Auswertung der Fragestellung bezüglich des SNR und CNR beider Sequenzen hatte bereits eine Überlegenheit der SWI-Sequenz gezeigt, welche jedoch auch hinsichtlich eines „nicht-technischen“ Aspekts weiter evaluiert werden sollte. Als Fragestellung wurde daher der subjektive diagnostische Bildqualitätseindruck mit Fokus auf die Darstellung der Meniskusrisse gewählt. Aufgrund der höheren SNRs und CNRs sowie des geringeren Hintergrundrauschens der SWI war hierbei eine höhere Bildqualität zu vermuten. Dies bestätigte sich jedoch nur bei Rater 2 (Facharzt für Radiologie) durch ein signifikantes Ergebnis. Dieser Rater stufte die SWI-Sequenz deutlich häufiger in der höchsten Bildqualitätskategorie ein als Rater 1 (siehe Tabelle 3.3). Ursächlich hierfür könnte einerseits die größere klinische und radiologische Erfahrung von Rater 2 gegenüber Rater 1 sein, die eine bessere Trennschärfe bezüglich der diagnostischen Qualität beider Sequenzen erlaubte. Andererseits kann auch ein konservativeres Vorgehen bei der Beurteilung durch Rater 1 angenommen werden, da es sich bei diesem um den Autor der vorliegenden Untersuchung handelt und die SWI somit zurückhaltender eingeschätzt worden sein könnte. Die Subjektivität der Einschätzungen lässt sich durch die berechnete Übereinstimmung zwischen beiden Ratern teilweise wieder objektivieren, da zumindest hinsichtlich der SWI-Sequenz eine angemessene Übereinstimmung vorlag. Eine Bevorzugung der SWI gegenüber der PD nur aufgrund der hier ausgewerteten Fragestellung sollte jedoch vorsichtig betrachtet werden, da zum einen die Stichprobenanzahl verhältnismäßig gering war und es sich nur um zwei Rater handelte. Zum anderen lag der errechnete Wert des Cohens Kappa auch bei der SWI absolut gesehen auf einem mäßigen Niveau.

Hinsichtlich des methodischen Vorgehens zur Auswertung dieser Fragestellung wurde ein linear gewichtetes Cohens Kappa verwendet, um größere Abweichungen in den Einschätzungen der Rater auch entsprechend stärker zu sanktionieren. Bei den möglichen Einstufungskategorien der Bildqualität wurde ein anwendungsbezogener Ansatz gewählt, der sich primär an den notwendigen Gegebenheiten für die Festlegung und Einstufung von Meniskusverletzungen orientierte. Dies lag darin begründet, dass die vorherige Fragestellung der technischen SNR- und CNR-Parameter durch einen klinischen Aspekt ergänzt werden sollte.

Auch in der Literatur finden sich Untersuchungen zur Konsistenz der diagnostischen Einschätzung von Meniskusverletzungen in der SWI durch mehrere Rater. In der bereits dargestellten Studie von Chen et al. hatten die beiden Rater eine Erfahrung von jeweils 9 bzw. 15 Jahren in

diagnostischer Radiologie. Die betrachteten Parameter war einerseits die Randschärfe der meniskalen Läsionen, andererseits der Kontrast zwischen den Signalintensitäten der Läsion und des gesunden Meniskus. Verglichen wurden SWI-, PD- sowie eine T1-gewichtete Sequenz. Wie auch in der hier vorliegenden Studie wählten Chen et al. vier Kategorien zur Einstufung der Bildqualität: „nicht klar sichtbar“, „sichtbar, aber nicht eindeutig für Diagnose“, „nicht absolut klar, aber ausreichend für Diagnose“ sowie „klar und ausreichend für Diagnose“. Es zeigten sich hierbei keine signifikanten Unterschiede der Bildqualität zwischen T1 und SWI oder zwischen PD und SWI. Eine zusätzlich berechnete Interobserver-Übereinstimmung war nahezu perfekt („almost perfect“, $\kappa = 0,841$). Die Autoren schlussfolgerten, dass die SWI den konventionellen MR-Sequenzen bezüglich der Bildqualität gleichwertig sei (58).

Vergleicht man die Ergebnisse von Chen et al. mit den hier dargestellten Werten, dann ist zunächst die Diskrepanz in der klinischen Erfahrung der jeweiligen Rater auffällig. Während in der Studie von Chen et al. die Erfahrung der beiden Rater auf einem insgesamt größeren und vergleichbarem Niveau lag (9 bzw. 15 Jahre diagnostische Radiologie), besaß in der hier vorliegenden Arbeit einer der beiden Rater keine tiefergehende Erfahrung in diagnostischer Radiologie. In der Studie von Chen wurde die Auswertung der Rater-Übereinstimmung nicht an der Einstufung in Bildqualitätskategorien, sondern an der Diagnosestellung eines Meniskusrisses festgemacht. Dies erklärt auch die höheren Übereinstimmungswerte, da es sich dabei lediglich um eine „Ja-oder-Nein“-Entscheidung handelte und der Interpretationsspielraum entsprechend beschränkter war als bei einer subjektiven Einordnung in verschiedene Bildqualitätskategorien. Die fehlende Signifikanz der Bildqualitätsunterschiede zwischen den drei betrachteten Sequenzen stimmt in der Aussage mit der Einschätzung von Rater 1 der hier vorliegenden Studie überein, während sich in der Auswertung der Einschätzungen von Rater 2 sogar eine Überlegenheit der SWI- gegenüber der PD-Sequenz ergab. Insgesamt weisen die Einschätzungen der hier dargestellten Arbeit demnach in eine ähnliche Richtung wie die Analyse durch Chen et al. (58).

Eine Limitation dieser Fragestellung ist zunächst die Verblindung des Auswertungsprozesses. So hatten die beiden Rater zwar keinen Zugang zu den Einstufungen des jeweils anderen, doch konnten die beiden zu vergleichenden Sequenzen bei der Bildanalyse selbst nicht verblindet werden. Ob es sich bei der einzustufenden Sequenz um eine SWI Magnitude oder um eine PD TSE fs handelte, war für beide Rater direkt ersichtlich und könnte demnach zu einer Verzerrung der Ergebnisse geführt haben. Weiterhin war der Einordnungsprozess in die einzelnen Kategorien selbst ebenfalls subjektiv. Zudem hatten beide Rater durch die Definition der Kategorien einen gewissen Entscheidungsspielraum bei ihrer Entscheidung. Wie bereits angemerkt wurde, besaß

Rater 2 (Facharzt für Radiologie) eine deutlich größere klinische und radiologische Erfahrung als Rater 1 (Medizinstudent). Auch die Festlegung und Definition der Bildqualitätskategorien selbst stellt eine weitere Limitation dieser Fragestellung dar. Bei einer feineren Abstufung der Kategorien wäre möglicherweise eine deutlichere Überlegenheit der SWI-Sequenz gegenüber der PD für beide Rater zu erkennen gewesen, wohingegen bezüglich der Übereinstimmung der beiden Rater dann entsprechend auch ein geringerer Übereinstimmungsgrad anzunehmen wäre, da mehr mögliche Kategorien zur Auswahl gestanden hätten. Abschließend sei angemerkt, dass die Bildqualitätsanalyse nur im Patientenkollektiv mit Meniskusrissen durchgeführt wurde, während die sonstigen Meniskopathien oder Osteophyten nicht betrachtet wurden. Eine Übertragbarkeit der hier dargestellten Ergebnisse auf andere Pathologien müsste dementsprechend zunächst geprüft werden.

4.2 Osteophyten

Abseits von Fragestellungen mit meniskalem Bezug wurde die diagnostische Performance der SWI im Rahmen dieser Arbeit auch hinsichtlich der Darstellung von Osteophyten analysiert. Ähnlich wie bei den untersuchten Pathologien des Meniskus wurde auch hierfür eine Ausdehnungsmessung als Vergleichsansatz gewählt und für insgesamt 25 Osteophyten des Kniegelenks durchgeführt. Als Referenzstandard konnte hierzu eine konventionelle Projektionsradiografie herangezogen werden. Im direkten Sequenzvergleich zwischen koronarer SWI Magnitude und T1-Sequenz zeigte sich, dass die in der SWI-Sequenz gemessenen Werte weniger stark von den Referenzwerten der Röntgenaufnahme abwichen als die Messwerte der T1. Das 95%-Konfidenzintervall der Längenabweichungen der SWI vom Röntgenbild [-2,16 mm; 1,48 mm] war deutlich enger als das der T1-Sequenz [-4,42 mm; 2,79 mm]. Die Betragswerte der Differenzen der Osteophytenlänge zur Messung im Röntgenbild waren in der SWI-Sequenz signifikant kleiner als in der T1 ($p = 0,001$). Ein ähnliches Verhältnis galt für die Konfidenzintervalle der Breitenabweichung von [-0,94 mm; 1,24 mm] in der SWI-Sequenz sowie von [-1,62 mm; 1,65 mm] in der T1. Auch hier waren die Betragswerte der Differenzen der Osteophytenbreite vom Röntgenbild in der SWI-Sequenz signifikant kleiner als in der T1 ($p = 0,003$). Bei der Größenbestimmung der Osteophyten zeigte sich jeweils eine stärkere Korrelation mit höherer Anpassungsgüte zwischen Röntgen und SWI (Länge: $R^2 = 0,95$; Breite: $R^2 = 0,86$) als zwischen Röntgen und T1 (Länge: $R^2 = 0,82$; Breite: $R^2 = 0,68$).

Den momentanen Standard für viele knöcherne Fragestellungen in der diagnostischen Radiologie stellen diejenigen Untersuchungsverfahren dar, die auf einer Verwendung von Röntgenstrahlen basieren (20). Dies ist beispielsweise bei konventionellen Projektionsradiografien sowie der Computertomografie der Fall. Innerhalb der Magnetresonanztomografie ist die T1-gewichtete Sequenz ein häufiger Bestandteil der Sequenzprotokolle zur Abklärung muskuloskelettaler Fragestellungen und zur Untersuchung knöcherner Veränderungen, weshalb sie für die hier dargestellte Analyse der Osteophyten als Vergleichssequenz der SWI genutzt und mit der Röntgenaufnahme (Referenzstandard) verglichen wurde (32). Allgemein werden insbesondere weichteilbezogene Untersuchungen als diagnostische Stärke der MRT betrachtet (28). Eine adäquate Nutzbarkeit der MRT auch für knöcherne Fragestellungen würde ein Zeitersparnis im Sinne eines „One-Stop-Shop“-Ansatzes mit sich bringen. Dies bezieht sich im Besonderen auf jene Fragestellungen, die bisher durch eine Kombination zweier Bildgebungsmodalitäten abgeklärt wurden. Zusätzlich bedeutet der Wegfall ionisierender Strahlung insbesondere für jüngere Patienten einen erheblichen Vorteil (55). Die Etablierung einer MR-Sequenz mit diagnostischem Potenzial sowohl bei Weichteil- als auch bei Knochenfragestellungen erscheint für die bildgebende Diagnostik dementsprechend attraktiv. Daher wurde der diagnostische Einsatz der SWI im Rahmen dieser Studie nicht nur bei Verletzungen des Meniskus, sondern auch bei Osteophyten untersucht. Auf wissenschaftlich bereits untersuchte Anwendungsbereiche der SWI bei muskuloskelettalen Fragestellungen wird im weiteren Verlauf dieses Kapitels noch eingegangen.

Für die Auswertung der Größenverhältnisse der Osteophyten wurden nur solche Patienten eingeschlossen, die maximal ein Jahr vor Durchführung der MRT-Untersuchung eine konventionelle Röntgenuntersuchung des entsprechenden Kniegelenks erhalten hatten. Dieses Röntgenkorrelat wurde als Referenzstandard für die Auswertung verwendet. Zur Diagnostik von Osteophyten gilt die konventionelle Projektionsradiografie als klinisch etablierte Standardmodalität (20). Sie kommt unter anderen zur Einstufung des Arthrosegrades in der Klassifikation nach Kellgren-Lawrence zum Einsatz. Hierbei ist das Vorliegen von Osteophyten eines der wesentlichen Kriterien des Scorings und entscheidend für die Einstufung der Arthrose (19). Als Röntgenkorrelate wurden im Rahmen dieser Studie nur anterior-posteriore Röntgenaufnahmen des Kniegelenks verwendet. Zur Darstellung interkondylärer Osteophyten wäre eine Röntgenaufnahme nach Rosenberg besser geeignet gewesen (18). Da in der vorliegenden Untersuchung jedoch keine interkondylären Osteophyten betrachtet wurden, war die Festlegung auf anterior-posteriore Röntgenaufnahmen demnach ausreichend.

Aufgrund der starken Heterogenität an Formen und Größen der Osteophyten, erschien eine getrennte Auswertung mit linearer Ausmessung von Länge und Breite für diese Fragestellung sinnvoll. Alternativ wäre auch die Bestimmung des Osteophytenumfangs in den koronaren Sequenzen mittels polygonaler Längenmessung möglich gewesen. Da dieser Ansatz durch die unzureichende Schichtkorrelation der Projektionsaufnahme mit der schnittbildgebenden MRT jedoch weniger praktikabel erschien, wurde ein linearer Vermessungsansatz der maximalen horizontalen und vertikalen Ausdehnung gewählt. Die unabhängige Messung von Längen und Breiten hatte demnach ausschließlich praktische Gründe, weshalb eine voneinander getrennte Interpretation beider Werte keine Intention dieser Arbeit ist und nur mit Vorsicht erfolgen sollte. Bei der Nutzung einer Computertomographie als Referenzstandard wäre auch eine Vermessung von Länge, Breite und Tiefe möglich gewesen. Hierbei hätte sich zudem der Vergleich mit einer invertierten SWI Magnitude angeboten, da sich diese im visuellen Bildeindruck ähnlich darstellt wie eine CT (siehe Abbildung 3.2). Die klinische Relevanz exakter Größenbestimmungen von Osteophyten ist als eher gering einzuschätzen. Dies ist insbesondere für Abweichungen im Submillimeterbereich anzunehmen. Die Aussagekraft dieser Fragestellung zielt demnach vielmehr in die Richtung einer technischen Machbarkeitsstudie bezüglich der allgemeinen Darstellbarkeit knöcherner Strukturen.

Hinsichtlich der konkreten Messdifferenzen zeigte sich eine weitgehende Homogenität über die verschiedenen Größen der Osteophyten hinweg. Lediglich beim Vergleich der Längenmessungen zwischen SWI und Röntgenbild zeigte sich bei größeren Osteophyten eine Tendenz zu stärkeren Messdifferenzen zwischen beiden Modalitäten. Hierbei unterschätzte die SWI-Sequenz die Osteophytenlänge. Vergleicht man diese Abweichung mit den anderen dargestellten Bland-Altman-Diagrammen, so scheint es sich dabei jedoch nicht um strukturelle Unterschiede zu handeln.

Bei der Größenbestimmung der Osteophyten korrelierten Röntgen und SWI für die Breite als auch für die Länge der Osteophyten stärker miteinander als Röntgen und T1. Die Anpassungsgüte im Modell der SWI war der T1 überlegen. Auch dieses Ergebnis spricht für eine präzisere Darstellung der Größenverhältnisse in der SWI und deckt sich mit bereits angeführten Aussagen.

Durch die unterschiedliche Darstellung paramagnetischer und diamagnetischer Strukturen bietet die SWI einen technischen Vorteil, den konventionelle MR-Sequenzen im Vergleich nicht aufweisen. Die SWI kann somit beispielsweise zur Differenzierung von Hämorrhagien und Verkalkungen genutzt werden (82). Dieser Vorteil der SWI-Sequenz hatte bezüglich der hier

dargestellten Ergebnisse zwar keine direkte Anwendungsrelevanz, könnte jedoch auch in der Bildgebung des Kniegelenks bei einigen weitergehenden Fragestellungen zum Einsatz kommen. So würde sich beispielsweise eine Einsatzmöglichkeit bei der Abklärung von Hämorrhagien des Kniegelenks anbieten (59).

Hinsichtlich der Wahl der Sequenzparameter der SWI ist für einige Fragestellungen ein Kompromiss zu treffen. So bringt eine kurze Echozeit (TE) eine höhere Sensitivität für intrameniskale Prozesse sowie eine reduzierte Anfälligkeit für Suszeptibilitätsartefakte mit sich, was häufig gewünscht ist (33). Eine lange TE ermöglicht hingegen eine bessere Differenzierung der magnetischen Suszeptibilitäten und ist somit auch für die Darstellung von Verkalkungen und Blut entscheidend (24). Diesen Umstand gilt es bei der Etablierung einer MR-Sequenz zur kombinierten Diagnostik von Weichteil- und knöchernen Fragestellungen zu berücksichtigen.

Es wurden bereits einige Studien durchgeführt, welche eine Evaluation des diagnostischen Potenzials der SWI auch bei knochenbezogenen Fragestellungen zum Gegenstand der Untersuchung hatten. So zeigte die SWI beispielsweise bei der Größenbestimmung von Verkalkungen der Rotatorenmanschette des Schultergelenks eine hohe Korrelation mit der als Referenz durchgeführten Röntgenaufnahme ($R^2 = 0,90$). Hierbei wies die SWI eine bessere Interobserver-Übereinstimmung sowie höhere Werte für Sensitivität und Spezifität auf als die standardmäßig verwendeten MR-Sequenzen. Der Durchmesser der Verkalkungen wurde im Vergleich zur Röntgenaufnahme in der SWI geringfügig überschätzt, was mit der geringeren räumlichen Auflösung der SWI im Vergleich zur Röntgenaufnahme zusammenhängen könnte. In der angeführten Studie wurde sowohl die Magnitude als auch die Phaseninformation der SWI genutzt. Letztere eröffnet den zusätzlichen Vorteil einer Differenzierung diamagnetischer von paramagnetischen Strukturen, da erstgenannte sich dort hyperintens, letztere jedoch hypointens darstellen (51). Dieser strukturelle Vorteil der Sequenz wurde ebenfalls durch Bai et al. zur Differenzialdiagnostik bei Hyperplasien und Malignomen der Prostata genutzt, da letztere häufig mit Hämorrhagien einhergehen. Die gefilterten Phaseninformationen der SWI konnten Kalkeinlagerungen in der Prostata außerdem ebenso präzise identifizieren wie die Computertomografie und bieten somit eine Differenzierungsoption zwischen kalzifizierten Läsionen und Hämorrhagien in der Prostata (50). Explizite Studien zum Größenvergleich von Osteophyten in T1 und SWI sind nicht bekannt. Bei Patienten mit spinaler Radikulopathie zeigte die SWI jedoch eine höhere Sensitivität und Spezifität bei der Identifikation von Osteophyten als konventionelle T1- oder T2-gewichtete Sequenzen. Bezüglich der Größenbestimmung dieser Osteophyten wies die SWI außerdem eine überlegene Interobserver-Übereinstimmung sowie eine

hohe Korrelation mit den Größenwerten in CT und Röntgenaufnahme ($R^2 = 0,96$ bzw. $R^2 = 0,95$) auf (54). Ein systematisches Review zur Detektion von Verkalkungen in Weichteilgewebe mittels SWI ergab im Vergleich zu konventionellen MR-Sequenzen eine vergleichbare gepoolte Spezifität von 90,8 % bzw. 94,2 %, während die gepoolte Sensitivität der SWI (86,5 %) den Standard-MR-Sequenzen (36,7 %) deutlich überlegen war (83). Vergleicht man die Ergebnisse der angeführten Studien mit der hier vorliegenden Untersuchung, so sind diese in ihrer Aussage weitgehend kongruent und bestätigen das diagnostische Potenzial der SWI auch bei Fragestellungen bezüglich knöcherner oder kalkhaltiger Strukturen.

Die dargestellten Ergebnisse zeigen, dass SWI-Sequenzen auch bei Fragestellungen mit Bezug zu knöchernen Strukturen eine diagnostische Option darstellen. Wenngleich die SWI in der hier untersuchten Fragestellung der T1-Sequenz überlegen war, wird diese Aussage jedoch aufgrund des geringen Stichprobenumfangs sowie einiger weiterer Faktoren eingeschränkt, auf die im Folgenden eingegangen werden soll. Ähnlich wie es bereits bei den Meniskusverletzungen aufgeführt wurde, gilt auch bei der Untersuchung der Osteophyten die maximale Auflösung von MRT und Röntgen als Einschränkung. Die Größenverhältnisse der Osteophyten waren mit zwei Dezimalstellen im Millimeterbereich gemessen worden, was angesichts der technischen Auflösungsgrenzen der Modalitäten kritisch zu betrachten ist (siehe Tabelle 2.2 und 2.3). Eine zusätzliche Limitation war die direkte Korrelation von Röntgenbild und MR-Sequenz. Bei den verwendeten Röntgenbildern handelt es sich um projektionsradiografische Darstellungen, während die MRT ein Schnittbildverfahren darstellt. Dementsprechend musste eine Schicht der MR-Sequenzen gewählt werden, die visuell am besten mit der Röntgenaufnahme korrelierte. Diese Festlegung erwies sich aufgrund der Modalitätenunterschiede teilweise als schwierig. Da für SWI und T1 anschließend jeweils identische Schichtpositionen gewählt wurden, bestand zwischen beiden MR-Sequenzen dahingehend jedoch eine vergleichbare Ausgangsbasis. Optimal wäre die Korrelation mit einer Computertomografie gewesen, da dann zwei schnittbilderzeugende Modalitäten im Vergleich gestanden hätten. Dies war aufgrund der unzureichenden Anzahl an CT-Vorbefunden im ausgewerteten Patientenkollektiv nicht möglich. Eine zusätzliche Akquise computertomographischer Aufnahmen im Rahmen der Studie wäre mit einer hohen Strahlenbelastung der Patienten einhergegangen. Eine weitere Einschränkung ist die Größenbestimmung der Osteophyten durch nur einen Rater, wodurch die dargestellten Messwerte einer gewissen Subjektivität unterliegen. Auch wurde keine Untersuchung der Detektionsrate von Osteophyten in der SWI durchgeführt, weshalb Kennzahlen wie Sensitivität oder Spezifität zum Vergleich mit den Ergebnissen anderer Autoren nicht ermittelt werden konnten. Eine methodische

Einschränkung der vorliegenden Studie liegt in der Konstruktion der Bland-Altman-Diagramme. Bei drei abgebildeten Diagrammen zum Größenvergleich der Osteophyten lagen keine Normalverteilungen der Messdifferenzen vor, weshalb eine Anpassung der Darstellungen empfehlenswert gewesen wäre. Da dies jedoch der klinischen Dateninterpretation im Wege gestanden hätte, wurde auf ein Logarithmieren oder eine anderweitige Umformatierung der Daten verzichtet. Die betroffenen Fälle wurden in den Diagrammanmerkungen jeweils gekennzeichnet.

Betrachtet man die Altersdurchschnitte der Studienpopulation dieser Fragestellung (siehe Tabelle 3.1), so zeigt sich ein ähnliches Verhältnis wie bei den vorherigen Fragestellungen zu meniskalen Pathologien. Entsprechend erscheint das Studienkollektiv der betrachteten Osteophyten mit einem Durchschnittsalter der Patienten von nur $45,3 \pm 13,1$ Jahren als verhältnismäßig jung und ist für eine arthroseassoziierte Pathologie als untypisch einzuordnen (21). Begründet liegt dies in der ursprünglichen Ausrichtung der gesamten Studie, die sich primär an Erkrankungen des meniskalen Gewebes orientierte und entsprechend auf ein anderes Zielkollektiv ausgerichtet worden war. Ursächlich hierfür waren die hohen Überweisungszahlen sowie MR-Indikationsstellungen für Patienten mit Verdacht auf eine Verletzung der Menisken. Gleichzeitig waren die Verdachtsdiagnosen degenerativer Schädigungen sowie die Gesamtzahl der älteren Patienten im überwiesenen Kollektiv verhältnismäßig gering. Die Auswertung der Osteophyten konnte entsprechend erst im späteren Verlauf hinzugenommen werden, wodurch die Studienpopulation nicht der erwarteten Zusammensetzung entspricht. Eine Folgestudie in einem Patientenkollektiv mit höherem Durchschnittsalter und vorbekannter Gonarthrose würde daher eine höhere Fallzahl auszuwertender Osteophyten und somit auch zusätzliche Evidenz mit sich bringen.

4.3 Ausblick

Die untersuchten Fragestellungen im Rahmen dieser Arbeit beschäftigen sich mit Verletzungen des Meniskus am Beispiel der Meniskusrisse und anderer Meniskopathien sowie mit degenerativen Veränderungen des Kniegelenks, wofür die Ausprägung osteophytärer Anbauten untersucht wurde. Während der Auswertung der akquirierten Datensätze traten auch einige weitere Pathologien auf, deren Fallzahlen jedoch nicht ausreichend waren für eine gesonderte statistische Auswertung. Dementsprechend wurden sie im Ergebnisteil dieser Arbeit nicht betrachtet. Da sie jedoch für zukünftige Forschungsansätze sowie zur weiteren Evaluation des Anwendungspotenzials der SWI-Sequenz von Interesse sein könnten, sollen sie an dieser Stelle mit einem qualitativ orientierten Ansatz kurz beschrieben werden.

Bei 4 der 113 ursprünglich untersuchten Patienten ergab sich der bildgebende Verdacht auf freie Gelenkkörper im Kniegelenk. Im direkten Vergleich einer koronaren SWI Magnitude und einer T1-gewichteten Sequenz waren hierbei Abweichungen in der Pathologiedarstellung auffällig. Diese könnten auf eine unterschiedliche diagnostische Aussagekraft beider Sequenzen hinweisen.

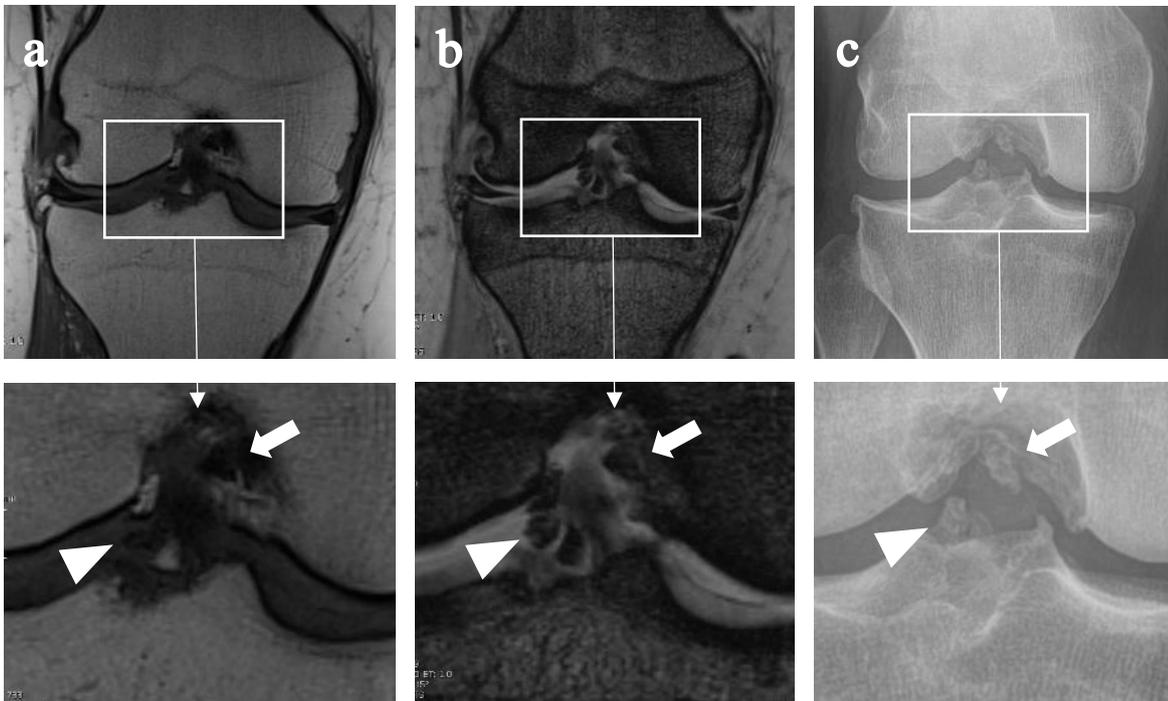


Abbildung 4.2 *Freie Gelenkkörper im Kniegelenk*

Die Abbildung zeigt mehrere freie Gelenkkörper in zwei unterschiedlich gewichteten MR-Sequenzen sowie in einer Röntgenaufnahme, welche als Referenzstandard genutzt wurde. Ein freier Gelenkkörper (weißer Pfeil) befindet sich in räumlicher Nähe zum hinteren Kreuzband und erscheint in der SWI (b) subjektiv besser abgrenzbar als in der T1-gewichteten Sequenz (a). Ein weiterer freier Gelenkkörper (weiße Pfeilspitze), stellt sich in der SWI-Sequenz ebenfalls deutlich dar, während er in T1 jedoch nur schwer abgrenzbar erscheint. Eine Vergrößerung des befundrelevanten Bereichs (weißer Kasten) findet sich für jede Sequenz im unteren Abbildungsteil.

a: T1 cor, b: SWI Magnitude cor, c: Röntgen a.-p.

a.-p.: anterior-posterior. cor: koronar. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung.

Hierbei könnte wiederum auch die bereits angesprochene Nutzung der Phasen-Information der SWI einen zusätzlichen diagnostischen Wert besitzen. Diese weist eine hohe Empfindlichkeit für Verkalkungen auf, was bei der Suche nach kalzifizierten Gelenkkörpern entsprechend hilfreich sein könnte (83). Der potenzielle Nutzen der SWI-Sequenz in der Diagnostik freier Gelenkkörper sollte im Rahmen einer hierauf fokussierten Studie mit entsprechender Fallzahlenkalkulation zunächst ausführlicher evaluiert werden.

Aufgrund der Festlegung auf eine Auswertungssequenz mit sagittaler Orientierung konnten im Rahmen dieser Arbeit nur solche Risstypen des Meniskus untersucht und ausgewertet werden, welche in der entsprechenden Raumebene auch einer Betrachtung und Ausmessung zugänglich waren. Zutreffend ist dies auf horizontale, vertikale und komplexe Risse. Die Festlegung auf diese Orientierungen wurde aufgrund der Höhe der Fallzahlen getroffen, in welcher die aufgeführten Risstypen vorlagen. Bei 3 weiteren Patienten dieser Studie lagen außerdem Korbhenkelrisse vor, welche in sagittaler Orientierung keinen adäquat auszumessenden Rissverlauf aufweisen. Eine gesonderte statistische Auswertung dieses speziellen Risstyps wurde aufgrund der geringen Fallzahl nicht angestrebt. Da eine axiale SWI-Sequenz jedoch ebenfalls Teil des genutzten MR-Protokolls war, konnten die Korbhenkelrisse auch in dieser Orientierung dargestellt werden. In diesen Fällen konnte auch für die axiale SWI-Sequenz ein potenzieller diagnostischer Mehrwert im Vergleich zur axialen T2-Sequenz des standardmäßig durchgeführten Knie-MRT-Protokolls vermutet werden. Von einer qualitativen Betrachtung ausgehend, ist beispielsweise der scharfe Kontrasteindruck der Sequenz hervorzuheben, welcher sich möglicherweise auch für Fragestellungen außerhalb der Diagnostik von Meniskuspathologien ausnutzen ließe.

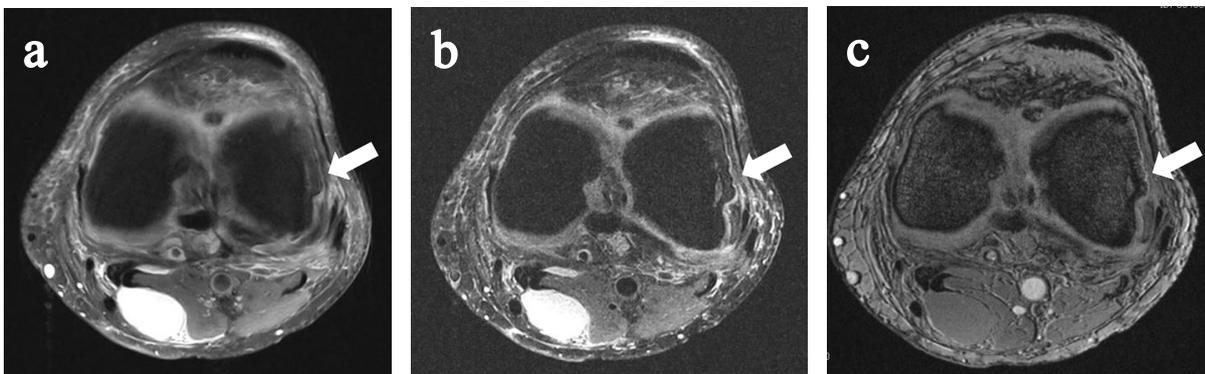


Abbildung 4.3 Korbhenkelriss des Außenmeniskus

Die Abbildung zeigt einen Korbhenkelriss des Außenmeniskus (weißer Pfeil) in drei verschiedenen Sequenzen. Der Korbhenkelriss verläuft vom Vorderhorn bis zum Hinterhorn des Außenmeniskus. Die Dislokation des Flaps nach lateral wurde in einer anschließenden Arthroskopie bestätigt. Auch das periartikuläre Muskel- und Fettgewebe stellt sich mit seiner Septierung in der SWI-Sequenz vom subjektiven Bildeindruck vergleichsweise detailreicher dar als in beiden T2-Sequenzen. Der Grund für die Durchführung einer zusätzlichen T2-gewichteten Sequenz lag in der Anpassung der Schichtdicke, um eine direkte Vergleichbarkeit mit der korrespondierenden SWI-Sequenz zu ermöglichen. Die T2-Sequenz mit 3 mm Schichtdicke ist Teil des routinemäßig durchgeführten Knie-MR-Protokolls.

a: T2 TSE fs ax (3 mm Schichtdicke), b: T2 TSE fs ax (1 mm), c: SWI Magnitude ax (1 mm)

ax: axial. fs: Fettsättigung. SWI: Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung. TSE: Turbospinecho.

Neben der hier genannten Suche nach freien Gelenkkörpern in koronaren Sequenzen sowie der axialen Betrachtung von Korbhenkelrissen könnte die SWI-Sequenz, aufgrund des hohen Contrast-to-Noise Ratios und der damit gut nachvollziehbaren Rissverläufe, auch für eine feinere Einstufung des Grades einer vorliegenden Meniskopathie herangezogen werden. Dies erscheint insbesondere für Situation hilfreich, in denen eine Extension der intrameniskalen Signalalteration zur artikulierenden Gelenkoberfläche fraglich ist und sich aus der Entscheidung unterschiedliche therapeutische Konsequenzen ergeben würden. Sämtliche der in dieser Arbeit aufgeworfenen Ideen, insbesondere die in diesem qualitativ orientierten Ausblick aufgeführten Aspekte, sollten zunächst jedoch durch größer angelegte Studien auf eine breitere empirische Basis gestellt werden.

Abschließend ist festzuhalten, dass sich die Ausbreitung der SWI-Anwendungsbereiche im muskuloskelettalen Bereich bereits auf eine Vielzahl verschiedener Fragestellungen erstreckt und sich eine weitere Fortsetzung dieser Entwicklung abzeichnet. So beschäftigten sich Sieron et al. in ihrer Studie zum Einsatz der SWI in der Meniskusdiagnostik bereits auch zusätzlich mit der Diagnostik von Hämorrhagien des Kniegelenks, welche einen vielversprechenden Anwendungsbereich der SWI darstellen (59). Weiterhin nannten Chen et al. die Diagnostik von Gelenkknorpelläsionen und der Pigmentierten villonodulären Synovialitis als weitere mögliche Einsatzgebiete der SWI (58). Betrachtet man die in dieser Arbeit aufgeführten Stärken der SWI-Sequenz, so ergeben sich theoretisch weitere Anwendungsbereiche der Sequenz auf den Gebieten der Fersensporne, bei Verkalkungen von Achillessehnen, Patellaspornen, knöchernen Ausrissen bei Kreuzbandverletzungen oder auch bei bestimmten tumorösen Veränderungen des Kniegelenks.

4.4 Schlussfolgerungen

Das primäre Ziel der hier vorliegenden Untersuchung war die Evaluation des diagnostischen Potenzials der SWI-Sequenz bei muskuloskelettalen Pathologien des Kniegelenks. Analysiert wurde dies am Beispiel von Verletzungen der Menisken sowie von osteophytären Anbauten des Kniegelenks.

Bei der Bestimmung von Meniskusrisslängen gelangte die sagittale SWI Magnitude zu vergleichbaren Messergebnissen wie eine sagittale PD TSE fs. Die Messwertabweichungen beider Sequenzen lagen innerhalb eines klinisch akzeptablen Bereiches. Bei der Größenbestimmung sonstiger Meniskopathien, welche nicht die Definition eines Meniskusrisses erfüllten, zeigte sich im direkten Vergleich eine verhältnismäßig größere Abweichung beider Sequenzen.

Bei den betrachteten Meniskusverletzungen zeigte sich eine deutliche Überlegenheit der SWI-Sequenz hinsichtlich der Signal- und Contrast-to-Noise-Ratios gegenüber der PD-Sequenz. Diese Aussage war sowohl für die Patientenpopulation mit Meniskusrissen als auch innerhalb der Gruppe mit sonstigen Meniskopathien zutreffend.

Bei der subjektiven Einstufung der diagnostischen Bildqualität der untersuchten Meniskusrisse war die SWI-Sequenz bei einem der beiden unabhängigen Ratern der PD-Sequenz überlegen, während bei der Einstufung durch den anderen Rater kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Sequenzen zu verzeichnen war. Die Übereinstimmung beider Rater hinsichtlich der Einteilung in die möglichen Bildqualitätskategorien war in der SWI-Sequenz größer als in der PD-Sequenz.

Auch in der Darstellung osteophytärer Anbauten des Kniegelenks zeigte die koronare SWI-Sequenz ein diagnostisches Anwendungspotenzial. Zur Größenbestimmung der Osteophyten wurde eine konventionelle Projektionsradiografie des Kniegelenks als Referenzstandard genutzt. Die Messwertabweichungen einer koronaren SWI Magnitude von dieser Referenz waren im ausgewerteten Datensatz geringer als die einer koronaren T1-gewichteten Sequenz. Außerdem zeigten Röntgen und SWI bei der Größenbestimmung der Osteophyten eine stärkere Korrelation sowie ein höheres Bestimmtheitsmaß als Röntgen und T1.

Die dargestellten Ergebnisse legen nahe, dass SWI-Sequenzen auch im Bereich muskuloskelettaler Fragestellungen einige praktikable Anwendungsoptionen bieten. Da die vorliegende Untersuchung keinen primär klinischen, sondern vielmehr einen bildgebenden Endpunkt verfolgte, besitzt sie auch den Charakter einer technischen Machbarkeitsstudie bezüglich der allgemeinen Darstellbarkeit der analysierten Pathologien. Um zu weiteren klinischen Fragestellungen eine Aussage mittels einer SWI-Sequenz treffen zu können, sollte in anschließenden Untersuchungen die empirische Basis durch ein größeres Patientenkollektiv erweitert werden. Für eine Analyse der Sensitivität und Spezifität einer SWI-Sequenz im klinischen Setting empfiehlt sich darüber hinaus das Heranziehen einer diagnostischen Arthroskopie als Referenzstandard.

Literaturverzeichnis

1. Wurzinger LJ. *Hüfte, Oberschenkel und Knie*. In: Aumüller G, ed. *Duale Reihe Anatomie*: 5th ed. Stuttgart, Thieme; 2020. p. 345-395.
2. Schünke M. *Prometheus Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 5th ed. Stuttgart, Thieme; 2018. p. 448-449.
3. Diemer F, Sutor V. *Praxis der medizinischen Trainingstherapie 1*. 3rd ed. Stuttgart, Thieme; 2018. p. 426-442.
4. Fox AJ, Wanivenhaus F, Burge AJ, Warren RF, Rodeo SA. *The human meniscus: a review of anatomy, function, injury, and advances in treatment*. Clin Anat. 2015;28(2):269-87.
5. Siebert CH, Becker R, Buchner M, Förster J, Frosch K, Losch A, Niemeyer P, Scheffler S. *S2k-Leitlinie Meniskuserkrankung: Von der Ätiologie bis zum Scoring*. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie. 2017; 155(2), p. 165-168.
6. Clayton RA, Court-Brown CM. *The epidemiology of musculoskeletal tendinous and ligamentous injuries*. Injury. 2008;39(12):1338-44.
7. Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P. *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*. 8th ed. Stuttgart, Thieme; 2017. p. 585-587.
8. Waldt S. *Meniskus-Update*. Radiologie up2date. 2013;13(04):285-304.
9. Jee WH, McCauley TR, Kim JM, Jun DJ, Lee YJ, Choi BG, Choi KH. *Meniscal tear configurations: categorization with MR imaging*. AJR Am J Roentgenol. 2003;180(1):93-7.
10. Lecouvet F, Van Haver T, Acid S, Perlepe V, Kirchgessner T, Vande Berg B, Triqueneaux P, Denis ML, Thienpont E, Malghem J. *Magnetic resonance imaging (MRI) of the knee: Identification of difficult-to-diagnose meniscal lesions*. Diagn Interv Imaging. 2018;99(2):55-64.
11. Crawford R, Walley G, Bridgman S, Maffulli N. *Magnetic resonance imaging versus arthroscopy in the diagnosis of knee pathology, concentrating on meniscal lesions and ACL tears: a systematic review*. Br Med Bull. 2007;84:5-23.
12. Ryzewicz M, Peterson B, Siparsky PN, Bartz RL. *The diagnosis of meniscus tears: the role of MRI and clinical examination*. Clin Orthop Relat Res. 2007;455:123-33.
13. Kocabey Y, Tetik O, Isbell WM, Atay OA, Johnson DL. *The value of clinical examination versus magnetic resonance imaging in the diagnosis of meniscal tears and anterior cruciate ligament rupture*. Arthroscopy. 2004;20(7):696-700.
14. Chivers MD, Howitt SD. *Anatomy and physical examination of the knee menisci: a narrative review of the orthopedic literature*. J Can Chiropr Assoc. 2009;53(4):319-33.
15. Lowery DJ, Farley TD, Wing DW, Sterett WI, Steadman JR. *A clinical composite score accurately detects meniscal pathology*. Arthroscopy. 2006;22(11):1174-9.
16. Bolog NV, Andreisek G. *Reporting knee meniscal tears: technical aspects, typical pitfalls and how to avoid them*. Insights Imaging. 2016;7(3):385-98.
17. Mordecai SC, Al-Hadithy N, Ware HE, Gupte CM. *Treatment of meniscal tears: An evidence based approach*. World J Orthop. 2014;5(3):233-41.
18. Beitzel K, Hinterwimmer S. *Gonarthrose*. In: Imhoff A, Linke R, Baumgartner R, editors. *Checkliste Orthopädie*. 3. vollständig überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2014. p. 441-4.
19. Kellgren JH, Lawrence JS. *Radiological assessment of osteo-arthrosis*. Ann Rheum Dis. 1957;16(4):494-502.
20. Hayashi D, Roemer FW, Guermazi A. *Imaging for osteoarthritis*. Ann Phys Rehabil Med. 2016;59(3):161-9.
21. van der Kraan PM, van den Berg WB. *Osteophytes: relevance and biology*. Osteoarthritis Cartilage. 2007;15(3):237-44.

22. Wong SH, Chiu KY, Yan CH. *Review Article: Osteophytes*. J Orthop Surg (Hong Kong). 2016;24(3):403-10.
23. Jäkel O, Karger C. *Physikalische Grundlagen*. In: Reiser M, Kuhn F-P, Debus J, editors. *Duale Reihe Radiologie*. 4., vollständig überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2017.
24. Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B. *Wie funktioniert MRI*. 7. Auflage ed: Berlin Heidelberg, Springer; 2014. p. 1-40.
25. Kahl-Scholz M, Vockelmann C. *Magnetresonanztomographie (MRT)*. In: Kahl-Scholz M, Vockelmann C, editors. *Basiswissen Radiologie*. 1. Auflage ed: Springer; 2017. p. 55-70.
26. George R, Dela Cruz J, Singh R. *Signal-to-noise ratio (SNR) and image quality*. 2020 <https://mrimaster.com/technique%20SNR.html>. Accessed Dezember 21, 2020.
27. SIEMENS AG. *Magnete, Fluss, Artefakte*. 2004. https://www.siemens-healthineers.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@mri/documents/download/mdaw/mtm5/~edisp/magnete_fluss_und_artefakte-00038790.pdf. Accessed December 21, 2020.
28. Hünnerbein R. *Stellenwert im Vergleich zu konkurrierenden Verfahren*. In: Reiser M, Kuhn F-P, Debus J, editors. *Duale Reihe Radiologie*. 4., vollständig überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2017. p. 96.
29. Strobel K, Hodler J. *MRT des Kniegelenkes*. Radiologie up2date. 2003;3(03):229-51.
30. Yaqoob J, Alam MS, Khalid N. *Diagnostic accuracy of Magnetic Resonance Imaging in assessment of Meniscal and ACL tear: Correlation with arthroscopy*. Pak J Med Sci. 2015;31(2):263-8.
31. Oei EH, Nikken JJ, Verstijnen AC, Ginai AZ, Myriam Hunink MG. *MR imaging of the menisci and cruciate ligaments: a systematic review*. Radiology. 2003;226(3):837-48.
32. Janka R. *Protokollempfehlungen der AG Bildgebende Verfahren des Bewegungsapparates (AG BVB) der Deutschen Röntgengesellschaft (DRG) zu Messsequenzen für die Gelenk-MRT*. Rofo. 2018;190(2):186-90.
33. Shah AJ, Patel HT, Patel DV, Patel J, Saxena S. *MR imaging of meniscal tear: Pearls and pitfalls*. ECR 2019 Educational Exhibit, Poster Number C-1417. 2019.
34. Khoury NJ, Mahfoud Z, Masrouha KZ, Elkattah R, Assaad T, Abdallah A, Hourani MH. *Value of sagittal fat-suppressed proton-density fast-spin-echo of the knee joint as a limited protocol in evaluating internal knee derangements*. J Comput Assist Tomogr. 2011;35(5):653-61.
35. Lotysch M, Mink J, Crues JV, Schwartz SA. *Magnetic resonance imaging in the detection of meniscal injuries*. Magnetic Resonance Imaging. 1986;4(2):185.
36. De Smet AA, Tuite MJ. *Use of the "two-slice-touch" rule for the MRI diagnosis of meniscal tears*. AJR American journal of roentgenology. 2006;187(4):911-4.
37. Hünnerbein R. *Bilderzeugung*. In: Reiser M, Kuhn F-P, Debus J, editors. *Duale Reihe Radiologie*. 4., vollständig überarbeitete Auflage ed: Georg Thieme Verlag; 2017. p. 93-5.
38. SIEMENS AG. *Magnete, Spins und Resonanzen*. 2003. https://www.siemens-healthineers.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@mri/documents/download/mdaw/mtu3/~edisp/magnete_spins_und_resonanzen-00016931.pdf. Accessed December 21, 2020.
39. Kurz FT, Freitag M, Schlemmer HP, Bendszus M, Ziener CH. *Principles and applications of susceptibility weighted imaging*. Radiologie. 2016;56(2):124-36.
40. Reichenbach JR, Venkatesan R, Schillinger DJ, Kido DK, Haacke EM. *Small vessels in the human brain: MR venography with deoxyhemoglobin as an intrinsic contrast agent*. Radiology. 1997;204(1):272-7.
41. Haacke EM. *Susceptibility weighted imaging (SWI)*. Z Med Phys. 2006;16(4):237.

42. Haacke EM, Mittal S, Wu Z, Neelavalli J, Cheng YC. *Susceptibility-weighted imaging: technical aspects and clinical applications, part 1*. AJNR Am J Neuroradiol. 2009;30(1):19-30.
43. Rauscher A, Sedlacik J, Barth M, Mentzel HJ, Reichenbach JR. *Magnetic susceptibility-weighted MR phase imaging of the human brain*. AJNR Am J Neuroradiol. 2005;26(4):736-42.
44. Haacke EM, DelProposto ZS, Chaturvedi S, Sehgal V, Tenzer M, Neelavalli J, Kido D. *Imaging cerebral amyloid angiopathy with susceptibility-weighted imaging*. AJNR Am J Neuroradiol. 2007;28(2):316-7.
45. Peters S. *Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung in der Neuroradiologie*. Radiologie up2date. 2014;14:15-29.
46. Mittal S, Wu Z, Neelavalli J, Haacke EM. *Susceptibility-weighted imaging: technical aspects and clinical applications, part 2*. AJNR Am J Neuroradiol. 2009;30(2):232-52.
47. Santhosh K, Kesavadas C, Thomas B, Gupta AK, Thamburaj K, Kapilamoorthy TR. *Susceptibility weighted imaging: a new tool in magnetic resonance imaging of stroke*. Clin Radiol. 2009;64(1):74-83.
48. Berberat J, Grobholz R, Boxheimer L, Rogers S, Remonda L, Roelcke U. *Differentiation between calcification and hemorrhage in brain tumors using susceptibility-weighted imaging: a pilot study*. AJR Am J Roentgenol. 2014;202(4):847-50.
49. Adams LC, Böker SM, Bender YY, Diederichs G, Fallenberg EM, Wagner M, Hamm B, Makowski MR. *Diagnostic accuracy of susceptibility-weighted magnetic resonance imaging for the evaluation of pineal gland calcification*. PLoS One. 2017;12(3):e0172764.
50. Bai Y, Wang MY, Han YH, Dou SW, Lin Q, Guo Y, Li W, Ding DG, Dai JP, Qin W, Shi DP, Tian J, Dai YM. *Susceptibility weighted imaging: a new tool in the diagnosis of prostate cancer and detection of prostatic calcification*. PLoS One. 2013;8(1):e53237.
51. Norenberg D, Ebersberger HU, Walter T, Ockert B, Knobloch G, Diederichs G, Hamm B, Makowski MR. *Diagnosis of Calcific Tendonitis of the Rotator Cuff by Using Susceptibility-weighted MR Imaging*. Radiology. 2016;278(2):475-84.
52. Norenberg D, Armbruster M, Bender YN, Walter T, Ebersberger HU, Diederichs G, Hamm B, Ockert B, Makowski MR. *Diagnostic performance of susceptibility-weighted magnetic resonance imaging for the assessment of sub-coracoacromial spurs causing subacromial impingement syndrome*. Eur Radiol. 2017;27(3):1286-94.
53. Boker SM, Adams LC, Bender YY, Wagner M, Diekhoff T, Fallenberg E, Hamm B, Makowski MR. *Evaluation of vertebral body fractures using susceptibility-weighted magnetic resonance imaging*. Eur Radiol. 2018;28(5):2228-35.
54. Bender YY, Diederichs G, Walter TC, Wagner M, Liebig T, Rickert M, Hermann KG, Hamm B, Makowski MR. *Differentiation of Osteophytes and Disc Herniations in Spinal Radiculopathy Using Susceptibility-Weighted Magnetic Resonance Imaging*. Invest Radiol. 2017;52(2):75-80.
55. Engel G, Bender YY, Adams LC, Boker SM, Fahlenkamp UL, Wagner M, Diederichs G, Hamm B, Makowski MR. *Evaluation of osseous cervical foraminal stenosis in spinal radiculopathy using susceptibility-weighted magnetic resonance imaging*. Eur Radiol. 2019;29(4):1855-62.
56. Ulas ST, Diekhoff T, Hermann KGA, Poddubnyy D, Hamm B, Makowski MR. *Susceptibility-weighted MR imaging to improve the specificity of erosion detection: a prospective feasibility study in hand arthritis*. Skeletal Radiol. 2019;48(5):721-8.
57. Kolb A, Robinson S, Stelzener D, Schreiner M, Chiari C, Windhager R, Trattng S, Bohndorf K. *Vessel architecture in human knee cartilage in children: an in vivo susceptibility-weighted imaging study at 7 T*. Eur Radiol. 2018;28(8):3384-92.

58. Chen W, Zhao J, Wen Y, Xie B, Zhou X, Guo L, Yang L, Wang J, Dai Y, Zhou D. *Accuracy of 3-T MRI using susceptibility-weighted imaging to detect meniscal tears of the knee*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015;23(1):198-204.
59. Sieron DA, Drakopoulos D, Mitrovic M, Tombarkiewicz M, Knap D, Platzek I, Tomalski M, Christe A. *Assessment of 3-T MRI using susceptibility-weighted imaging to detect and evaluate intra- or periarticular blood metabolites and meniscal tears of the knee*. *Pol J Radiol*. 2019;84:e340-e6.
60. Kaufman L, Kramer DM, Crooks LE, Ortendahl DA. *Measuring signal-to-noise ratios in MR imaging*. *Radiology*. 1989;173(1):265-7.
61. Welvaert M, Rosseel Y. *On the definition of signal-to-noise ratio and contrast-to-noise ratio for FMRI data*. *PLoS one*. 2013;8(11):e77089-e.
62. Shapiro SS, Wilk MB. *An Analysis of Variance Test for Normality (Complete Samples)*. *Biometrika*. 1965; 52:591-611.
63. Walther B. *T-Test bei abhängigen Stichproben in SPSS durchführen*. 2018 <https://www.bjoernwalther.com/t-test-bei-abhaengigen-stichproben-in-spss-durchfuehren/>. Accessed December 22, 2020.
64. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. Hillsdale, Lawrence Erlbaum Associates Publishers; 1988.
65. Walther B. *Wilcoxon-Test für 2 abhängige Stichproben in SPSS rechnen*. 2020 <https://www.bjoernwalther.com/wilcoxon-test-in-spss-rechnen/>. Accessed December 22, 2020.
66. Harris T, Hardin JW. *Exact Wilcoxon signed-rank and Wilcoxon Mann-Whitney ranksum*. *Stata Journal*. 2013;13(2):337-43.
67. Dixon PM, Saint-Maurice PF, Kim Y, Hibbing P, Bai Y, Welk GJ. *A Primer on the Use of Equivalence Testing for Evaluating Measurement Agreement*. *Med Sci Sports Exerc*. 2018;50(4):837-45.
68. Walther B. *Cohens Kappa in SPSS berechnen*. 2019 <https://www.bjoernwalther.com/cohens-kappa-in-spss-berechnen/>. Accessed December 22, 2020.
69. Landis JR, Koch GG. *The measurement of observer agreement for categorical data*. *Biometrics*. 1977;33(1):159-74.
70. Bland JM, Altman DG. *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement*. *Lancet*. 1986;1(8476):307-10.
71. Doğan NÖ. *Bland-Altman analysis: A paradigm to understand correlation and agreement*. *Turkish Journal of Emergency Medicine*. 2018;18(4):139-41.
72. Twomey PJ. *How to use difference plots in quantitative method comparison studies*. *Ann Clin Biochem*. 2006;43(Pt 2):124-9.
73. Cohen J. *Statistical power analysis*. *Current Directions in Psychological Science*. 1992; 1(3): 98–101.
74. Van Dyck P, Vanhoenacker FM, Lambrecht V, Wouters K, Gielen JL, Dossche L, Parizel PM. *Prospective comparison of 1.5 and 3.0-T MRI for evaluating the knee menisci and ACL*. *J Bone Joint Surg Am*. 2013;95(10):916-24.
75. Grossman JW, De Smet AA, Shinki K. *Comparison of the accuracy rates of 3-T and 1.5-T MRI of the knee in the diagnosis of meniscal tear*. *AJR Am J Roentgenol*. 2009;193(2):509-14.
76. Welsch GH, Juras V, Szomolanyi P, Mamisch TC, Baer P, Kronnerwetter C, Blanke M, Fujita H, Trattnig S. *Magnetic resonance imaging of the knee at 3 and 7 tesla: a comparison using dedicated multi-channel coils and optimised 2D and 3D protocols*. *Eur Radiol*. 2012;22(9):1852-9.

77. Jung JY, Yoon YC, Kwon JW, Ahn JH, Choe BK. *Diagnosis of internal derangement of the knee at 3.0-T MR imaging: 3D isotropic intermediate-weighted versus 2D sequences.* Radiology. 2009;253(3):780-7.
78. Shakoor D, Kijowski R, Guermazi A, Fritz J, Roemer FW, Jalali-Farahani S, Eng J, Demehri S. *Diagnosis of Knee Meniscal Injuries by Using Three-dimensional MRI: A Systematic Review and Meta-Analysis of Diagnostic Performance.* Radiology. 2019;290(2):435-45.
79. Haacke EM, Xu Y, Cheng YC, Reichenbach JR. *Susceptibility weighted imaging (SWI).* Magn Reson Med. 2004;52(3):612-8.
80. Böker SM, Adams LC, Bender YY, Fahlenkamp UL, Wagner M, Hamm B, Makowski MR. *Differentiation of Predominantly Osteoblastic and Osteolytic Spine Metastases by Using Susceptibility-weighted MRI.* Radiology. 2019;290(1):146-54.
81. Deistung A, Rauscher A, Sedlacik J, Stadler J, Witoszynskyj S, Reichenbach JR. *Susceptibility weighted imaging at ultra high magnetic field strengths: theoretical considerations and experimental results.* Magn Reson Med. 2008;60(5):1155-68.
82. Liu S, Buch S, Chen Y, Choi HS, Dai Y, Habib C, Hu J, Jung JY, Luo Y, Utriainen D, Wang M, Wu D, Xia S, Haacke EM. *Susceptibility-weighted imaging: current status and future directions.* NMR Biomed. 2017;30(4).
83. Adams LC, Bressan K, Böker SM, Bender YY, Norenberg D, Hamm B, Makowski MR. *Diagnostic performance of susceptibility-weighted magnetic resonance imaging for the detection of calcifications: A systematic review and meta-analysis.* Sci Rep. 2017;7(1):15506.

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Florian Reis, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: *„Evaluation der SWI-MRT zur Darstellung meniskaler Pathologien und Osteophyten des Kniegelenks“* selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

[Für den Fall, dass Sie die Forschung für Ihre Promotion ganz oder teilweise in Gruppenarbeit durchgeführt haben:] Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

Lebenslauf

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

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. Marcus R. Makowski für die Vermittlung und Betreuung dieser Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Günther Engel für die Einarbeitung in die MR-Diagnostik des Kniegelenks sowie für seine konstruktive Kritik und die zuverlässige Unterstützung.

Herrn Oliver Schweizerhof vom Institut für Biometrie der Charité-Universitätsmedizin Berlin sowie meinem Bruder Moritz Reis danke ich für die Ratschläge hinsichtlich der statistischen Methodik und Datenauswertung.

Abschließend möchte ich mich bei den Medizinisch-technischen Radiologieassistentinnen und Radiologieassistenten des Charité Campus Mitte herzlich bedanken, die mich in die Handhabung und den Ablauf der MR-Untersuchung eingearbeitet haben und mir bei Fragen und Problemen jederzeit eine wertvolle Unterstützung waren.