

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Kommissarischer Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Uwe Maus

T2*-Mapping des Hüftknorpels bei Patienten mit
femoroacetabulärem Impingement: Eine vergleichende
Analyse arthroskopischer Befunde unter Einsatz eines
3-Tesla-MRT

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Christina Neugroda-Rademske

2026

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. Christoph Zilkens

Zweitgutachter: Prof. Dr. med. Timm J. Filler

Für Anton und Hanna

Zur besseren Lesbarkeit wird in dieser Dissertation das generische Maskulinum verwendet. Sämtliche im Text verwendeten Personenbezeichnungen beziehen sich dabei auf alle Geschlechter.

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Hesper T, Neugroda C, Schleich C, Antoch G, Hosalkar H, Krauspe R, Zilkens C, Bittersohl B.:

T2*-mapping of acetabular cartilage in patients with femoroacetabular impingement at 3 tesla: Comparative analysis with arthroscopic findings. *CARTILAGE*, 2018. 9(2): S. 118-126.

Zusammenfassung

Das symptomatische femoroacetabuläre Impingement (FAI) manifestiert sich überwiegend bei jungen, sportlich aktiven Patienten und äußert sich typischerweise als Leistenschmerz. Charakteristisch ist ein Hüftknorpelschaden, der infolge des wiederholten pathologischen Anschlages der Artikulationsflächen entsteht. Unbehandelt führt dies bereits in jungen Jahren zu einer (frühen) Hüftarthrose und geht mit erheblichen Einschränkungen der Lebensqualität sowie der Mobilität der betroffenen Patienten einher. Trotz signifikanter Fortschritte in den vergangenen 30 Jahren ist die Diagnostik des FAI, insbesondere in den frühen Stadien, mit erheblichen Herausforderungen verbunden. Gleichzeitig ist eine zuverlässige und reproduzierbare Detektion der frühen Knorpelschäden von essenzieller Bedeutung, um die individuelle Therapie zu planen und das Outcome zu optimieren. Die Anwendung biochemisch sensitiver Magnetresonanztomografie (MRT)-Verfahren, wie der T2*-Technik, zur frühzeitigen Detektion von Knorpelschäden ist bereits hinreichend belegt. Allerdings mangelt es an Referenzwerten, die manuelle Auswertung ist zeitaufwendig und erfordert ein hohes Maß an Expertise. In der praktischen Anwendung werden diese Sequenzen demnach selten genutzt, und die Knorpelbeurteilung erfolgt in der Regel im Rahmen invasiver arthroskopischer Eingriffe. In der vorliegenden Arbeit wurde die diagnostische Genauigkeit des T2*-Mappings zur Detektion von Knorpelschäden bei Patienten mit FAI evaluiert und mit dem arthroskopischen Ergebnis validiert [1].

Im Rahmen dieser Arbeit wurden alle Patienten mit FAI, die zwischen 2010 und 2016 ein Hüft-MRT sowie eine Hüftarthroskopie erhielten, analysiert. Unter Berücksichtigung der definierten Ein- und Ausschlusskriterien wurden 29 der 48 Patienten in die wissenschaftliche Arbeit eingeschlossen. Mittels einer *Regions of Interest-Analyse* (ROI) wurden T2*-Werte in sieben radiären Schichten ermittelt und mit den intraoperativ erhobenen Befunden anhand einer modifizierten Outerbridge-Klassifikation verglichen. Die Korrelation zwischen dem intraoperativen Knorpelstatus und den T2*-Werten ist als moderat einzustufen ($\rho = -0,557$, $P < 0,001$). Unter Einbeziehung der intraoperativen Befunde als Referenz betragen die Sensitivität, Spezifität, negativer und positiver prädiktiver Vorhersagewert insgesamt 78,4 %, 74,4 %, 83,5 % bzw. 67,7 %. Eine Subregionsanalyse ergab eine signifikante Korrelation in Subregion 1 (anterior, anterosuperior, $\rho = -0,750$, $P < 0,001$) mit einer hohen Sensitivität von 90,6% und guten Spezifität von 83,9%. In Regionen, in denen der Knorpel ungeschädigt ist, wurden signifikant höhere Werte beobachtet als in Regionen, in denen der Knorpel geschädigt ist (mittlerer T2*-Wert: $25,6 \pm 4,7$ ms vs. $19,9 \pm 4,5$ ms, $P < 0,001$). Die vorliegenden Ergebnisse betonen die Relevanz der T2*-Technik als eine zuverlässige Methode zur Analyse von Knorpelopathologien im Hüftgelenk bei symptomatischem FAI.

Summary

Symptomatic femoroacetabular impingement (FAI) predominantly affects young, physically active patients and typically presents as groin pain. It is characterised by hip cartilage damage caused by the repeated pathological abutment of the articular surfaces. If left untreated, this condition can lead to early hip osteoarthritis in adolescence or early adulthood, resulting in considerable restrictions in quality of life and mobility. Despite significant advances over the past three decades, diagnosing FAI, particularly in its early stages, remains challenging. At the same time, reliable and reproducible detection of early cartilage damage is essential for individual treatment planning and outcome optimisation. The utility of biochemically sensitive magnetic resonance imaging (MRI) techniques, such as T2* mapping, for early detection of cartilage lesions has already been demonstrated. However, reference values are lacking, and manual evaluation is time-consuming and requires a high level of expertise. Consequently, these sequences are seldom employed in everyday practice, and cartilage assessment is usually performed during invasive arthroscopic procedures.

The present scientific work evaluated the diagnostic accuracy of T2* mapping for detecting cartilage damage in patients with FAI and validated the measurements against arthroscopic results [1].

All patients with FAI who underwent hip MRI and hip arthroscopy between 2010 and 2016 were analysed. After applying the predefined inclusion and exclusion criteria, 29 of the 48 patients were included in the scientific work. Using a region-of-interest (ROI) analysis, T2* values were determined in seven radial layers and compared with the intra-operative results according to a modified Outerbridge classification. The correlation between the intra-operative cartilage status and the T2* values was moderate ($\rho = -0.557$, $P < 0.001$). With the intraoperative findings as the reference standard, the overall sensitivity, specificity, negative predictive value, and positive predictive value were 78.4%, 74.4%, 83.5%, and 67.7%, respectively. Sub-regional analysis revealed a significant correlation in sub-region 1 (anterior, anterosuperior; $\rho = -0.750$, $P < 0.001$). In this region, we determined a high sensitivity of 90.6% and a reasonable specificity of 83.9%. Regions with intact cartilage exhibited significantly higher values than regions with damaged cartilage (mean T2* value: 25.6 ± 4.7 ms vs 19.9 ± 4.5 ms, $P < 0.001$).

These results underscore the relevance of the T2* technique as a reliable method for analysing cartilage pathologies in the hip joint in symptomatic FAI.

Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
ACT	Autologe Chondrozytentransplantation
AUC	<i>Area under the Curve</i>
BMI	Body Mass Index
CT	Computertomographie
dGEMRIC	<i>delayed Gadolinium Enhanced MRI of Cartilage</i>
DESS	<i>Double Echo Steady State</i>
DFA	<i>dual-flip angle</i>
DOB	<i>Date of birth</i>
EZM	Extrazellulärmatrix
FAI	Femoroacetabuläres Impingement
FABER-Test	Flexion, Abduktion, Außenrotation, Extension-Test
FADIR-Test	Flexion, Adduktion, Innenrotation-Test
GAG	Glykosaminoglykane
gagCEST	<i>glykosaminoglycan-chemical-exchange-saturation-transfer</i>
GRE	<i>Gradient Recalled Echo</i>
ICC	Intraklassen-Korrelationskoeffizienten
JSW	<i>Joint Space Width</i>
KI/AI	Künstliche Intelligenz/ <i>Artificial Intelligence</i>
MEDIC	<i>Multi-Echo Data Image Combination</i>
mm	Millimeter
MRA	Magnetresonanz-Arthrographie
MRI	<i>Magnetic resonance imaging</i>
MRT	Magnetresonanztomographie
NPV	Negativer prädiktiver Vorhersagewert
NSF	nephrogene systemische Fibrose
OA	Osteoarthritis
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
PPV	Positiver prädiktiver Vorhersagewert

P	Spearman-Korrelationskoeffizient
RF	Radiofrequenzimpuls
ROI	<i>Regions of Interest</i>
TE	<i>Time to Echo</i> (Deutsch: Echozeit)
TR	<i>Time for Repetition</i> (Deutsch: Repetitionszeit)
T	Tesla
UTE	<i>Ultrashort Echo Time</i>

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: transversaler Winkel der Pfanneneingangsebene beim Erwachsenen rechts.....	3
Abb. 2: Bandapparat eines rechten Hüftgelenks	4
Abb. 3: Gelenkpfanne eines rechten Hüftgelenks nach Entfernung des Femurkopfes	5
Abb. 4: Bewegungsachsen des Hüftgelenks rechts	5
Abb. 5: Aggrecan: das wichtigste Proteoglykan des hyalinen Gelenkknorpels ..	7
Abb. 6: schematischer Aufbau eines Gelenkknorpels	8
Abb. 7: Druckelastische Knorpel Eigenschaften	9
Abb. 8: Ätiologie und Pathogenese der Arthrose	12
Abb. 9: <i>Cam</i> - und <i>Pincer</i> -Impingement.....	15
Abb. 10: typische Läsionsmuster von <i>Cam</i> - und <i>Pincer</i> -Impingement.....	15
Abb. 11: DESS-Aufnahme ohne Knorpelschaden posterosuperior mit ROI.....	20
Abb. 12: DESS-Aufnahme ohne Knorpelschaden anterior.....	20
Abb. 13: grafische Darstellung der T1-, T2- und T2*-Relaxation.....	21
Abb. 14: DESS-Sequenz und T2*-Sequenz posterosuperior	23
Abb. 15: Algorithmus zum Vorgehen bei früher Hüftarthrose und FAI	26
Abb. 16: Patientenlagerung und Portale für die Hüftarthroskopie	27
Abb. 17: <i>Flowchart</i> für die Erstellung des Studienkollektivs	32
Abb. 18: Prinzip der radiären Schichten am Hüftgelenk.....	35
Abb. 19: radiäre Rekonstruktionen am Hüftgelenk.....	35
Abb. 20: ROI-Analyse mit DESS- und T2*-Sequenz superoanterior	36
Abb. 22: Hüftgelenksarthroskopie: Standardisierter Rundgang.....	38
Abb. 23: Dokumentation der Knorpelbeurteilung während der Arthroskopie....	40
Abb. 24: arthroskopische Aufnahme ohne Knorpelschaden	41
Abb. 25: arthroskopische Aufnahme mit Knorpelabrasion	41
Abb. 26: arthroskopische Aufnahme mit Knorpelverlust und -abrasion.....	41
Abb. 27: Darstellung von DESS, Arthroskopie und T2* in posterosuperior	43
Abb. 28: Boxplot zur Darstellung der zeitlichen Abstände zwischen T2*- Bildgebung und Arthroskopie	45
Abb. 29: Boxplot mit T2*-Mittelwerte in ms gesamt.....	48
Abb. 30: Darstellung von DESS, Arthroskopie und T2* in superoanterior	51

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klassifikation der Hüftarthrose nach Tönnis im Röntgenbild	17
Tabelle 2: Relaxationszeiten für T1- und T2-Sequenzen	19
Tabelle 3: Bildparameter zur MRT-Bildgebung	34
Tabelle 4: Darstellung der nach Uhl modifizierten Outerbridge-Klassifikation..	40
Tabelle 5: Übersicht epidemiologische Daten der Studienkohorte T2*	45
Tabelle 6: Übersicht deskriptive Statistik T2*	45
Tabelle 7: Spearman's- ρ -Korrelationsanalyse der Subregionen in T2*	47
Tabelle 8: Vierfeldertafel – Vergleich der T2*-Beurteilung versus arthroskopische Befunde der Subregionen	48
Tabelle 9: Vierfeldertafel – Vergleich der T2*-Beurteilung versus arthroskopische Befunde pro Zone.....	49

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Anatomische Grundlagen des Hüftgelenks.....	3
1.2	Anatomische Grundlagen des Gelenkknorpels.....	6
1.2.1	Molekularer Aufbau der Zellbestandteile	6
1.2.2	Zonaler Aufbau des Gelenkknorpels.....	7
1.2.3	Biomechanik des Gelenkknorpels.....	8
1.3	Hüftarthrose	9
1.3.1	Definition und Epidemiologie	10
1.3.2	Knorpelveränderungen bei Hüftarthrose	10
1.4	Femoroacetabuläres Impingement	12
1.4.1	Prävalenz und Ätiologie	13
1.4.2	Einteilung und Klinik	14
1.5	Allgemeine Diagnostik	16
1.5.1	Anamnese	16
1.5.2	Klinische Untersuchung	16
1.5.3	Allgemeine bildgebende Diagnostik.....	17
1.6	Moderne biochemisch-sensitive Techniken	18
1.6.1	Grundlagen der Magnetresonanztomografie	18
1.6.2	T2/T2*-Sequenzen.....	21
1.7	Ergänzende Techniken	23
1.7.1	Delayed Gadolinium-enhanced Magnetic resonance imaging of cartilage	24
1.7.2	T1 ρ -Sequenz	24
1.8	Therapie des femoroacetabulären Impingements	25
1.8.1	Arthroskopie	26
1.8.2	Autologe Chondrozytentransplantation.....	28
1.8.3	Umstellungsosteotomie und Gelenkersatz	28
1.9	Ziele der Arbeit	29
2	Material und Methoden	30
2.1	Ethikvotum	30
2.2	Erstellung des Patientenkollektivs	31
2.2.1	Patientenakten.....	31
2.2.2	Einschluss- und Ausschlusskriterien.....	31
2.2.3	Studienkollektiv	32
2.3	Initiale Diagnostik.....	33
2.4	Magnetresonanztomografie und Ablauf	33
2.5	Bildbearbeitung, Kartierung und <i>Region-of-Interest</i> -Analyse.....	35

2.6	Arthroskopie Ablauf	37
2.7	Statistische Auswertung	41
2.7.1	Statistische Auswertung T2*-Sequenzen.....	41
2.7.2	Statistische Auswertung Arthroskopie	41
2.7.3	Statistischer Vergleich T2* und Arthroskopie.....	41
3	Ergebnisse	43
3.1	Patientenkollektiv.....	43
3.2	Abstand zwischen T2*-Aufnahme und Arthroskopie.....	44
3.3	Patientencharakteristika	44
3.4	Validierung T2* und Arthroskopie	45
3.5	Knorpelstatus und T2*-Mittelwerte.....	46
3.6	Korrelation zwischen T2*-Werten und arthroskopischen Befunden.....	47
3.7	Sensitivität und Spezifität von T2*	48
4	Diskussion	50
4.1	Ergebnisse T2*	51
4.2	Allgemeine Limitationen.....	54
4.2.1	Methodische Limitationen	54
4.2.2	Limitierung in der Bildgebung	55
4.2.3	Übertragbarkeit der Ergebnisse.....	56
4.3	Entwicklungen und Perspektiven in der biochemischen Magnetresonanztomografie	57
5	Schlussfolgerung	62
	Literatur- und Quellenverzeichnis	65

1 Einleitung

Ein Beispiel aus dem klinischen Alltag eines Orthopäden: Ein 30-jähriger Fußballspieler leidet seit vielen Monaten unter Leistenschmerzen – die Ursache bleibt trotz klinischer Untersuchung und Röntgen unklar. Erst die Arthroskopie des Hüftgelenks zeigt einen weit fortgeschrittenen Knorpelschaden infolge eines femoroacetabulären Impingements (FAI).

Wie dieses Fallbeispiel zeigt, sind Knorpelschäden des Hüftgelenks eine relevante Ursache für chronische Leistenschmerzen, funktionelle Beeinträchtigungen und Bewegungseinschränkungen. Dies betrifft vor allem junge und sportlich aktive Patienten [2-5]. Dabei lassen sich grundsätzlich traumatische von atraumatischen Ursachen unterscheiden. Vor allem atraumatische Knorpelschäden, wie beispielsweise infolge eines FAI oder einer beginnenden Hüftarthrose [6, 7], sind in den vergangenen Jahren zunehmend in den Fokus der Forschung gerückt. Die frühzeitige Erkennung dieser Knorpelschäden ist entscheidend, um fortschreitende Arthroseprozesse zu verhindern und gelenkerhaltende Therapiekonzepte zielgerichtet zu steuern.

Besonders relevant ist das FAI, da es überwiegend – wie im Fallbeispiel – bei jungen Erwachsenen im Alter zwischen 20 und 40 Jahren erstmalig auftritt [3, 8, 9]. Betroffene Patienten erleben häufig einen langwierigen Krankheitsverlauf, der mit erheblichen Beeinträchtigungen der Lebensqualität einhergeht [10]. Subtile anatomische Veränderungen am Übergang zwischen Femurkopf und -hals sowie am Acetabulum führen zu einer mechanischen Überbelastung des Gelenkknorpels. In der Folge entstehen strukturelle und biochemische Schäden, die – sofern unbehandelt – häufig in eine fortschreitende Arthrose münden können [11]. Epidemiologische Schätzungen legen nahe, dass ein signifikanter Anteil der Betroffenen innerhalb von zehn Jahren eine radiologisch nachweisbare Hüftarthrose entwickelt [12]. Diese hohe Progressionsrate unterstreicht die zentrale Rolle des FAI in der Genese der Hüftarthrose.

Im klinischen Alltag stellen sowohl die präzise Diagnosestellung als auch die adäquate Therapiewahl bei Hüftgelenkpathologien eine erhebliche Herausforderung dar.

Konventionelle Diagnoseverfahren, wie beispielsweise die klinische Untersuchung oder das Röntgenbild, erfassen vor allem in frühen Arthrostadien das vollständige Ausmaß und die Qualität des Knorpelschadens nicht präzise [13]. Auch die morphologisch orientierte MRT weist bei initialen Matrixveränderungen eine eingeschränkte Sensitivität auf und identifiziert pathologische Veränderungen in der Regel erst in fortgeschrittenen Stadien, wenn irreversible Schäden bereits vorliegen [14, 15].

Angesichts dieser diagnostischen Limitationen gewinnen moderne bildgebende Verfahren zunehmend an Bedeutung, insbesondere sogenannte biochemisch sensitive Magnetresonanztomografie (MRT)-Sequenzen, wie das T2*-*Mapping*, das *delayed Gadolinium Enhanced MRI of Cartilage* (dGEMRIC) oder die T1 ρ -Technik. Diese Techniken ermöglichen eine quantitative und nicht invasive Beurteilung der biochemischen Knorpelintegrität bereits vor dem Auftreten morphologischer Läsionen [16-19]. Dabei liefert das T2*-Mapping Informationen über die Wassermobilität sowie die Mikroarchitektur des Kollagenfasernetzwerks und dessen Wechselwirkungen [20]. Dieses Verfahren gestattet somit eine funktionelle Charakterisierung des Knorpelgewebes, die über die diagnostische Aussagekraft konventioneller MRT-Sequenzen hinausgeht [18].

Operative, gelenkerhaltende Maßnahmen wie die arthroskopische Resektion einer Cam-Deformität oder eine Labrumrefixation gehören heutzutage zu den Standardeingriffen. Deren Erfolg hängt jedoch maßgeblich davon ab, ob diese in einem Stadium erfolgen, in dem die Knorpelsubstanz noch in relevantem Maße erhalten ist [21-25]. Eine präzise präoperative Evaluierung der Knorpelqualität ist daher unerlässlich. Die Implementierung biochemisch-sensitiver MRT-Techniken könnte deshalb künftig nicht nur die Indikationsstellung für gelenkerhaltende Verfahren optimieren, sondern auch eine valide Nachverfolgung des postoperativen Verlaufs ermöglichen.

Trotz des wissenschaftlich belegten Potenzials dieser Methoden bleibt ihre klinische Anwendung bislang eingeschränkt [26]. Dies ist einerseits auf einen Mangel an standardisierten Protokollen, andererseits auf die bisher fehlende Validierung gegenüber intraoperativen Referenzstandards, wie beispielsweise der Hüftarthroskopie, zurückzuführen [27, 28]. Zudem beruhen die bisherigen Auswertungen überwiegend auf manuellen und zeitintensiven Verfahren, was ihren praktischen Einsatz im Klinikalltag erschwert.

Ziel der vorgelegten Studie ist die Evaluation der diagnostischen Leistungsfähigkeit des T2*-Mappings zur Detektion acetabulärer Knorpelschäden bei FAI. Es wird geprüft, ob die T2*-Technik eine valide Alternative zur invasiven arthroskopischen Diagnostik bietet. Die Forschungsfrage lautet: „Wie hoch ist die diagnostische Genauigkeit des T2*-Mappings in der Frühdiagnostik von Knorpelschäden beim FAI im Vergleich zur Arthroskopie?“

Im Folgenden werden die grundlegenden Aspekte der Hüft- und Knorpelanatomie erläutert. Zudem werden die Erkrankungen Hüftarthrose und FAI einschließlich ihrer Diagnostik und therapeutischen Ansätze vorgestellt.

1.1 Anatomische Grundlagen des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk ist ein Kugelgelenk, das aufgrund seines anatomischen Aufbaus als sogenanntes Nussgelenk klassifiziert wird. Ein Nussgelenk zeichnet sich dadurch aus, dass die Gelenkpfanne den Gelenkkopf weiter umschließt als bei einem klassischen Kugelgelenk. Dadurch schränkt es den Bewegungsradius funktionell mehr ein, bietet jedoch gleichzeitig eine höhere Stabilität [29]. Gebildet wird das Nussgelenk von der Hüftpfanne (Acetabulum) und dem Oberschenkelkopf (Caput femoris) (siehe Abb. 1).

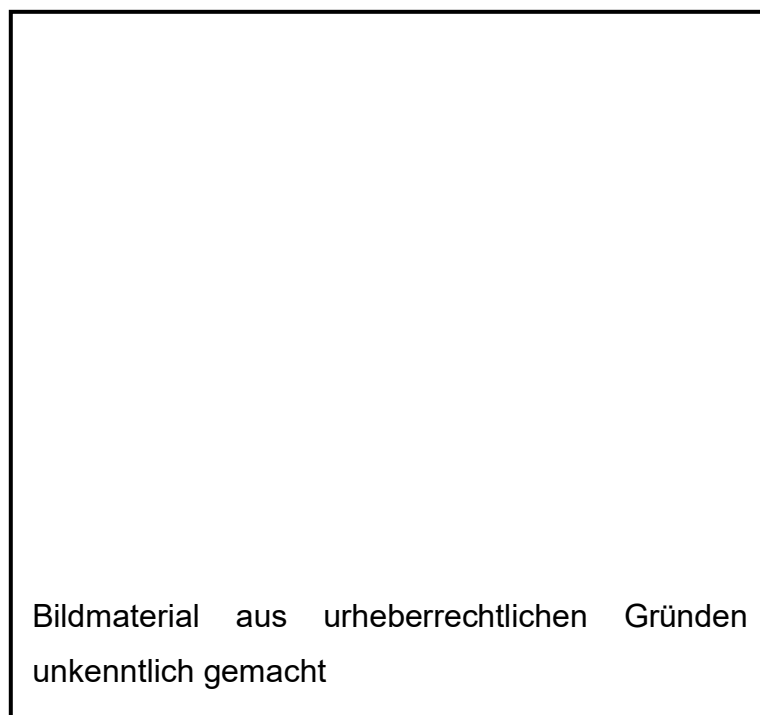


Abb. 1: **Transversaler Winkel der Pfanneneingangsebene beim Erwachsenen rechts** (vergrößert) [30]

Der Oberschenkelkopf befindet sich am proximalen Ende des Femurs und bildet den kugeligen Anteil des Nussgelenks (siehe Abb. 2). Er ist mit Gelenkknorpel überzogen, dessen Struktur weitgehend dem hyalinen Knorpel entspricht. Im Vergleich zu anderen Gelenken ist der Hüftgelenkknorpel dünn: Hierbei ist der acetabuläre Knorpel ventrokranial, der femorale Knorpel ventrolateral am dicksten [29].

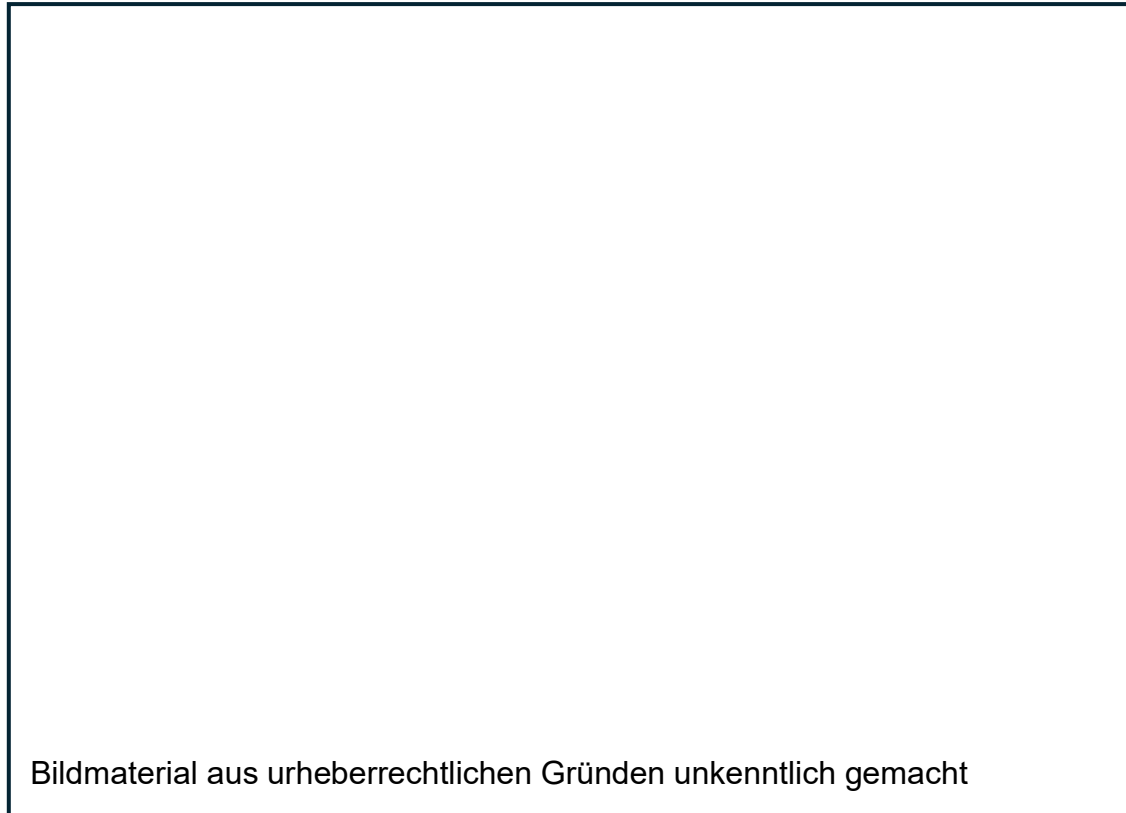


Abb. 2: **Bandapparat eines rechten Hüftgelenks** (vergrößert) [31]

Gebildet wird das Acetabulum aus dem Os ilium, dem Os ischii und dem Os pubis. Es wird von einer halbmondförmigen Knorpelzone ausgekleidet, der Facies lunata. Sie bildet die artikulierende Gelenkfläche und ist im Bereich des Pfannendaches am dicksten und nimmt nach medial hin an Dicke ab. Die medial liegende, nicht artikulierende Vertiefung – die Fossa acetabuli – ist mit lockerem und fettreichem Bindegewebe gefüllt. Außen um das Acetabulum verläuft der Pfannenrand, der aus dem Limbus acetabuli und der ihm aufliegenden Gelenkklippe (Labrum acetabuli) gebildet wird (siehe Abb. 3). Diese wird aus straffem Bindegewebe und Faserknorpel gebildet und sorgt für eine zusätzliche Stabilisierung des Gelenks [29].

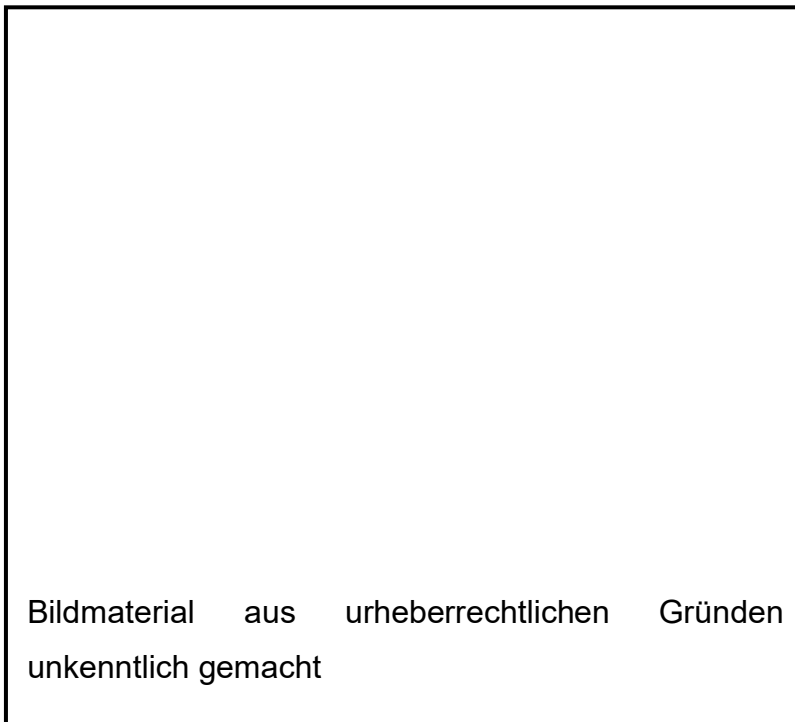


Abb. 3: **Gelenkpfanne eines rechten Hüftgelenks nach Entfernung des Femurkopfes** [31]

Die Bewegungsvielfalt des Hüftgelenks resultiert aus den Hauptbewegungsachsen [29]. In der Transversalachse sind sowohl Flexion als auch Extension möglich, während in der Sagittalachse Abduktion und Adduktion stattfinden. In der Longitudinalachse können Innen- und Außenrotationen ausgeführt werden (siehe Abb. 4). Diese Bewegungsvielfalt verleiht dem Hüftgelenk eine wesentliche Rolle in alltäglichen und sportlichen Aktivitäten, bei denen sowohl Stabilität als auch Mobilität gefordert sind.

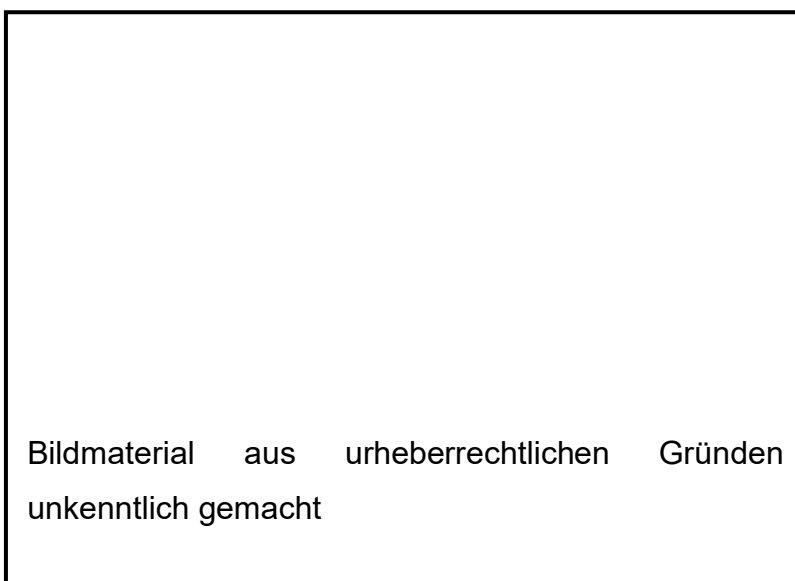


Abb. 4: **Bewegungsachsen des Hüftgelenks rechts** [32]

1.2 Anatomische Grundlagen des Gelenkknorpels

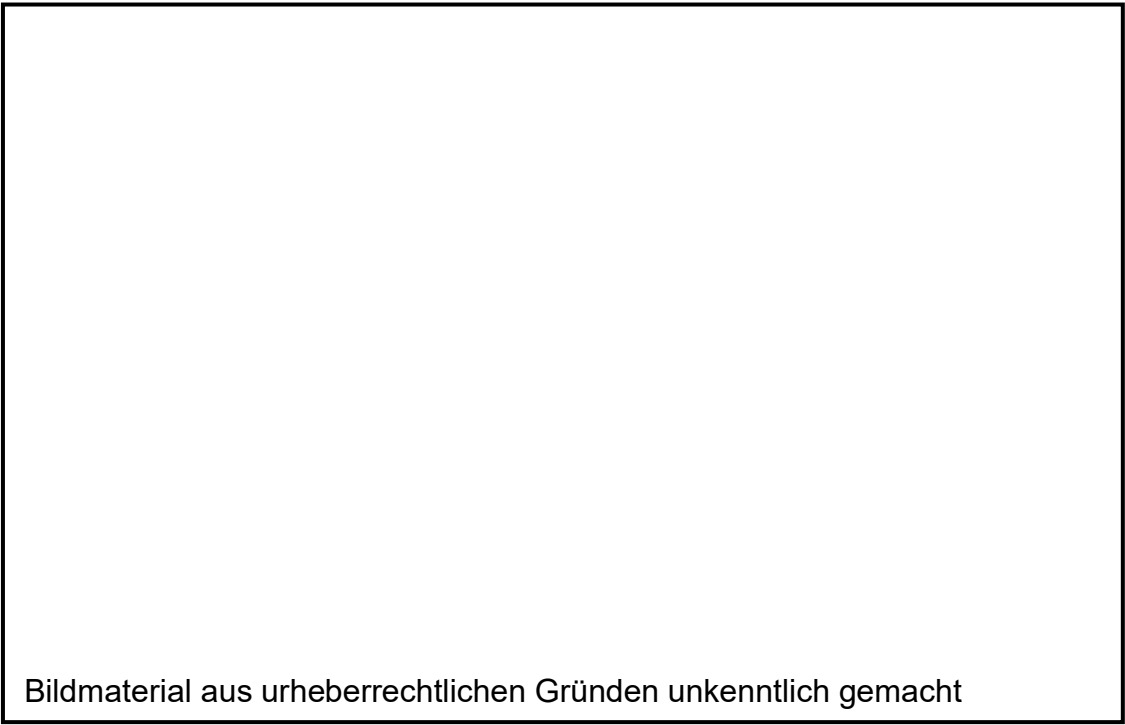
Ein fundiertes Verständnis des strukturellen und molekularen Aufbaus des Gelenkknorpels ist essenziell für die Interpretation moderner bildgebender Verfahren, insbesondere in Bezug auf die MRT-basierte Knorpelbeurteilung. Biochemisch-sensitive MRT-Sequenzen erlauben differenzierte Analysen knorpelassoziierter Parameter wie der Wassermolekülverteilung, der Kollagenarchitektur und dem Proteoglykangehalt. Diese mikroskopischen und molekularen Eigenschaften bestimmen nicht nur die mechanische Belastbarkeit des Gewebes, sondern auch die Signalgebung im MRT und sind daher von entscheidender diagnostischer Bedeutung.

1.2.1 Molekularer Aufbau der Zellbestandteile

Knorpel besteht primär aus Chondrozyten und Chondroblasten, die für die Synthese und den Erhalt der Extrazellulärmatrix (EZM) verantwortlich sind. Letztere wiederum bestimmt maßgeblich die biochemischen Eigenschaften des Knorpels. Anders als Hyaliner- und Faserknorpel liegt dem Gelenkknorpel keine Knorpelhaut (Perichondrium) auf, was seine Regenerationsfähigkeit stark einschränkt [33].

Die EZM des Gelenkknorpels setzt sich hauptsächlich zusammen aus Wasser (65 – 80 % des Feuchtgewichtes), Kollagenfasern (10 – 30 %) und Proteoglykanen (5 – 10 %) [34]. Eine wesentliche Rolle spielen hierbei die Glykosaminoglykane (GAG) – lange Kohlenhydratketten – die aus sich wiederholenden Disacchariden bestehen. GAGs verfügen über eine starke negative Ladung und eine hohe Wasserbindungskapazität, Eigenschaften, die ihnen eine dämpfende und polsternde Wirkung verleihen [33].

Lagern sich viele GAG-Ketten an ein Protein, entsteht ein Proteoglykan. Letzteres trägt durch seinen hohen GAG-Anteil – neben der Wasserbindung – zusätzlich zur mechanischen Stabilität des Knorpels durch seine Bindung an Kollagenfasern bei. Ein charakteristisches Proteoglykan des Gelenkknorpels ist das Aggrekan [29] (siehe Abb. 5).



Bildmaterial aus urheberrechtlichen Gründen unkenntlich gemacht

Abb. 5: **Aggrecan: das wichtigste Proteoglykan des hyalinen Gelenkknorpels** [35]

1.2.2 Zonaler Aufbau des Gelenkknorpels

Der Gelenkknorpel zeichnet sich durch eine einzigartige Struktur aus, die ihm spezifische biomechanische Eigenschaften verleiht. Diese umfassen eine hohe Druckelastizität – die als Stoßdämpfer fungiert – sowie die Fähigkeit, Scherkräfte homogen über die Gelenkfläche zu verteilen [33].

Der Gelenkknorpel ist histologisch in vier Zonen unterteilt (siehe Abb. 6) [33]:

Tangentialzone: Die oberflächliche Schicht des Knorpels ist die zellreichste und wird durch tangential zur Knorpeloberfläche verlaufende Kollagenfibrillen dominiert. Diese Zone dient dem Schutz vor Scherkräften und besitzt den höchsten Wasser- und Kollagengehalt bei vergleichsweise niedrigem Proteoglykangehalt.

Übergangszone: Diese Zone bildet den Übergang zur Tangentialzone und stellt mit etwa 60 % die volumetrisch größte Knorpelschicht dar. Durch die variable Ausrichtung der Kollagenfasern vermittelt diese mechanisch zwischen der druckstabilen Tiefe und der scherstabilen Oberfläche.

Radiärzone: Kennzeichnend für diese Zone sind senkrecht zur Knorpeloberfläche verlaufende Kollagenfibrillen. Die Chondrozyten ordnen sich säulenartig an. Diese Schicht ist entscheidend für die Ableitung axialer Druckkräfte.

Mineralisationszone: Diese Zone enthält eingelagertes Hydroxylapatit und grenzt unmittelbar an den subchondralen Knochen – stark verankert durch die Kollagenfibrillen. Die sogenannte Grenzlinie (*tide mark*) trennt histologisch die mineralisierte Zone von der darüberliegenden Radiärzone.

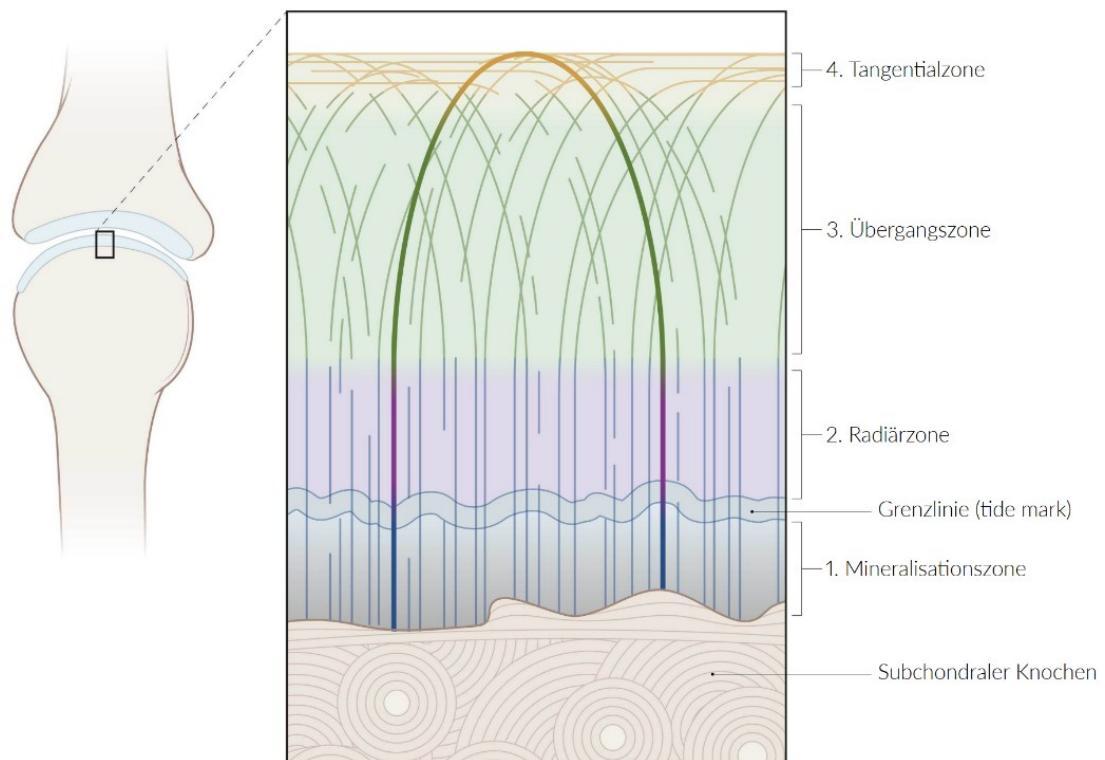


Abb. 6: **Schematischer Aufbau eines Gelenkknorpels** [36] Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von AMBOSS SE.

Die Dicke der Knorpelschichten variiert in Abhängigkeit von der lokalen mechanischen Belastung. In hochbeanspruchten Regionen, wie den Hauptbelastungszonen der unteren Extremitäten, zeigt der Knorpel eine adaptive Struktur. Es findet sich ein erhöhter GAG-Gehalt sowie eine deutlich ausgeprägte Radiärzone bei gleichzeitig dünnerer Übergangszone. Diese Anpassungen ermöglichen eine effektive Kraftverteilung und erhalten die Gelenkfunktion unter hohen biomechanischen Anforderungen [37]. Gleichmaßen müssen diese anatomischen Variationen bei der Evaluation der Knorpelintegrität berücksichtigt werden.

1.2.3 Biomechanik des Gelenkknorpels

Die Biomechanik des Gelenkknorpels ermöglicht eine außergewöhnliche mechanische Leistungsfähigkeit und beruht auf der synergetischen Wirkung seiner Matrixkomponenten. Der hohe Wassergehalt sowie die negativ geladenen GAG-Ketten erzeugen einen osmotischen Druck, der durch das Kollagenfasernetzwerk in Form gehalten wird. Unter Druckbelastung wird interstitielles Wasser aus dem Gewebe herausgepresst, was zur temporären Volumenverringerung führt. Kommt es zur Druckentlastung, ziehen die hydrophilen, negativ geladenen GAG-Ketten positiv geladene Ionen und umgebende Flüssigkeit an. Durch dieses komplexe Zusammenspiel wird das ursprüngliche Volumen wiederhergestellt und die mechanische Belastung absorbiert (siehe Abb. 7). Das Kollagenfasernetzwerk verleiht dem Knorpel wiederum die notwendige Zugfestigkeit und wirkt restriktiv gegenüber der Gewebeexpansion [33].

Diese dynamischen Prozesse ermöglichen durch die Kombination aus Wasserverdrängung, osmotischer Regulation und der strukturellen Integrität des Kollagenfasernetzwerks auch bei repetitiven Belastungen, die mechanische Belastbarkeit des Gelenkknorpels aufrechtzuerhalten. Die gleichmäßige Verteilung von Druck- und Scherkräften schützt dabei sowohl den Knorpel selbst als auch angrenzende knöchernen Strukturen vor Überlastung [33].

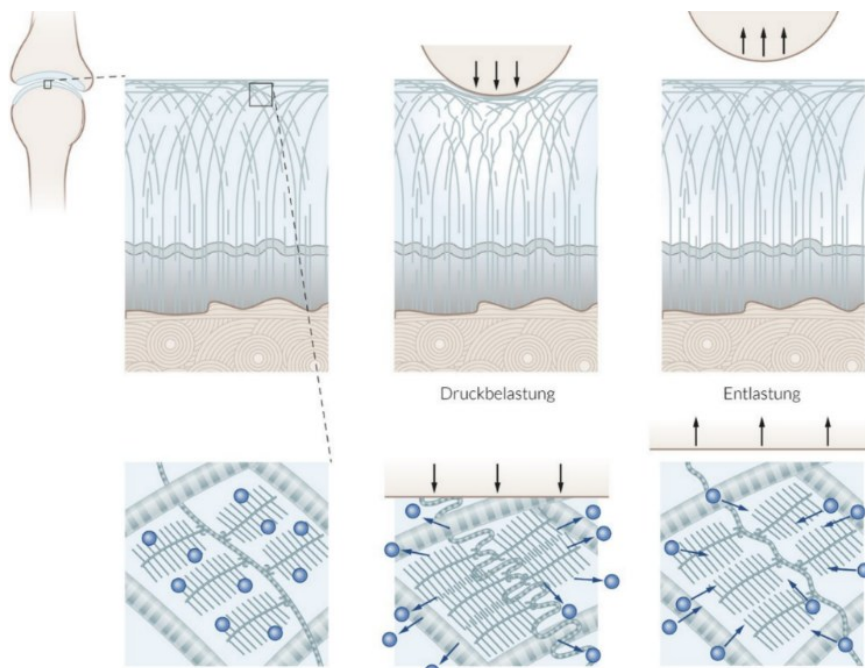


Abb. 7: **Druckelastische Knorpel­eigen­schaf­ten** [38] Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von AMBOSS SE.

1.3 Hüftarthrose

1.3.1 Definition und Epidemiologie

Im deutschsprachigen Raum spricht die Fachliteratur von Hüftarthrose, während im englischen Sprachgebrauch der Terminus Osteoarthritis (OA) gebräuchlich ist.

Die OA ist eine degenerative Erkrankung des Hüftgelenks, die sich primär durch den fortschreitenden Abbau des Gelenkknorpels manifestiert. In der Folge entstehen sekundäre knöcherne Veränderungen wie subchondrale Sklerose, Osteophytenbildung und strukturelle Deformierungen, die zu einer funktionellen Einschränkung des Hüftgelenks führen [39]. Die Pathogenese der Hüftarthrose ist durch eine ausgeprägte Heterogenität charakterisiert: Neben idiopathischen Formen können sekundäre Arthrosen auftreten, sowohl traumatisch (z. B. nach Frakturen oder Luxationen) als auch atraumatisch infolge struktureller Veränderungen, wie sie beim FAI beobachtet werden.

In Deutschland steigt die Prävalenz der symptomatischen OA stetig an; weltweit wird diese zwischen 4,2 und 10 % angegeben [40]. Bei etwa einem Viertel der Bevölkerung besteht das Risiko im Laufe des Lebens, an einer Arthrose zu erkranken [41]. Bereits im frühen, als Präarthrose bezeichneten Stadium können subtile osteoarthritische Veränderungen auftreten, die häufig asymptomatisch verlaufen oder nur unspezifische Beschwerden verursachen. Radiologisch sind diese subtilen Veränderungen in der Regel noch nicht nachweisbar [14]. Mit fortschreitender Erkrankung treten Schmerzen und Bewegungseinschränkungen auf, die zu signifikanten Einbußen der Lebensqualität führen [10]. Nicht selten mündet der Krankheitsverlauf in der Notwendigkeit eines endoprothetischen Gelenkersatzes [42].

Darüber hinaus verursachen die direkten und indirekten Kosten der OA eine erhebliche gesundheitsökonomische Belastung – im Jahr 2017 beliefen sich die Gesamtausgaben in den Niederlanden auf 433,4 Mio. € [43]. In Deutschland wurden 2011 infolge der OA 2,6 Millionen Arbeitsunfähigkeitstage und circa 1600 Frühverrentungen (0,9 % aller Frühverrentungen) verzeichnet [44]. Perspektivisch ist aufgrund der demografischen Entwicklung mit einem weiteren Anstieg dieser Zahlen zu rechnen [45].

1.3.2 Knorpelveränderungen bei Hüftarthrose

Arthrose ist durch den fortschreitenden Verlust der strukturellen und funktionellen Integrität des Gelenkknorpels gekennzeichnet. Die krankheitsbedingten Veränderungen im Gelenkknorpel betreffen sowohl die EZM als auch die Chondrozyten, die für die Synthese und den Erhalt der EZM verantwortlich sind. Bereits bei der frühen OA kommt es durch enzymatische Degradation – vornehmlich durch Metalloproteinasen und Aggrecanasen – zu einem Abbau der GAG innerhalb der Proteoglykane. Die daraus resultierende reduzierte Wasserbindungskapazität schwächt die mechanischen Eigenschaften des Knorpels. Freigesetzte Aggrecan-Fragmente können in die Synovialflüssigkeit übertreten und gelten als Biomarker des Knorpelabbaus [46]. Die Veränderungen der OA lassen sich in vier Phasen einteilen (siehe Abb. 8).

Frühe Phase: In der initialen Phase der OA steigt die Synthese extrazellulärer Matrixkomponenten, insbesondere von Proteoglykanen, Kollagen und Glykoproteinen. Gleichzeitig erhöht sich die Freisetzung proteolytischer Enzyme. Trotz der erhöhten Synthese weisen die neu gebildeten Proteoglykane strukturelle Anomalien auf. Diese umfassen unter anderem verkürzte GAG-Ketten sowie veränderte Aggregationsmuster mit Hyaluronsäure. Die gestörte Kollagenetzstruktur begünstigt eine vermehrte Wasserbindung und sich histologisch als Knorpelschwellung darstellt. Im weiteren Verlauf nimmt die Wasserbindungskapazität infolge des Verlusts negativer GAG-Ladung wieder ab [37]. Arthroskopisch imponieren am Knorpel Schwellungen, Erweichungen und erste fibrilläre Oberflächenschäden. Klinisch tritt als erstes Symptom Schmerz auf [47].

Mittlere Phase: In dieser Phase übersteigt die fortschreitende Degradation der EZM die regenerative Kapazität der Chondrozyten. Es entwickeln sich tiefgreifende Strukturdefekte wie vertikale Fibrillierungen, horizontale Ablösungen und eine generelle Knorpelausdünnung. Es kommt zu einer Desorganisation des Kollagenetzwerks. Chondrozyten weisen Zeichen der Degeneration, Nekrose und Clusterbildung auf. Biochemisch ist diese Phase durch einen verminderten Proteoglykangehalt, anhaltend hohe Proteaseaktivität und eine gesteigerte Synthese von Fibronectin charakterisiert.

Arthroskopisch imponiert ein dünner, fibrillierter Knorpel, teils mit beginnenden Dislokationen. Klinisch äußern sich Schmerzen, eingeschränkte Gelenkbeweglichkeit und mechanische Geräusche [47].

Späte Phase: In der terminalen Phase kommt es zu einem vollständigen Verlust an Matrixkomponenten wie Wasser, Proteoglykanen und Kollagen. In einigen Fällen reduziert sich die Aktivität der Proteasen; ein Zustand, der als residuale OA bezeichnet wird. Histologisch zeigt sich eine ausgeprägte Fibrillierung bis hin zur Freilegung des subchondralen Knochens, häufig begleitet von Neovaskularisation. Arthroskopisch erscheint der Knorpel massiv degeneriert, klinisch manifestieren sich kontinuierliche Schmerzen, Bewegungseinschränkungen und Gelenkgeräusche [47].

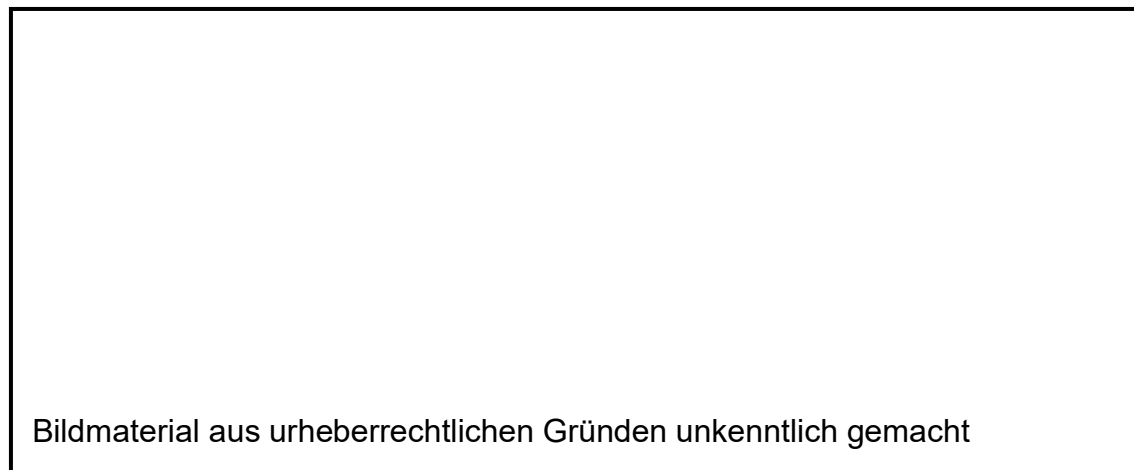


Abb. 8: Ätiologie und Pathogenese der Arthrose [48]

1.4 Femoroacetabuläres Impingement

Im 20. Jahrhundert wurden Hüftschmerzen ohne bekannte Ursache als idiopathische Hüftarthrose klassifiziert. Bereits 1965 beschrieb Murray, dass etwa die Hälfte dieser Fälle radiologisch auffällige anatomische Varianten aufwiesen [39]. Murray identifizierte eine dafür ursächliche Pathologie, die sogenannte Tilt-Deformität, und beschrieb damit eine abnorme Beziehung zwischen Femurkopf und -hals [39].

Anfang der 2000er-Jahre gelang Professor Reinhold Ganz ein entscheidender Fortschritt mittels der chirurgischen Hüftluxation. Diese ermöglichte eine Insitu-Inspektion des Hüftgelenks bei symptomatischen Patienten.

Professor Ganz beschrieb das FAI erstmals detailliert und identifizierte es als eigenständige Ursache für die Entwicklung einer frühen Koxarthrose [11]. Seitdem wurde das Verständnis des FAI kontinuierlich weiterentwickelt.

Im Rahmen des Warwick Agreement (2016) wurde ein internationaler Konsens zu Diagnose und Therapieprinzipien des FAI erarbeitet. Außerdem wurde der Begriff „femoroacetabuläres Impingement-Syndrom“ eingeführt, um der multifaktoriellen Genese und dem Spektrum klinischer Ausprägungen Rechnung zu tragen [49]. Im Folgenden wird der verkürzte Terminus FAI aus Gründen der Übersichtlichkeit verwendet.

Das FAI beschreibt eine mechanisch bedingte schmerzhafte Einschränkung der Hüftgelenksbeweglichkeit infolge knöcherner Veränderungen am Femur und/oder Acetabulum. Wiederholte Impaktionsbewegungen führen zur Schädigung der Knorpel-Labrum-Einheit und begünstigen langfristig die Entstehung einer sekundären OA. Eine Fehl- bzw. übermäßige Beanspruchung des Hüftgelenks bei Sportarten wie Kampfsport, Fußball oder Ballett ist pathogenetisch [2, 5, 50].

Das FAI lässt sich basierend auf der Lokalisation in zwei Haupttypen unterteilen: das *Cam*-Impingement (vom Englischen „*cam*“ für Nockenwelle) und das *Pincer*-Impingement (vom Englischen „*pincer*“ für Zange).

1.4.1 Prävalenz und Ätiologie

Die Prävalenz des FAI variiert erheblich in Abhängigkeit von der untersuchten Population und den angewandten diagnostischen Kriterien. In bevölkerungsrepräsentativen Studien asymptomatischer Probanden werden radiologisch auffällige Befunde in etwa 10 – 15 % der Fälle festgestellt [51], wobei in den letzten Jahren insgesamt eine steigende Inzidenz dokumentiert wurde [9, 52]. Insbesondere junge Menschen, bei denen die ersten Symptome meist zwischen dem 20. und 40. Lebensjahr auftreten, sind häufiger betroffen – sportlich aktive Personen weisen in Studien Prävalenzraten von 40 – 50 % auf [2-5]. Die Wahrscheinlichkeit, im Rahmen des FAI eine OA zu entwickeln, liegt bei 81 %, während 33 % der Patienten innerhalb von zehn Jahren eine Hüftarthrose im Endstadium zeigen [12].

Als ätiologische Ursachen werden kindliche Hüfterkrankungen, wie Morbus Perthes und Epiphyseolysis capitis femoris, diskutiert. Sie führen zu einer Deformation des Hüftkopfes und erhöhen insbesondere das Risiko für ein Cam-Impingement [53-56].

Darüber hinaus tragen High-impact-Sportarten wie Fußball und Eishockey signifikant zur Entstehung eines FAI bei. Die intensive Belastung der Hüfte – vor allem während der Wachstumsphase – induziert pathologische Veränderungen der Epiphysenfuge und begünstigt knorpelbelastende Deformationen [4, 5, 50, 57].

Ergänzend legen genetische Studien nahe, dass Geschwister von FAI-Patienten ein etwa 2,8-fach erhöhtes Risiko aufweisen, an einer vergleichbaren Deformation zu erkranken. In diesen Familien – also auch bei den Eltern – finden sich zudem häufiger Hinweise auf eine Arthrose [58].

1.4.2 Einteilung und Klinik

Die femorale Form (Cam-Impingement) beruht auf einer pathologisch asphärischen Konfiguration des Femurkopf-Hals-Übergangs. Der Kontakt im Bereich der anterolateralen Gelenkzone führt zu starken Scherkräften, typischerweise mit einer Delaminierung des Knorpels vom Knochen im Sinne eines Teppich-Phänomens, vornehmlich am anterosuperioren Acetabulum. Femoral kommt es zu einer adaptiven Verdichtung des Knochens als Reaktion auf die unphysiologischen Belastungen (vgl. Abb. 9 und Abb. 10).

Die acetabuläre Form (Pincer-Impingement) beruht auf einer übermäßigen Überdachung des Femurkopfes durch das Acetabulum (z. B. infolge einer protrusioartigen Deformität oder einer kranialen Retroversion). Die daraus resultierende Kompression führt häufig zu einem Labrumschaden bevor es zu einem – dann globalen – Knorpelschaden kommt. Im Bereich der Anschlagzone entstehen Einkerbungen des femoralen Knochens [52].

Bildmaterial aus urheberrechtlichen Gründen unkenntlich gemacht

Abb. 9: **Cam- und Pincer-Impingement** [59]

Bildmaterial aus urheberrechtlichen Gründen unkenntlich gemacht

Abb. 10: **typische Läsionsmuster von Cam- und Pincer-Impingement** [59]

In der klinischen Praxis präsentiert sich das FAI überwiegend in einem gemischten Bild aus Cam- und Pincer-Impingement. Dabei zeigen Männer tendenziell häufiger ein Cam-Impingement, während bei Frauen überwiegend ein Pincer-Impingement beobachtet wird [3, 8, 9, 60-62].

Leitsymptom ist in der Regel der Leistenschmerz. Klassischerweise berichten die Patienten von einem bewegungsabhängigen Leistenschmerz oder auch von einem positionsabhängigen Ruheschmerz. Letzterer tritt häufig nach längerem Sitzen (z. B. Schneidersitz) auf. Der Schmerz kann aus der Leiste in den Rücken, den Oberschenkel oder das Gesäß ausstrahlen. Zusätzlich berichten die Patienten über mechanische Beschwerden, wie ein „Klicken“, Steifheit oder eine generell eingeschränkte Beweglichkeit.

1.5 Allgemeine Diagnostik

Um Patienten mit präarthrotisch verändertem Hüftgelenk dem Krankheitsstadium angemessen behandeln zu können, ist eine zeitgerechte und adäquate Diagnostik notwendig. Diese folgt einem mehrstufigen, strukturierten Vorgehen. Ausgangspunkt bildet stets die umfassende Anamnese, gefolgt von einer gezielten klinischen Untersuchung, in der Symptome und Ergebnisse systematisch erfasst werden. Zur weiteren Objektivierung und Differenzierung schließt sich die bildgebende Diagnostik an, beginnend mit einer konventionellen Röntgenaufnahme und gegebenenfalls weiterführenden MRT- oder CT-Untersuchungen.

1.5.1 Anamnese

Die Anamnese stellt die Grundlage jeder diagnostischen Abklärung dar. Diese dient der umfassenden und systematischen Erhebung der Krankheitsgeschichte der Patienten. Erfasst werden unter anderem der zeitliche Verlauf, die Lokalisation, die Intensität sowie die Art der Beschwerden. Ziel ist es, ein differenziertes Verständnis der vorliegenden Symptomatik zu gewinnen, funktionelle Einschränkungen zu quantifizieren sowie Hinweise auf Grunderkrankungen oder Risikofaktoren zu erhalten [42, 49, 63]. Ferner liefert die Anamnese wertvolle Informationen über den Einfluss der Beschwerden auf die Lebensqualität und Alltagsaktivitäten der Patienten.

1.5.2 Klinische Untersuchung

Die klinische Untersuchung des Hüftgelenks folgt einem strukturierten Verfahren, das sowohl typische Befunde bei einem FAI als auch bei einer OA erfasst und somit richtungsweisend ist [49]:

Inspektion: Bei der ersten Betrachtung werden bereits allgemeine Auffälligkeiten detektiert. Dazu zählen unter anderem Asymmetrien, Beinlängendifferenzen, sichtbare Entzündungszeichen, Schwellungen und veränderte Gangbilder. Bei der Arthrose sind zudem Einschränkungen der Beweglichkeit und kompensatorische Bewegungsmuster häufig zu beobachten.

Palpation und Funktionsdiagnostik: Die anschließende Palpation dient der Schmerzlokalisierung und der Detektion von Krepitationen oder intraartikulären Reizzeichen. Spezifische Funktionstests, wie der FADIR-Test (Flexion, Adduktion, Innenrotation) und der FABER-Test (Flexion, Abduktion, Außenrotation, Extension), werden eingesetzt, um typische Belastungsschmerzreaktionen zu provozieren. Ein positives Testergebnis liefert wichtige Hinweise auf die betroffenen Strukturen und stützt die klinische Diagnose eines FAI [49].

Ist der klinische Befund nicht eindeutig, kann eine intraartikuläre Injektion mit Lokalanästhetikum zur Differenzierung von intra- und extraartikulären Schmerzursachen beitragen [49].

1.5.3 Allgemeine bildgebende Diagnostik

Die konventionelle Röntgendiagnostik bildet die Grundlage für die primäre Diagnostik des Leistenschmerzes [49, 64]. Diese ermöglicht die Beurteilung der Hüftanatomie, der angrenzenden knöchernen Strukturen und der Identifikation einer Cam- oder Pincer-Morphologie. Differentialdiagnostisch können andere Ursachen für Leistenschmerzen, wie Frakturen oder Dysplasien, ausgeschlossen werden. Bei einer OA treten, je nach Ausprägung, Osteophytenbildung, subchondrale Sklerosierung sowie subchondrale Zysten auf [65]. Zur Klassifikation des Arthrosegrades nach Tönnis (siehe Tabelle 1) wird zudem die Gelenkspaltbreite (*Joint Space Width*, JSW) im zentralen Lastbereich und in Randbereichen nahe dem Acetabulum ermittelt.

Grad	Beschreibung
0	Keine Arthrosezeichen
1	Leichte Gelenkspaltverengung Leichte Sklerosierung des Acetabulums oder Femurkopfes Kleine Osteophyten
2	Zunehmende Gelenkspaltverengung Mäßiger Verlust der Sphärizität des Femurkopfes Kleine Zysten im Acetabulum oder Femurkopf
3	Schwere Gelenkspaltverengung bis zur Aufhebung des Spalts Schwere Deformierung des Femurkopfes Große Zysten im Acetabulum oder Femurkopf Avaskuläre Nekrose

Tabelle 1: **Klassifikation der Hüftarthrose nach Tönnis im Röntgenbild** [65]

Die Computertomografie (CT) wird eingesetzt, wenn detaillierte 3D-Rekonstruktionen der knöchernen Strukturen erforderlich sind. Beispielsweise bei komplexen Deformitäten oder zur präzisen präoperativen Planung. Da FAI-Patienten meist jung und im reproduktiven Alter sind, erfordert die deutlich höhere Strahlenbelastung im Vergleich zur Röntgendiagnostik und der strahlungsfreien MRT eine sorgfältige und strenge Indikationsstellung. Während die Röntgenaufnahme eine kosteneffiziente und schnelle Methode darstellt, um knöcherne Strukturen zu beurteilen, bietet die MRT eine detaillierte Darstellung der Weichteile. Sie ermöglicht die Identifikation vor allem von Knorpelschäden, Labrumrissen und anderen extraartikulären Pathologien, die potenziell zu Hüftschmerzen beitragen.

Die Magnetresonanz-Arthrographie (MRA), bei der Kontrastmittel intraartikulär appliziert wird, steigert die Sensitivität insbesondere für Labrum- und Knorpelverletzungen. Ein entscheidender Vorteil der MRT liegt in ihrer strahlungsfreien Anwendung, wodurch diese sich insbesondere für wiederholte Untersuchungen eignet. Diese Verfahren sind insbesondere bei der präoperativen Planung oder zur weitergehenden Charakterisierung der Morphologie unverzichtbar [49, 64]. Somit ergänzen MRT oder CT die konventionelle Röntgendiagnostik, indem diese ein umfassenderes Bild sowohl der knöchernen Strukturen als auch der umgebenden Weichteile liefern.

1.6 Moderne biochemisch-sensitive Techniken

In den folgenden Kapiteln werden die physikalischen Grundlagen der MRT-Aufnahmetechnik prägnant erläutert. Darauf folgt eine vertiefte Analyse der hochauflösenden T2*-Technik. Abschließend werden weitere biochemisch-sensitive Verfahren knapp skizziert werden.

1.6.1 Grundlagen der Magnetresonanztomografie

Die MRT stellt ein hochauflösendes, strahlungsfreies Bildgebungsverfahren dar. Es ist aufgrund seiner präzisen Weichteilkontrastauflösung speziell für die Detektion und Beurteilung von Knorpelstrukturen geeignet. Besonders bewährt haben sich dabei T2*-Sequenzen, die spezifische Knorpelveränderungen bereits in frühen degenerativen Stadien sichtbar machen können.

Ein fundiertes Verständnis der physikalischen MRT-Grundlagen ist essenziell, um diese Sequenzen korrekt anzuwenden und zu interpretieren. Die physikalische Grundlage der MRT beruht auf dem Verhalten von Wasserstoffprotonen im Gewebe. Unter dem Einfluss eines starken externen Magnetfeldes (B_0) verlieren sie ihre zufällige Orientierung. Dabei richten sich die Protonen energetisch günstig parallel entlang des Feldes aus.

Durch gezielte Radiofrequenzimpulse (RF) wird die ursprüngliche Protonenausrichtung geändert, was zu einer messbaren Magnetisierungsänderung führt. Nach Abschalten des RF-Impulses kehrt die Magnetisierung durch sogenannte Relaxationsprozesse in den Ausgangszustand zurück [66].

Dabei werden zwei zentrale Relaxationszeiten unterschieden [66]:

T1 (*Spin-Gitter-Relaxation*): misst die Zeit, bis sich die longitudinale Magnetisierung wieder aufgebaut hat.

T2 (*Spin-Spin-Relaxation*): beschreibt den Zerfall der transversalen Magnetisierung infolge von Wechselwirkungen zwischen benachbarten Spins.

Die Relaxationszeiten variieren je nach Gewebe (siehe Tabelle 2): Flüssigkeiten demonstrieren lange T1- und T2-Zeiten, wohingegen Fettgewebe in der Regel kürzere Relaxationszeiten aufweist. Typischerweise liegen T1-Zeiten im Bereich von 300 – 2000 ms, während T2-Zeiten zwischen 30 – 150 ms liegen [66].

	T1-Relaxation	T2-Relaxation
Flüssigkeiten	lang	lang
Fettgewebe	kurz	kurz
Typische Zeiten	300 - 2000 ms	30 - 150 ms

Tabelle 2: **Relaxationszeiten für T1- und T2-Sequenzen**

Die Bildqualität wird wesentlich durch technische Parameter wie Repetitionszeit (TR), Echozeit (TE), *Flip*-Winkel sowie die Magnetfeldstärke (gemessen in Tesla) beeinflusst [66]. Kommt ein hochauflösendes 3-Tesla-System zum Einsatz, kann dies eine signifikant gesteigerte Signalstärke und damit eine verbesserte räumliche Auflösung ermöglichen.

Die *Double-Echo Steady-State* (DESS)-Sequenz ist eine spezielle MRT-Sequenz. Sie generiert hochauflösende Bilder, indem sie zwei Echos innerhalb derselben Sequenz nutzt. Diese hervorragende Darstellung von Weichgeweben optimiert das Kontrastverhältnis zwischen verschiedenen Gewebearten. Die DESS-Sequenz wird in dieser Studie als morphologische Grundlage zur Positionierung der *Regions of Interest* (ROI) verwendet (siehe Abb. 11 und 12).

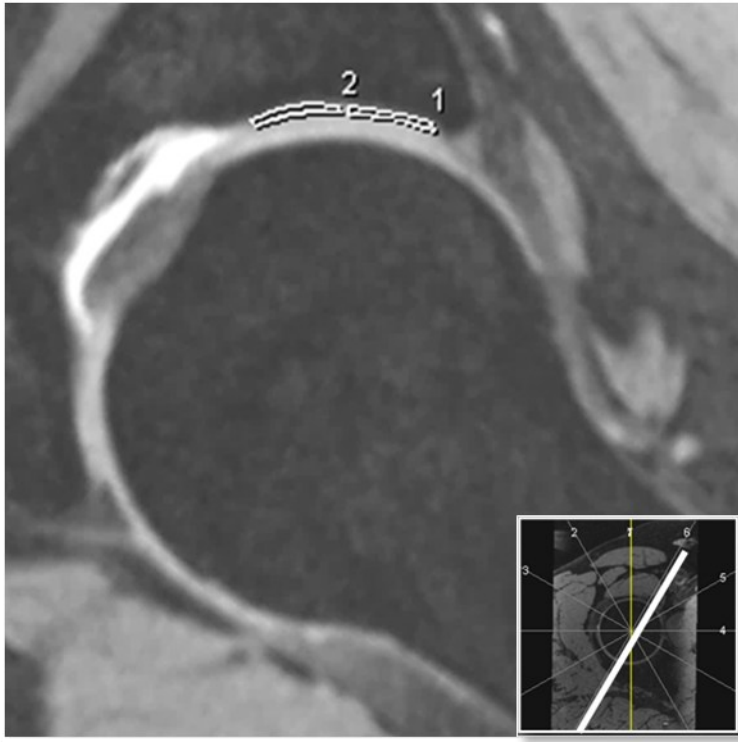


Abb. 11: **DESS-Aufnahme ohne Knorpelschaden posterosuperior mit ROI** (10 Uhr) eines 15-jährigen FAI-Patienten mit eingezeichneter ROI (Regions of Interest) als morphologische Referenz für T2* (1 = peripher, 2 = zentral)
(Bestand Universitätsklinikum Düsseldorf, genehmigte Nutzung von Univ.-Prof. Dr. med. Antoch)

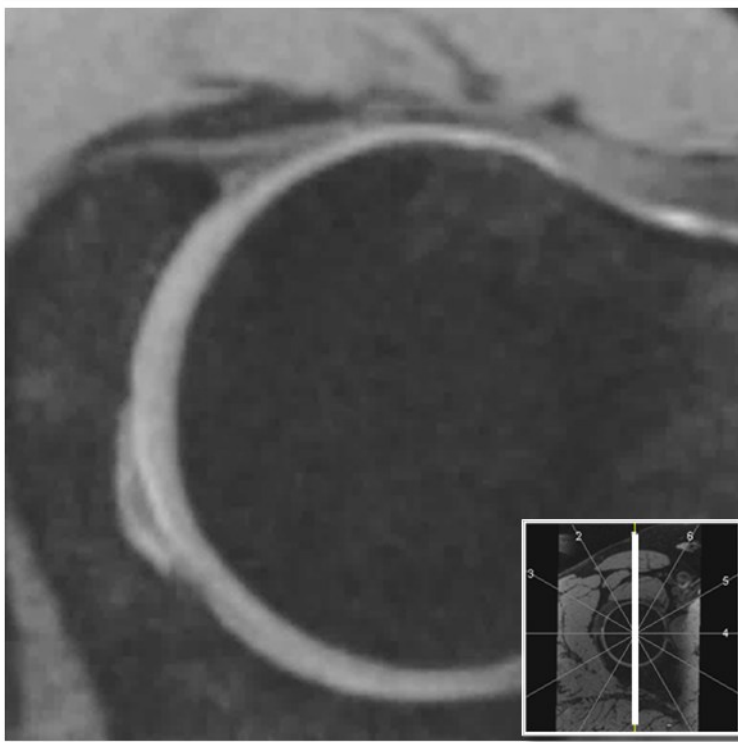


Abb. 12: **DESS-Aufnahme ohne Knorpelschaden anterior** (15 Uhr) einer 37-jährigen FAI-Patientin als morphologische Referenz für T2* ohne ROI (Regions of Interest)
(Bestand Universitätsklinikum Düsseldorf, genehmigte Nutzung von Univ.-Prof. Dr. med. Antoch)

Trotz ihrer Leistungsfähigkeit weist die konventionelle MRT Einschränkungen bei der Darstellung früher Knorpelschäden auf. Subtile Veränderungen der Kollagenarchitektur, der Wasserkonzentration oder der GAG bleiben häufig unentdeckt, da die Knorpelschicht mit 0,8 – 3,0 mm (bei gesunden Individuen) vergleichsweise dünn ist [67]. Studien zeigen, dass insbesondere am Hüftgelenk die Sensitivität der konventionellen MRT zur Detektion früher Matrixveränderungen unzureichend ist [14, 15]. Erst bei manifestem strukturellem Defekt oder Ödem werden auffällige Signale sichtbar.

1.6.2 T2/T2*-Sequenzen

T2*-gewichtete Sequenzen basieren auf dem Konzept der Gradient-Echo-Techniken (GRE) und verzichten auf den klassischen 180°-Refokussierungspuls. Dadurch werden zusätzliche Dephasierungseffekte, wie beispielsweise durch Magnetfeldinhomogenitäten oder Gewebes susceptibilitäten – nicht kompensiert und in das Signal einbezogen. Die T2*-Relaxation reagiert deshalb empfindlicher auf mikrostrukturelle Gewebeeränderungen [68].

Der Verzicht auf den 180°-Impuls führt zu einer schnelleren Rückkehr der Protonen in ihren Ausgangszustand und damit zu einem rascheren Zerfall des MRT-Signals (siehe Abb. 13). Folglich sind die gemessenen T2*-Relaxationszeiten signifikant kürzer als konventionelle T2-Werte [68].

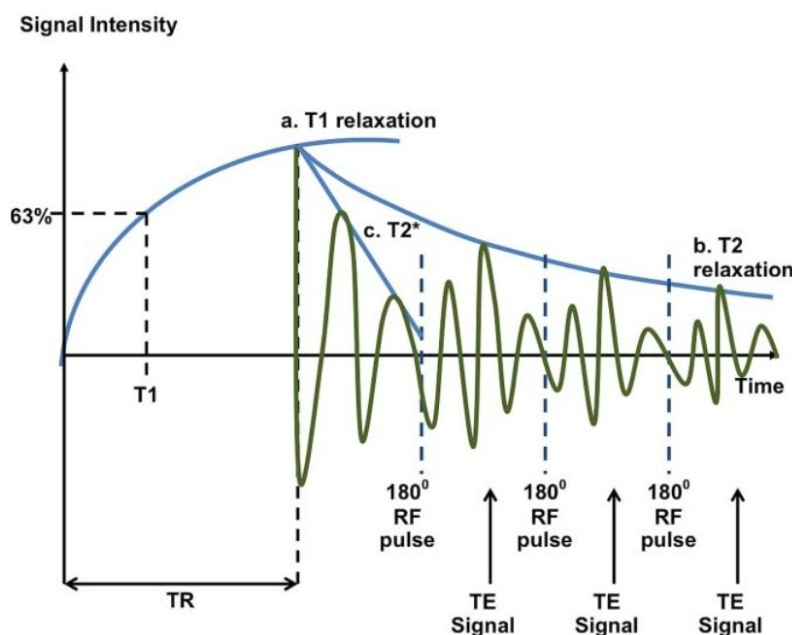


Abb. 13: **Grafische Darstellung der T1-, T2- und T2*-Relaxation** [66].
RF=Refokussierungspuls, TE=Echozeit, TR=Repetitionszeit. Nachdruck mit freundlicher Genehmigung der Oxford University Press.

T2*-Relaxationszeiten korrelieren mit dem Wassergehalt und der Integrität des kollagenen Netzwerks. In frühen degenerativen Stadien zeigen sich zunächst erhöhte Relaxationswerte, wohingegen mit fortschreitenden molekularen Veränderungen des Knorpels ein deutlicher Abfall der Werte beobachtet wird [69]. Durch den sogenannten „*Magic-Angle-Effekt*“ werden zusätzlich Faserorientierungen berücksichtigt, was eine differenzierte Schichtanalyse ermöglicht [70].

Zur quantitativen Auswertung werden *Multi-Echo-GRE*-Sequenzen durchgeführt. Dabei wird für jede TE die Signalintensität gemessen und über eine Fit-Funktion eine Relaxationszeitkarte erstellt. Die ermittelten Werte werden im Weiteren pixelweise visualisiert, entweder in Graustufen oder durch die Verwendung von Farbkodierungen, was deren Detektion und Charakterisierung erleichtert [18, 68]. Werden diese Sequenzen in einem 3D-Akquisitionsschema verwendet, resultiert dies in isotropen, volumetrischen Datensätzen, die eine detaillierte, dreidimensionale Auswertung und präzise Quantifizierung der T2*-Relaxationszeiten erlauben [71].

Zusätzlich wird eine sogenannte ROI-Analyse durchgeführt. Die morphologische Grundlage für die Lokalisation des ROI bildet die DESS-Aufnahme. Es werden spezifische, anatomisch oder pathologisch definierte Bereiche innerhalb der Aufnahmen markiert und die Relaxationszeit gemessen (siehe Abb. 14).

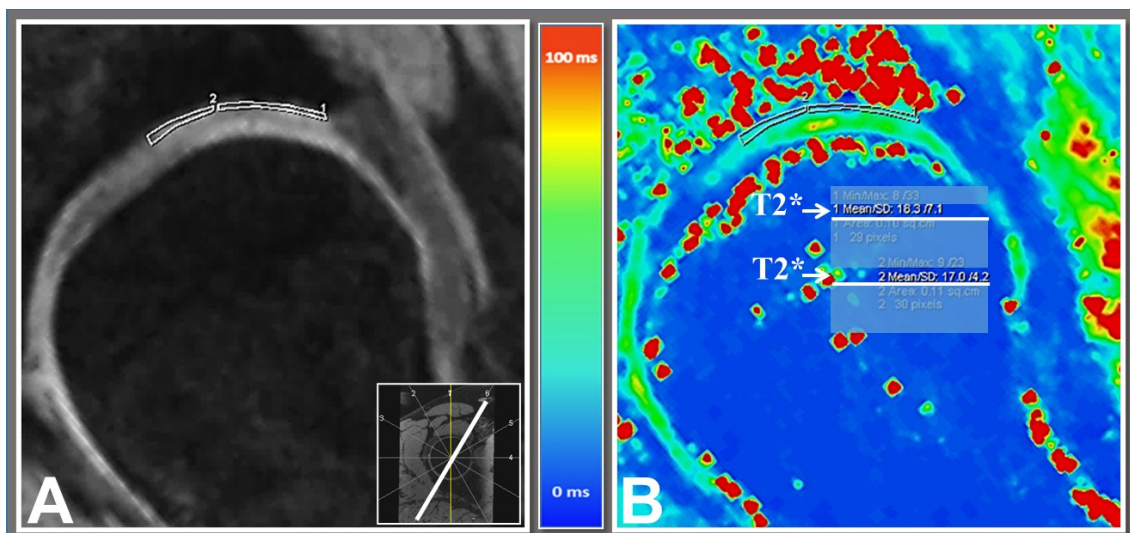


Abb. 14: **DESS-Sequenz und T2*-Sequenz posterosuperior** (10 Uhr) einer 31-jährigen Patientin mit eingezeichneter ROI (Regions of Interest) in **(A)** DESS als morphologische Referenz für **(B)** T2* in (1 = peripher $18,3 \pm 7,1$ ms, 2 = zentral $17,0 \pm 4,2$ ms) (Bestand Universitätsklinikum Düsseldorf, genehmigte Nutzung von Univ.-Prof. Dr. med. Antoch)

Insbesondere in der Knorpelanalyse ermöglicht die ROI-Analyse eine präzise Erfassung der regionalen Variationen und statistisch zu evaluieren. So können korrelative Zusammenhänge zwischen bildgebenden Biomarkern und klinischen Ergebnissen besser nachvollzogen werden.

1.7 Ergänzende Techniken

Die T2*-Sequenz bietet neben der kurzen Akquisitionszeit eine hohe Bildauflösung. Informationen über die Wassermobilität und die Mikroarchitektur des Kollagenfasernetzwerks erlauben somit eine funktionelle Charakterisierung des Knorpelgewebes. Die Durchführung und Auswertung ist technisch anspruchsvoll und erfordert ein hohes Maß an Expertise. Die T2*-Sequenz kann an einem herkömmlichen 3-Tesla-MRT erfolgen und benötigt keine Kontrastmittelgabe.

Es gibt noch weitere etablierte biochemisch sensitive MRT-Verfahren zur Knorpelbildung. Häufig angewendet werden die dGEMRIC-Technik oder auch die T1 ρ -Sequenz. Seltener werden die Technik der glykosaminoglycan-chemical-exchange-saturation-transfer (gagCEST) [72], die Natrium-Bildgebung [73] oder die Diffusions-Bildgebung [74] genutzt.

Im Folgenden werden die dGEMRIC-Technik und T1 ρ -Sequenz kurz vorgestellt.

1.7.1 Delayed Gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging of cartilage

Das dGEMRIC nutzt die negative Ladung des Kontrastmittels Gadolinium-DTPA²⁻ zur indirekten Quantifizierung des GAG-Gehalts im Knorpel. Die ebenfalls negativ geladenen GAGs stoßen das Kontrastmittel ab – in gesundem Knorpel diffundiert daher weniger Gadolinium ein. In geschädigten Arealen mit niedrigem GAG-Gehalt hingegen kommt es zu einer vermehrten Anreicherung. Dies führt zu einer Verkürzung der T1-gewichteten T1_{Gd}-Zeit. T2-gewichtete Sequenzen hingegen reagieren weniger empfindlich auf die Anwesenheit von Gadolinium [75]. Die dGEMRIC-Technik kann auf konventionellen 3-Tesla-Geräten durchgeführt werden und ermöglicht die nichtinvasive, quantitative Erfassung der Knorpelbiochemie [76].

Gadolinium wird auch in anderen Bildgebungen eingesetzt und ist im Allgemeinen gut verträglich. Es kann jedoch unerwünschte Nebenwirkungen wie Übelkeit, Kopfschmerzen oder lokale allergische Reaktionen hervorrufen [77]. Bei eingeschränkter Nierenfunktion besteht das Risiko einer nephrogenen systemischen Fibrose (NSF). Studien belegen, dass nach der intravenösen Verabreichung von Gadolinium geringe Mengen im Gehirn zurückbleiben können. Bislang ist kein ursächlicher Zusammenhang zwischen diesen Ablagerungen und neurotoxischen Effekten nachgewiesen worden [78]. Vor dem Hintergrund potenzieller Langzeitr Risiken ruht die Zulassung von Gadolinium zur intravenösen Anwendung allerdings seit Juli 2017 [79].

1.7.2 T1 ρ -Sequenz

Zur Bestimmung der T1 ρ -Sequenz (auch T1rho genannt) wird zunächst ein 90°-RF-Puls eingesetzt, um die Magnetisierung in die Transversalebene zu überführen. Der folgende *Spin-Lock*-Puls fixiert die Magnetisierung in dieser Ebene. Ein schneller Signalverlust wird dadurch verhindert, im Gegensatz zu den verkürzten konventionellen T1- und T2-Relaxationsprozessen. Der T1 ρ -Wert reagiert dabei besonders empfindlich auf den Proteoglykanverlust im Gewebe [80]. T1 ρ eignet sich daher ebenfalls als Biomarker zur Detektion früher Gelenkknorpeldegeneration, noch bevor diese morphologisch sichtbar werden.

Nachteilig wirkt sich die hohe RF-Leistung aus, die zu höheren Absorptionsraten und zu unerwünschten Erwärmung des Gewebes führen kann. Die Scanzeiten sind insgesamt länger und beeinflussen damit den klinischen Workflow und die Patientenakzeptanz. Diese technischen Einschränkung erklären den bisher vor allem experimentellen Einsatz von T1 ρ [27].

1.8 Therapie des femoroacetabulären Impingements

Die Therapie umfasst konservative Behandlungsmethoden und chirurgische Verfahren (siehe Abb. 15). Die Wahl der geeigneten Therapie hängt maßgeblich vom individuellen Beschwerdegrad sowie den bildgebenden und klinischen Befunden ab [49]. Einflussfaktoren wie eine bereits bestehende Arthrose, das Patientenalter und bestimmte Risikofaktoren (z. B. Gewicht, Geschlecht, Alpha-Winkel) wirken sich auf die individuelle Therapieplanung aus [81]. Konservative Ansätze können die Symptome lindern.

Ist die konservative Behandlung nicht ausreichend, kann eine operative Therapie in Betracht gezogen werden. Ziel ist es, die Hüftmorphologie zu korrigieren – beispielsweise durch Resektion der Cam-Deformität oder die Rekonstruktion geschädigter Gewebe mithilfe einer autologen Knorpeltransplantation (ACT). Bei fortgeschrittener Degeneration kann eine Umstellungsosteotomie oder ein Gelenkersatz erforderlich werden.

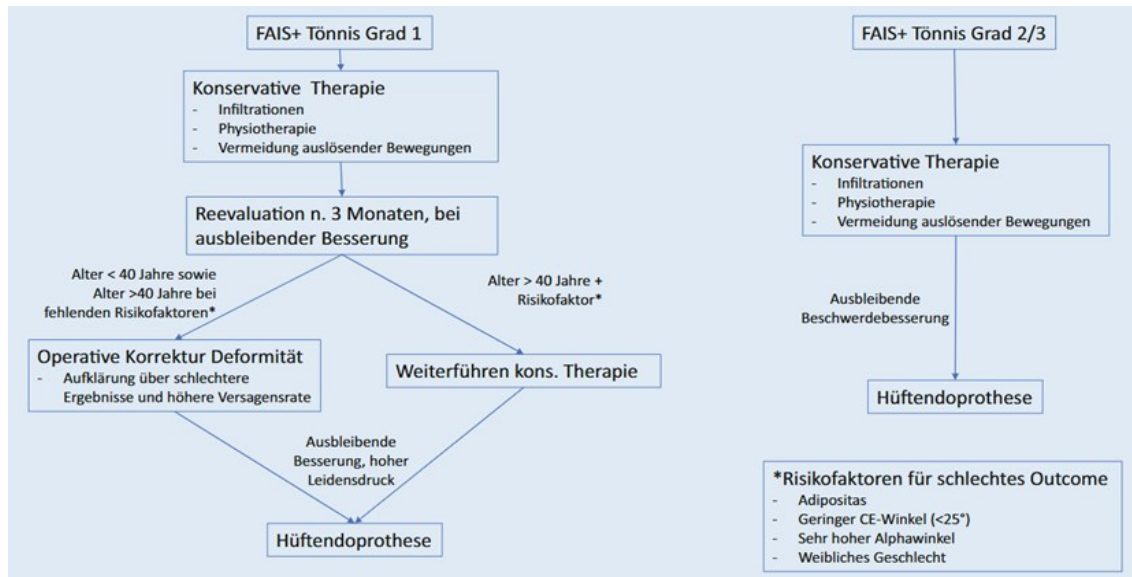


Abb. 15: **Algorithmus zum Vorgehen bei früher Hüftarthrose und FAI** (femoroacetabuläres Impingement) [81]. Gekürzt. CE-Winkel Centrum-Erker-Winkel. Nachdruck mit freundlicher Genehmigung durch Springer Nature. Originaltitel: ECOM®-Algorithmus zum Vorgehen bei früher Koxarthrose und FAIS (femoroacetabuläres Impingement-Syndrom) unter Beachtung der Risikofaktoren für ein schlechtes Outcome der gelenkerhaltenden Chirurgie bei früher Koxarthrose.

Damit ist die Bildgebung ein unverzichtbares Element in der Entscheidungsfindung und der Entwicklung einer individuellen Therapie. Diese ist außerdem essenziell für die chirurgische Planung und stellt sicher, dass die gewählten Maßnahmen optimal auf die individuelle Morphologie und Pathologie der Patienten abgestimmt sind.

1.8.1 Arthroskopie

Die Hüftarthroskopie stellt eine bedeutende diagnostische und therapeutische Intervention dar, insbesondere bei der Behandlung des FAI. Der Zugang zum Hüftgelenk erfolgt in der Regel über einen anterioren sowie einen anterolateralen Zugang (siehe Abb. 16) und wird anhängig von der zu erwartenden Lokalisation der Pathologie gewählt. Alternativ lassen sich periphere Zugänge, wie etwa der proximale anterolaterale Zugang, wählen.

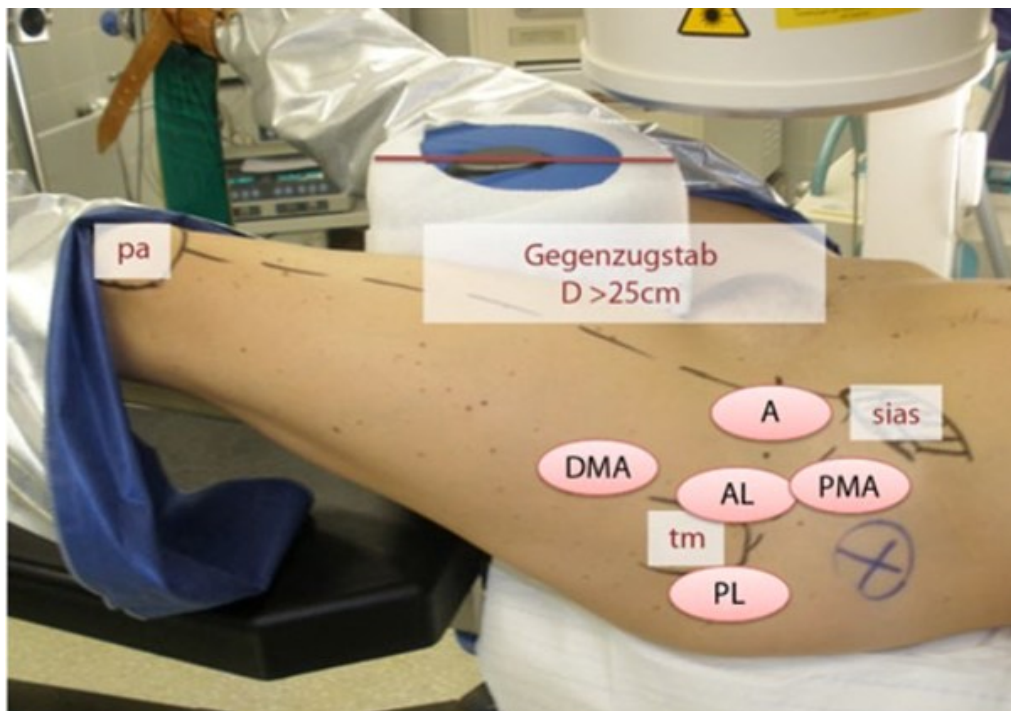


Abb. 16: **Patientenlagerung und Portale für die Hüftarthroskopie** [82] Titel modifiziert. A = anterior, AL = anterolateral, PL = posterolateral, PMA = proximal midanterior, DMA = distal midanterior, pa = Patella, sias = Spina iliaca superior, tm = Trochanter major. Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von SPRINGER NATURE. Originaltitel: Patientenlagerung und Portale

Nach dem Zugang zum Hüftgelenk erfolgt ein strukturierter diagnostischer Rundgang. Dieser standardisierte Ablauf ermöglicht eine präzise und vollständige Bewertung der intraartikulären Strukturen und dient als Referenz für die Validierung der MRT-Bilder. Im Rahmen der diagnostischen Arthroskopie besteht die Möglichkeit, eine therapeutische Intervention durchzuführen. In Abhängigkeit des Befundes kann die Deformität reseziert werden, eine Labrumrefixation oder eine Labrumrekonstruktion durchgeführt werden [82].

In einem 10-Jahres-Follow-up konnte kürzlich gezeigt werden, dass die therapeutische Arthroskopie einen entscheidenden Einfluss auf die Entwicklung der OA hat [83]. Im Langzeitvergleich verschlechterte sich die nicht operierte Hüfte in 48 % der Fälle, während dies nur in 28 % der operierten Hüften der Fall war. Insgesamt führte die arthroskopische Intervention zu einer relativen Risikoreduktion von 42 % hinsichtlich des Fortschreitens der OA.

Die Durchführung der Arthroskopie ist technisch sehr anspruchsvoll und erfordert ein hohes Maß an Expertise auf diesem Gebiet. Idealerweise ist das Ergebnis der arthroskopischen Therapie gleichwertig mit dem offenen Zugang zum Hüftgelenk [82].

1.8.2 Umstellungsosteotomie und Gelenkersatz

Zunächst kann gelenkerhaltend eine chirurgische Hüftluxation durchgeführt werden. Dieses Verfahren ist vor allem bei jüngeren, sportlich aktiven Patienten indiziert, die bereits über symptomatisches FAI klagen, jedoch noch einen intakten Knorpelstatus aufweisen [84]. Ziel ist es, die Gelenkflächenkongruenz zu verbessern und somit das Fortschreiten der Arthrose zu minimieren.

Sind alle therapeutischen Optionen erschöpft, bleibt als letzte Option der Gelenkersatz, um die Lebensqualität der Patienten wiederherzustellen. Meist wird eine Hüft-Totalendoprothese implantiert – ein etabliertes Verfahren für ältere Patienten mit fortgeschrittener Hüftarthrose. Diese Methode erfordert allerdings einen umfangreichen chirurgischen Eingriff und geht mit einer längeren postoperativen Genesungsphase einher. In Deutschland steigen die Implantationsraten von endoprothetischen Hüftversorgungen (206.573 Eingriffe im Jahr 2023) stetig an [85]. Aktuell wird die Haltbarkeit einer Hüft-Totalendoprothese mit 25 Jahren angegeben [86], somit benötigen die Patienten – je nach Alter bei Erstimplantation – ein weiteres Implantat im Laufe ihres weiteren Lebens.

1.8.3 Autologe Chondrozytentransplantation

Die ACT ist ein mikrochirurgisches, *tissue-engineering*-basiertes Verfahren zur Regeneration fokaler Knorpelschäden, das vorwiegend am Knie, aber auch in anderen Gelenken wie der Hüfte Anwendung findet. Dabei werden in einem ersten operativen Eingriff Chondrozyten aus einem wenig belasteten, gesunden Bereich entnommen und *in vitro* vermehrt. In einem zweiten Eingriff wird der präparierte Knorpeldefekt mit den vermehrten Chondrozyten gefüllt, häufig unter Verwendung einer künstlichen Membran zur Defektverschließung. Die transplantierten Zellen entwickeln sich zu neuem, hyalinartigem Knorpel, der die Gelenkfunktion wiederherstellt und die Progression degenerativer Veränderungen, wie einer sekundären Arthrose, verhindert [87].

1.9 Ziele der Arbeit

Die anatomische Besonderheit des Kugelgelenks und seine umgebenden Weichteile sowie der explizite Aufbau des Gelenkknorpels erschweren die Detektion frühzeitiger Knorpelschäden im Hüftgelenk. Sie entstehen meist Jahre vor dem Auftreten radiologisch nachweisbarer Arthrosezeichen [88]. Die zumeist jungen, sportlich aktiven FAI-Patienten haben ein deutlich erhöhtes Risiko für die Entwicklung einer OA [11, 12]. Dem gegenüber stehen die demografische Entwicklung und die steigenden Implantationsraten von Hüft-Totalendoprothesen. Daher kommt der frühzeitigen, nicht invasiven Detektion dieser degenerativen Prozesse eine zentrale Bedeutung in der individuellen gelenkerhaltenden Therapie zu.

Diese Studie orientiert sich daher an folgender Forschungsfrage: „Wie hoch ist die diagnostische Genauigkeit des T2*-Mappings in der Frühdiagnostik von Knorpelschäden beim FAI im Vergleich zur Arthroskopie“.

Die Kombination hochauflösender Standard-MRT-Techniken mit 3D-Bildgebung und dem T2*-Mapping ermöglicht eine sensitive, dreidimensionale Kartierung der Knorpelmatrix bereits in frühen Krankheitsstadien [18, 89]. Allerdings fehlt es bisher an klinisch validierten, standardisierten Protokollen und Referenzwerten [27]. Dies erschwert den Einsatz in den klinischen Workflow. Ein besonderer Schwerpunkt lag auf der Anwendung des T2*-Mappings an einem 3-Tesla-MRT-System unter klinischen Bedingungen. Dazu wurden in dieser Studie MRT-Daten von 29 FAI-Patienten retrospektiv an einem 3-Tesla-MRT analysiert. Mittels ROI-Analyse in sieben radiären Reformaten erfolgte eine Korrelation der T2*-Werte mit dem intraoperativen Knorpelstatus, beurteilt anhand der *Outerbridge*-Klassifikation. Statistisch wurde eine Subregionen-Korrelation mittels Spearman-Rangtest durchgeführt. Übergeordnet soll diese wissenschaftliche Arbeit dazu beitragen, Patienten mit erhöhtem Arthroserisiko besser zu identifizieren und die Etablierung biochemisch sensitiver MRT-Verfahren in der klinischen Routinediagnostik voranzutreiben.

Im Folgenden wird in Kapitel 2 das methodische Vorgehen der Studie erläutert. In Kapitel 3 werden die Ergebnisse vorgestellt und in Kapitel 4 (inklusive der Limitationen) diskutiert. Besonders im Kontext des aktuellen Forschungsstandes. Abschließend fasst Kapitel 5 die wichtigsten Erkenntnisse zusammen und zeigt klinische Folgen sowie zukünftige Forschungsperspektiven auf.

2 Material und Methoden

Patienten, die sich bei anhaltenden Schmerzen und Einschränkungen der Bewegung im Hüftgelenk in der Orthopädischen Klinik der Universitätsklinik Düsseldorf einer Hüftarthroskopie unterzogen haben, wurden in diese retrospektive Studie eingeschlossen. Präoperativ waren im Rahmen der Routinediagnostik MRT-Sequenzen (DESS und T2*) durchgeführt worden.

Teile dieser Arbeit wurden bereits veröffentlicht [1].

2.1 Ethikvotum

Die Studie wurde von der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf geprüft und durch ein positives Ethikvotum (Studennummer: 5574R) zugelassen. Alle Patientendaten wurden pseudonymisiert gespeichert und ausschließlich auf gesicherten Kliniksystemen verarbeitet.

2.2 Erstellung des Patientenkollektivs

In dieser Studie fand retrospektiv eine Analyse von *Real-World*-Daten an FAI-Patienten statt. Die etablierten MRT-Sequenzen (DESS und T2*) kamen seit 2010 in Düsseldorf im Rahmen von Routineuntersuchungen des Hüftgelenks vermehrt zum Einsatz, wodurch höhere Fallzahlen und Expertise erreicht wurde. Das Patientenkollektiv wurde mittels computerbasierter Suche innerhalb einer Datenbank am Universitätsklinikum Düsseldorf erstellt. Die Suchkriterien waren: eine klinisch gestellte FAI-Diagnose, eine durchgeführte Hüftarthroskopie sowie MRT-Bilder inklusive der T2*-Sequenzen. Diese Suche identifizierte insgesamt 48 Patienten, die zwischen September 2010 bis Juni 2016 diese Kriterien erfüllten.

2.2.1 Patientenakten

Die Patientendaten entstammten den digitalen Akten der Universitätsklinik Düsseldorf, die im elektronischen Datenbanksystem Medico (Cerner Health Services Deutschland) sowie im digitalen Krankenhausarchiv Pegasos gespeichert sind.

Über die digitalisierten stationären Entlassbriefe und Ambulanzdokumentationen konnten Diagnosen, Gewicht sowie die betroffene Seite ermittelt werden. Die Operationsberichte lieferten präzise Informationen über das Operationsdatum und den entsprechenden Knorpelbefund. Während der Operation aufgenommene Bilder und Videos wurden im *Picture Archiving and Communication System* (PACS) hinterlegt. Auch die MRT-Bilder – inklusive des Aufnahmedatums – wurden im PACS archiviert. Das Alter der Patienten wurde zum Zeitpunkt der ersten MRT-Aufnahme berechnet. Die gesammelten Daten wurden in einer Datenbank mithilfe des Programms Excel® (Microsoft, Redmond, Washington, USA) pseudonymisiert zusammengefasst.

2.2.2 Einschluss- und Ausschlusskriterien

Eingeschlossen wurden ausschließlich Patienten mit der Diagnose FAI, MRT-Bildern (DESS und T2*) sowie einer durchgeführten Hüftarthroskopie. Alle Patienten wurden vor Beginn dieser Studie um ihr schriftliches Einverständnis gebeten.

Ein Einschlusskriterium war eine adäquate Dokumentation des Operationsbefundes. Zudem wurde ein maximaler Abstand von sechs Monaten zwischen der MRT-Aufnahme (einschließlich T2*-Kartierung) und der Operation festgelegt, um potenzielle zwischenzeitliche Progression des Befundes auszuschließen. Patienten, deren operative Bild- und Videodokumentation oder MRT-Bilder eine unzureichende Qualität aufwiesen, wurden von der Studie ausgeschlossen. Wurde radiologisch ein fortgeschrittener Knorpelschaden nachgewiesen (Tönnis-Grad > 1), erfolgte ebenfalls ein Ausschluss, da die frühzeitige Erkennung in diesen Fällen nicht mehr möglich ist.

Die allgemeinen Kontraindikationen für die Durchführung einer MRT waren:

- Klaustrophobie
- Künstliche Herzklappe, falls nicht MR-tauglich
- Herzschrittmacher
- Cochlea-Implantat
- Implantierte Medikamentenpumpe
- Schwangerschaft

Sämtliche metallischen Implantate wurden vor der Untersuchung durch den Radiologen auf MR-Tauglichkeit geprüft.

2.2.3 Studienkollektiv

Von den ursprünglich identifizierten 48 Patienten erfüllten 29 alle Einschlusskriterien und wurden in diese Studie aufgenommen. Acht Patienten schieden wegen unvollständiger Datensätze aus und waren daher für eine umfassende Analyse ungeeignet. Bei sieben Patienten überschritt der Zeitraum zwischen Bildgebung und Arthroskopie die festgelegte Grenze von sechs Monaten (182 Tage), wodurch die Vergleichbarkeit der Ergebnisse nicht gewährleistet war. Zwei weitere Patienten zeigten ausgeprägte Knorpelschäden, die die Einschlusskriterien ausschlossen. Zusätzlich konnten die Daten zweier Patienten wegen technischer Probleme beziehungsweise unzureichender Bildqualität nicht verwertet werden. Alle verbleibenden Patienten erteilten ihre Einwilligung, sodass das endgültige Studienkollektiv 29 Patienten umfasste (siehe Abb. 17).

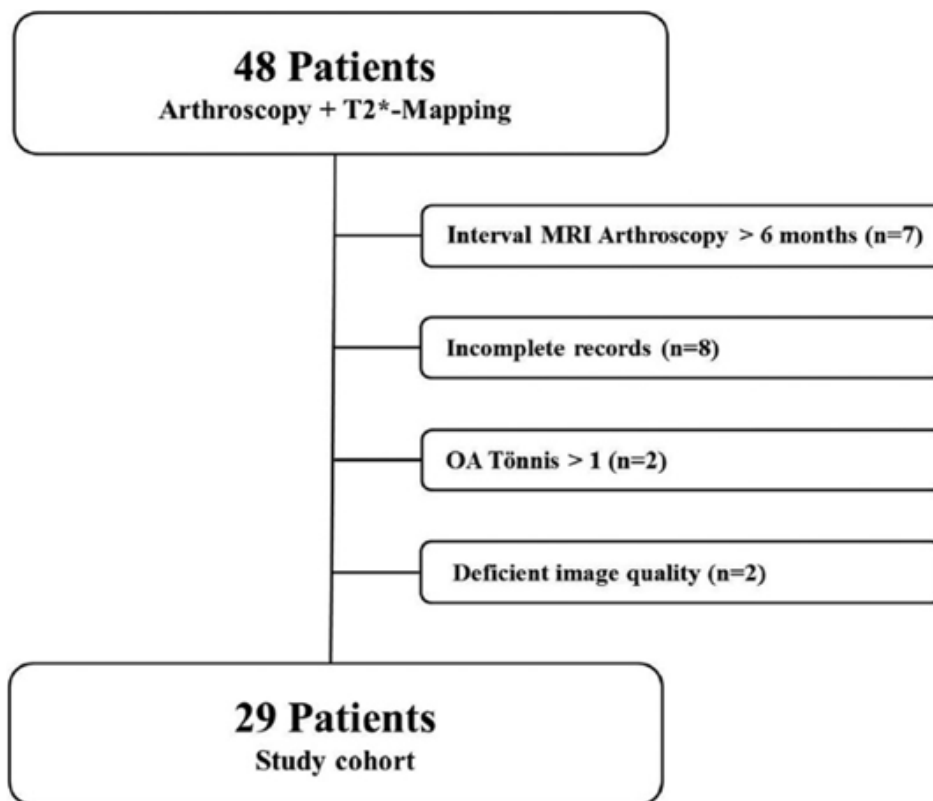


Abb. 17: **Flowchart** für die Erstellung des Studienkollektivs Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Sage Publications, Cartilage [1]. N =Anzahl

2.3 Initiale Diagnostik

Zu Beginn der Diagnostik erfolgten eine ausführliche Anamnese und klinische Untersuchung der Patienten, vorgenommen von einem der beiden erfahrenen Orthopäden (Auswerter 1 oder 2) mit umfassender Expertise im Bereich des FAI.

Nach der klinischen Untersuchung schloss sich die bildgebende Diagnostik an: Zunächst wurde eine konventionelle Röntgenaufnahme der Hüfte angefertigt, anschließend erfolgte ein MRT zur präziseren Beurteilung der Pathologie und abschließend die (diagnostische-) Hüftarthroskopie. Diese Reihenfolge entspricht dem allgemeinen Konsens führender Experten für FAI [49, 90].

2.4 Magnetresonanztomografie und Ablauf

Für die MRT-Untersuchung kam ein 3-Tesla-Scanner (Magnetom Trio, Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland) zum Einsatz. Die Patienten lagen in Rückenlage; mittels einer Vier-Kanal-*Phased-Array*- und einer Flex-Oberflächenspule wurden Aufnahmen der zu untersuchenden Hüfte erstellt. Zur Stabilisierung des Beins wurden Decken und Kissen verwendet, um den Patientenkomfort zu erhöhen und Bewegungsartefakte zu minimieren.

Im Rahmen eines standardisierten Protokolls entstanden zunächst Lokalisationsbilder sowie Standardpulssequenzen. Für die morphologische Knorpelbewertung wurde eine hochauflösende DESS-Sequenz genutzt. Anschließend erfolgte die Erfassung der T2*-Werte mittels einer hochauflösenden 3D-Multi-Echo-Datenbildkombination (MEDIC) mit sechs Echos. Die spezifischen Bildparameter der einzelnen Sequenzen sind in Tabelle 3 dargestellt. Die Gesamtdauer der T2*-MRT-Aufnahme betrug 26,46 Minuten.

Parameter	DESS-Sequenz	T2*/ MEDIC-Sequenz
Repetitionszeit (TR)	14,75 ms	38 ms
Echozeit (TE)	5,03 ms	4,62 ms, 9,41 ms, 15,28 ms, 21,15 ms, 27,02 ms, 32,89 ms
Flipwinkel	25°	25°
Auflösung in Millimeter (mm) in der Ebene	0,6 x 0,6 mm	0,6 x 0,6 mm
Schichtdicke	0,6 mm	0,6 mm
Scheibenlücke	0,2 mm	0,2 mm
Bandbreite	260 Hz/Pixel	260 Hz/Pixel
<i>Field of View</i>	192 mm ²	192 mm ²
Erfassungszeit	13,17 Minuten	13,29 Minuten
Eigenschaften	Hochauflösende 3D-Bildgebung für strukturelle Analyse	Multi-Echo-Technik für präzise T2*-Messungen

Tabelle 3: **Bildparameter zur MRT-Bildgebung** ms = Millisekunden, mm = Millimeter, Hz = Herz

2.5 Bildbearbeitung, Kartierung und Region-of-Interest-Analyse

Nach der Bildakquisition wurden sämtliche MRT-Datensätze der DESS- und MEDIC-Sequenzen (inklusive T2*-Kartierung) auf eine Leonardo-Workstation (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland) übertragen.

Um die MRT-Bilder mit den arthroskopischen Befunden vergleichen zu können, war eine Bildnachbearbeitung erforderlich. Diese Datenaufbereitung und die anschließende Analyse erfolgten durch einen verblindeten Radiologen (Auswerter 3) mit umfassender Erfahrung in der biochemischen Knorpelbildung.

Mittels einer Multi-Planar-Rekonstruktionssoftware wurden sieben radiale Reformate mit einer Schichtdicke von jeweils 2 mm um den Femurhals erstellt (siehe Abb. 18 und Abb. 19). Diese Sieben radialen Schichten decken die diagnostisch relevanten Zonen ab und reduzieren die Scan- und Auswertezeit deutlich im Vergleich zu einer gesamten Reformation des Knorpels. Der Femurkopf diente dabei als Rotationszentrum; die Ausrichtung erfolgte anterior, anterosuperior, superoanterior, superior, superoposterior, posterosuperior und posterior.

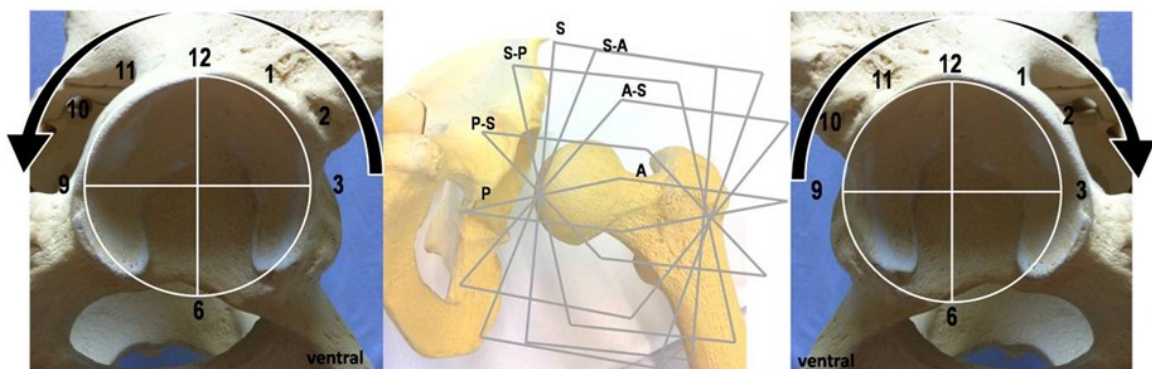


Abb. 18: **Prinzip der radiären Schichten am Hüftgelenk** [91]

a = anterior, a-s = anterosuperior, s-a = superoanterior, s = superior, s-p = superoposterior, p-s = posterosuperior; p = posterior. Lizenziert unter Creative Commons Namensnennung-Nicht kommerziell 4.0 International (CC BY-NC 4.0)

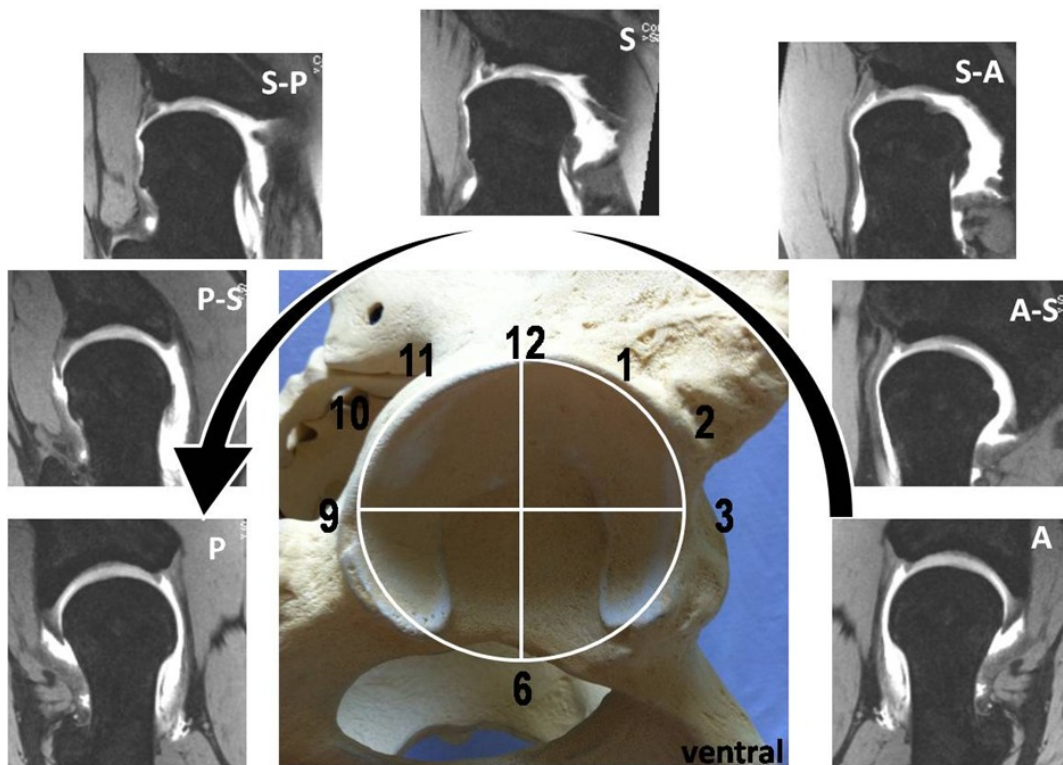


Abb. 19: **Radiäre Rekonstruktionen am** [91] des MRT an einem 17-jährigen Patienten mit Hüftgelenkdysplasie und bereits globalem Knorpelschaden anterosuperiorer Labrumruptur sowie Labrumdegeneration.

a = anterior, a-s = anterosuperior, s-a = superoanterior, s = superior, s-p = superiorposterior, p-s = posterosuperior; p = posterior. Lizenziert unter Creative Commons Namensnennung-Nicht kommerziell 4.0 International (CC BY-NC 4.0)

Radiär entlang der Schenkelhalsachse rekonstruierte Ebenen sind bei der Beurteilung früher degenerativer Veränderungen zuverlässiger als die Standardebenen koronar, axial oder sagittal [92]. Sie ermöglichen eine optimale Darstellung des Kopf-Hals-Übergangs [93, 94] und korrelieren gut mit dem intraoperativen Befund [95].

Jedes Reformat wurde in eine periphere und eine zentrale Zone des acetabulären Knorpels unterteilt; die Linie entlang der Fossa acetabuli und der Knorpel-Labrum-Grenze diente als Landmarke. Im Anschluss erfolgte eine manuelle ROI-Analyse des acetabulären Knorpel. Insgesamt wurden für jede Hüfte 14 ROIs ermittelt (sieben Regionen peripher und sieben Regionen zentral). Jedes Reformat (DESS und T2*) wurden in einer „Split-Screen“-Ansicht betrachtet. Jede ROI wurde durch präzise Platzierung mehrerer Markierungspunkte zunächst händisch auf dem DESS-Reformat eingezeichnet und dann automatisch auf das T2*-Reformat übertragen. Die entsprechenden DESS-Reformate fungierten somit als morphologische Referenz für eine korrekte ROI-Platzierung innerhalb der Knorpelgrenzen (siehe Abb. 20).

Die manuelle Knorpelbewertung erfolgte gemäß der von der Arbeitsgruppe veröffentlichten Methodik [96].

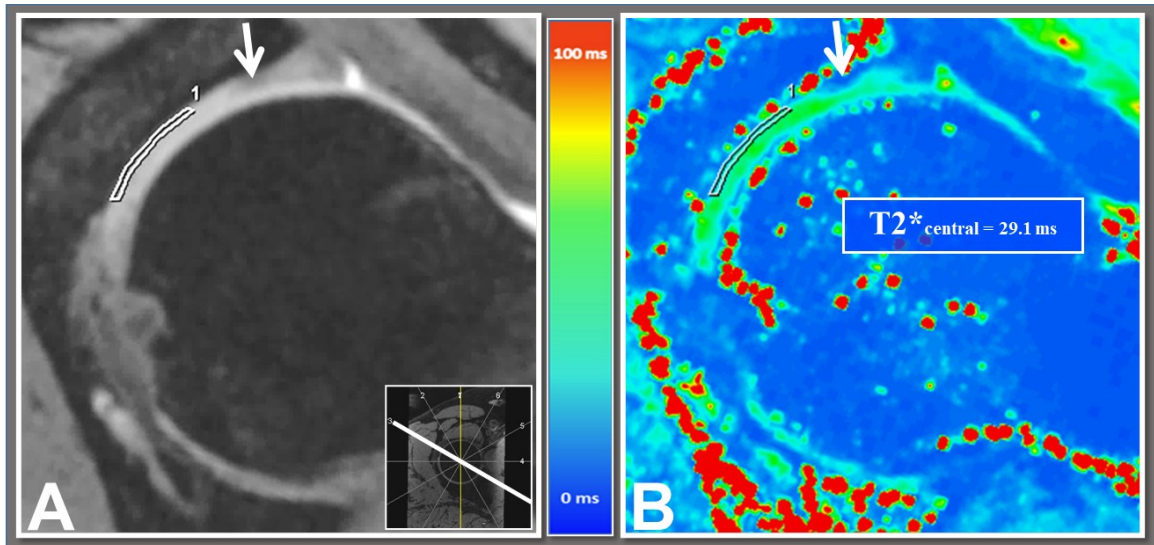


Abb. 20: ROI-Analyse mit DESS- und T2*-Sequenz superoanterior

DESS-Sequenz (A) und T2*-Sequenz (B) superoanterior(13 Uhr) einer 37-jährigen FAI-Patientin mit eingezeichneter ROI als morphologische Referenz für T2*. 1 = zentrale ROI, T2*-Wert zentral 29,1 ms, peripher Knorpelverlust (weißer Pfeil) ohne Messung. (Bestand Universitätsklinikum Düsseldorf, genehmigte Nutzung von Univ.-Prof. Dr. med. Antoch)

2.6 Arthroskopie Ablauf

Alle 29 Patienten erhielten eine Hüftarthroskopie nach einem etablierten Ablauf [82]:

Die Patienten lagen in Rückenlage auf dem OP-Tisch, wobei sowohl ein anteriorer als auch ein anterolateraler Zugang etabliert wurde (siehe Abb. 16). In Fällen, in denen eine Labrumrefixation erforderlich war, wurde zusätzlich ein distaler anterolateraler Zugang eingerichtet. Weitere Zugänge kamen abhängig vom individuellen Befund zum Einsatz.

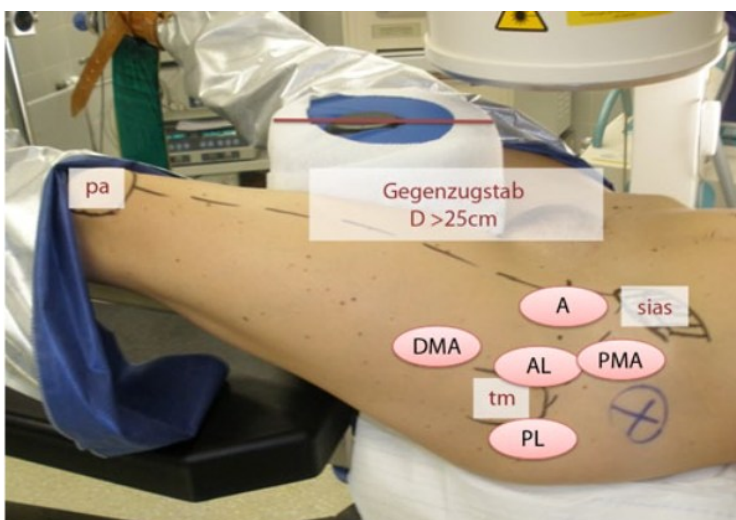


Abb. 16: **Patientenlagerung und Portale für die Hüftarthroskopie** [82] Titel modifiziert.

A = anterior, AL = antero-lateral, PL = posterolateral, PMA = proximal midanterior, DMA = distal midanterior, pa = Patella, sias = Spina iliaca superior, tm = Trochanter major. Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von SPRINGER NATURE. Originaltitel: Patientenlagerung und Portale

Nach Etablierung des Zugangs zum Hüftgelenk schließt sich ein diagnostischer Rundgang an (siehe Abb. 21), der eine optimale und umfassende Beurteilung sowie Bilddokumentation des Hüftgelenks ermöglicht.

Hüftgelenksarthroskopie – Standardisierter Rundgang und Bildgebung



Standard Zugänge zentral: anterolateral, anterior, posterolateral
peripher: proximal anterolateral, anterior

Diagnostischer Rundgang zentrales Kompartiment



Uhrzeiteinteilung
Azetabulum (Dokumentation
immer anhand rechter Hüfte)



1. Facies lunata
(Blick nach 3 Uhr)



2. Facies lunata
(Blick nach 12 Uhr)



3. Facies lunata
(Blick nach 9 Uhr)



4. Azetabulum tief



5. Fossa azetabuli



6. Lig. capitis femoris



7. Femurkopfknorpel



8. Perilabral Recessus



9. Tasthakenprobe Labrum



**10. Tasthakenprobe Knorpel /
chondrolabraler Übergang**



11. Tasthakenprobe femoraler Knorpel

Diagnostischer Rundgang peripheres Kompartiment



**12. Schenkelhals ant.,
Zona orbicularis, Plica syn. med.**



13. Med. Recessus



**14. Labrum mit
Suction Seal**



**15. Ventr. Kapsel, Ileopectineal
sehne in 5% intraartikulär**



**16. Schenkelhals lat.,
Plica synov. lat.**



17. Inf. Kapselrezessus

Besonderheit Hüftgelenk:
Abschluss Diagnostik und Therapie **bevor** Wechsel
- zentral nach peripher („central first“) oder
- peripher nach zentral („peripher first“)

© AGA-Hüftkomitee Banke 2022

Abb. 21: **Hüftgelenksarthroskopie: Standardisierter Rundgang** und Bildgebung [97].
Nachdruck mit freundlicher Genehmigung der AGA-Gesellschaft für Arthroskopie und Gelenkchirurgie.

Der dargestellte diagnostische Rundgang gliedert sich in zwei Bereiche:

Zentrales Kompartiment:

Untersuchung des femoralen und acetabulären Knorpels sowie deren Stabilität mithilfe der „Testhakenprobe“, Beurteilung des Labrums, des Ligamentum capitis femoris, der Fossa acetabuli, der Synovialis und des Pfannenrands.

Peripheres Kompartiment:

Betrachtung der Synovialis, des Labrums, des Pfannenrands und des proximalen Femurs, insbesondere des Kopf-Hals-Übergangs.

Die Arthroskopie wurde von einem der beiden Orthopäden (Auswerter 1, verblindet in Bezug auf die Befunde der Bildgebung) mit mehrjähriger Erfahrung im Bereich der Hüftarthroskopie durchgeführt. Im Anschluss bewertete der zweite Orthopäde (Auswerter 2) die intraoperativen Daten – Bilder, Videos und Operationsbericht – retrospektiv ohne Kenntnis der Patientenbefunde. Mit einem Mindestabstand von 12 Wochen wurden die intraoperativen Daten erneut von dem Operateur (Auswerter 1) retrospektiv beurteilt.

Zur präzisen Lokalisation und Zuordnung der Knorpelregionen kam ein Ziffernblatt-Schema zur Anwendung. Dabei entsprechen 3 Uhr der anterioren, 12 Uhr der superioren und 9 Uhr der posterioren Region. Jede dieser Regionen wurde in einen zentralen und einen peripheren Teil des Knorpels unterteilt (siehe Abb. 22). Zeigten sich in einer Region verschiedene Grade des Knorpeldefekts, wurde der höchste Grad für die Beurteilung herangezogen. Diese Vorgehensweise minimiert das Risiko, subtile aber potenziell relevante Schäden zu übersehen.

Hip Arthroscopy right / left

Date: _____

Patient: _____ DOB: _____

Date of surgery: _____ Surgeon: _____

Diagnosis: _____

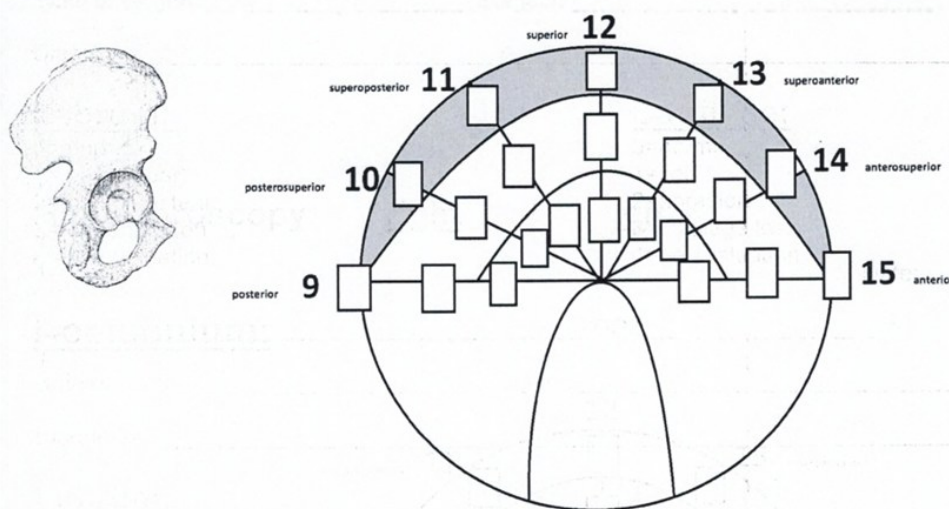
Labrum:

- 0= normal
- 1= partial tear
- 2= complete tear
- 3= degeneration
- 4= no evaluation

Cartilage:

- 0=normal
- 1=soft
- 2=abrasion
- 3=cartilage loss
- 4=no evaluation

Acetabulum:



femoral head:



Abb. 22: **Dokumentation der Knorpelbeurteilung während der Arthroskopie** DOB=Date of birth (Bestand Universitätsklinikum Düsseldorf, genehmigte Nutzung von Univ.-Prof. Dr. med. Maus)

Es wurde eine Knorpelbeurteilung durchgeführt, modifiziert nach der Outerbridge-Klassifikation (siehe Tabelle 4 sowie Abb. 23, Abb. 24 und Abb. 25). Diese einfache Einteilung ermöglicht eine gute Vergleichbarkeit zwischen MRT- und morphologischem Befund für den täglichen Gebrauch.

Grad	Beschreibung
0	Normaler Knorpel
1	Knorpelerweichung
2	Knorpelabrasion
3	Knorpelverlust
4	Nicht beurteilbar

Tabelle 4: **Darstellung der nach Uhl modifizierten Outerbridge-Klassifikation** [98]

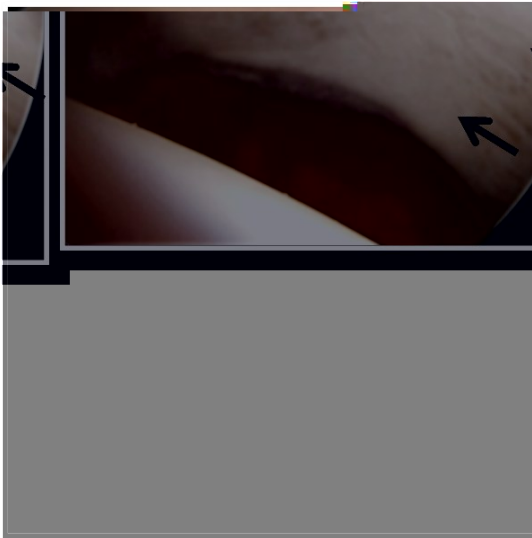


Abb. 23: **arthroskopische Aufnahme ohne Knorpelschaden** posterosuperior (10 Uhr) eines 15-jährigen FAI-Patienten ohne Knorpelschaden (Grad 0) in der peripheren oder zentralen Region (schwarze Pfeile) (Bestand Universitätsklinikum Düsseldorf, genehmigte Nutzung von Univ.-Prof. Dr. med. Maus)



Abb. 24: **arthroskopische Aufnahme mit Knorpelabrasion** superoanterior (13 Uhr) einer 25-jährigen FAI-Patientin mit Knorpelabrasion (Grad 2) in der peripheren Region (weißer Pfeil) (Bestand Universitätsklinikum Düsseldorf, genehmigte Nutzung von Univ.-Prof. Dr. med. Maus)

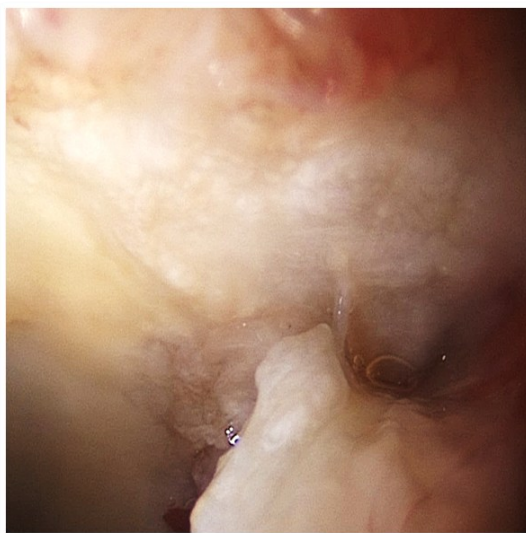


Abb. 25: **arthroskopische Aufnahme mit Knorpelverlust und -abrasion** superoanterior (13 Uhr) einer 57-jährigen FAI-Patientin mit peripherem Knorpelverlust (Grad 3) und zentraler Knorpelabrasion (Grad 2) (Bestand Universitätsklinikum Düsseldorf, genehmigte Nutzung von Univ.-Prof. Dr. med. Maus)

2.7 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung der verschiedenen Knorpelbeurteilungen war es erforderlich, die T2-Werte in ms und die Outerbridge-Grade 0 – 2 in ein einheitliches Bewertungssystem zu überführen. Zunächst erfolgte die Eingruppierung der ermittelten T2*-Werte für jede ROI in „normal“ oder „geschädigt“ basierend auf den Daten der zuvor publizierten Studie von Hesper et al. [99] statt. Auch die arthroskopischen Knorpelbeurteilungen ließen sich mithilfe der Outerbridge-Klassifikation in „normal“ (Grad 0) und „geschädigt“ (Grad 1 – 2) kategorisieren. Die so einheitlich gruppierten Ergebnisse ließen sich anschließend statistisch auswerten. Die einzelnen Arbeitsschritte werden im Folgenden genauer dargestellt.

2.7.1 Statistische Auswertung T2*-Sequenzen

Für die MRT-Beurteilung wurden die T2*-Werte in jeder untersuchten ROI als „normal“ oder „geschädigt“ klassifiziert. Zur Einordnung dienten die publizierten Normwerte von Hesper et al. [99], die zuvor in einer Studie mit asymptomatischen Probanden definiert und veröffentlicht worden waren. In dieser Studie zeigten sich im acetabulären Knorpel regional unterschiedlich hohe T2*-Werte, möglicherweise verursacht durch den Magic-Angle-Effekt. Dieser Aspekt wurde bei der Klassifikation der vorliegenden ROIs berücksichtigt, indem der mittlere T2*-Wert der asymptomatischen Gruppe in der jeweiligen Region zugrunde gelegt wurde. Werte, die unterhalb des 95 %-Konfidenzintervalls der mittleren T2*-Werte lagen, wurden als „geschädigt“ klassifiziert. Beispielhaft wurde für das anteriore Reformat der asymptomatischen Probanden ein 95 % Konfidenzintervall von 25,07-27,39 ms errechnet.

2.7.2 Statistische Auswertung Arthroskopie

Retrospektiv bewertete Auswerter 1 sämtliche intraoperativen Daten – Bilder, Videos und Protokolle – erneut, mit einem zeitlichen Abstand von mindestens zwölf Wochen zur initialen Beurteilung. Eine Maßnahme zur Erhöhung der Intrarater-Reliabilität. Die identischen Datensätze wurden zusätzlich von Auswerter 2 verblindet retrospektiv beurteilt. Durch diesen methodischen Ansatz wird eine hohe Interrater-Reliabilität gewährleistet. Die intraoperativen Befunde des Knorpels wurden nach der modifizierten Outerbridge-Klassifikation als „normal“ (Grad 0) oder „geschädigt“ (Grad 1 und 2) kategorisiert.

2.7.3 Statistischer Vergleich T2* und Arthroskopie

Für die Bewertung der MRT-Daten und der Befunde aus der Arthroskopie war es erforderlich, beide diagnostischen Bereiche in ein einheitliches Bewertungssystem zu überführen.

Alle Bewertungen der Patienten wurden pseudonymisiert in einer Excel®-Tabelle zusammengeführt. Wie in den vorherigen Kapiteln beschrieben erfolgte die Einteilung in die Kategorien „normal“ bzw. „geschädigt“. Anschließend wurden die beiden Datensätze gegenübergestellt und eine differenzierte Analyse der Subregionen und Zonen durchgeführt. Die visualisierte Darstellung ist in Abb. 26 zu sehen.

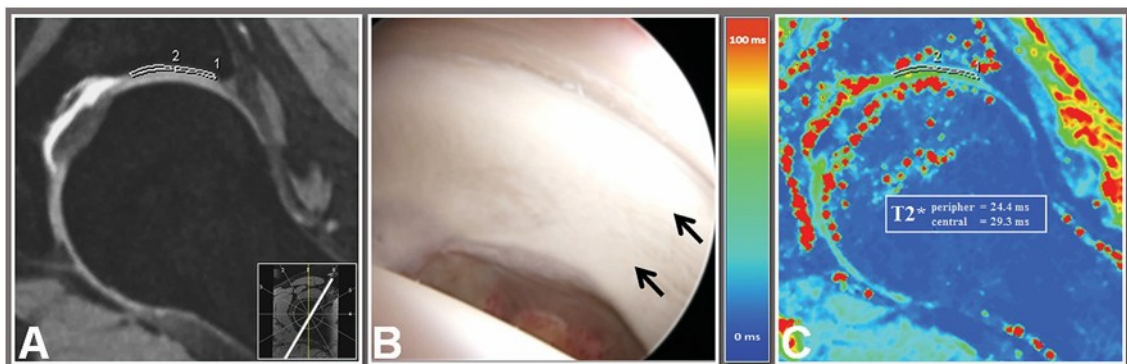


Abb. 26: **Darstellung von DESS, Arthroskopie und T2* in posterosuperior (10 Uhr) [1]**
Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Sage Publications, Cartilage.
DESS Reformat mit ROI (A), Arthroskopie (B) und T2* Kartierung mit ROI (C) eines 15-jährigen FAI-Patienten. 1 = peripher, 2 = zentral. Schwarze Pfeile = peripherer und zentraler Knorpel. In dieser Region konnte kein Knorpelschaden festgestellt werden

Im nächsten Schritt wurde eine Intraklassen-Korrelationskoeffizienten-Analyse (ICC) mit paarweiser Vergleichung und Definition der absoluten Übereinstimmung durchgeführt: ICC(3,1)-Modell, ermittelte Werte > 0,75 werden als gut und Werte > 0,90 als exzellent interpretiert.

Bei der Analyse der Korrelation zwischen Arthroskopie-Daten sowie den MRT-Daten wurde ein Spearman-Korrelationskoeffizient (ρ) zusammen mit dem 95 %-Konfidenzintervall berechnet. Mittels einer Kreuztabellenrechnung wurden die Sensitivität, Spezifität, der positive prädiktive Vorhersagewert (PPV) und der negative prädiktive Vorhersagewert (NPV) ermittelt. Für die Bewertung der Varianzen über das Hüftgelenk hinweg wurden Korrelation, Sensitivität, Spezifität, PPV und NPV auch in verschiedenen Subregionen bewertet:

Subregion 1: anterior/anterosuperior

Subregion 2: superoanterior/superior/superoposterior

Subregion 3: posterosuperior/posterior

Die statistische Analyse in dieser Studie wurde mit Unterstützung eines Biostatistikers durchgeführt, der die SPSS-Software (Version 22, IBM Corp., Armonk, NY, USA), verwendete. Alle p-Werte < 0,05 wurden als statistisch signifikant betrachtet.

Bestehende Limitationen der vorliegenden Studie werden in Kapitel 4 ausführlich genannt und diskutiert. Ein Vergleich mit weiteren MRT-Techniken (T1 ρ , dGEMRIC) wurde nicht durchgeführt, was die Aussagekraft auf das T2*-Mapping beschränkt.

3 Ergebnisse

Die in dieser wissenschaftlichen Arbeit dargestellten Ergebnisse wurden in Teilen bereits veröffentlicht [1].

3.1 Patientenkollektiv

Von den ursprünglich identifizierten 48 Patienten konnten 29 Patienten in die wissenschaftliche Arbeit eingeschlossen werden (siehe Abb. 17). Bei sieben Patienten lagen mehr als sechs Monate zwischen MRT und Arthroskopie, acht Patienten hatten eine unvollständige Ergebnisdokumentation und jeweils zwei Patienten wurden aufgrund fortgeschrittenen Knorpelschadens beziehungsweise unzureichender Bildqualität ausgeschlossen.

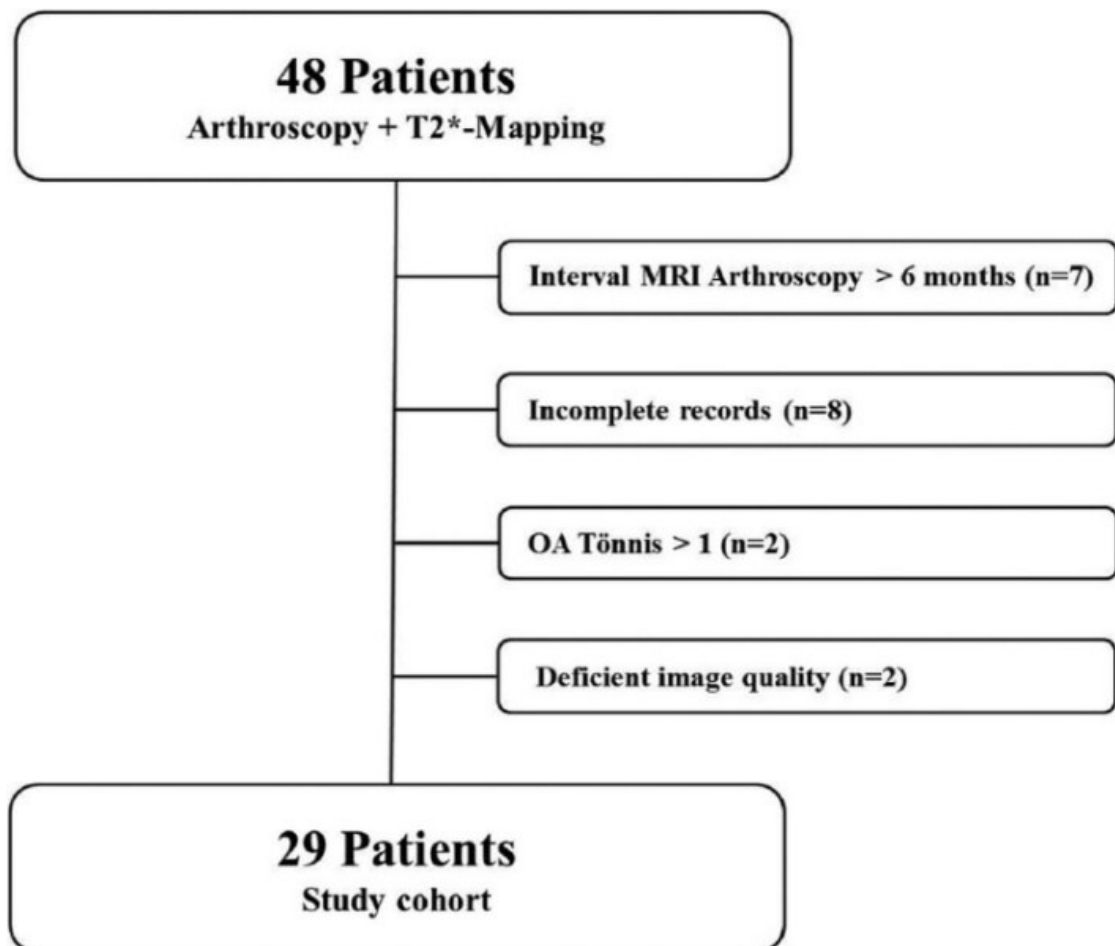


Abb. 17: **Flowchart** für die Erstellung des Studienkollektivs [1] Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Sage Publications, Cartilage
MRI=Magnet Resonanz Imaging, n = numbers, OA=Osteoarthritis,

3.2 Abstand zwischen T2*-Aufnahme und Arthroskopie

Im Mittel zeigte sich bei den eingeschlossenen 29 Patienten ein zeitlicher Abstand zwischen der MRT-Bildgebung und der Arthroskopie von $65,7 \pm 48,0$ Tagen, die Gesamtspanne lag bei 5 – 182 Tagen (siehe Abb. 27).

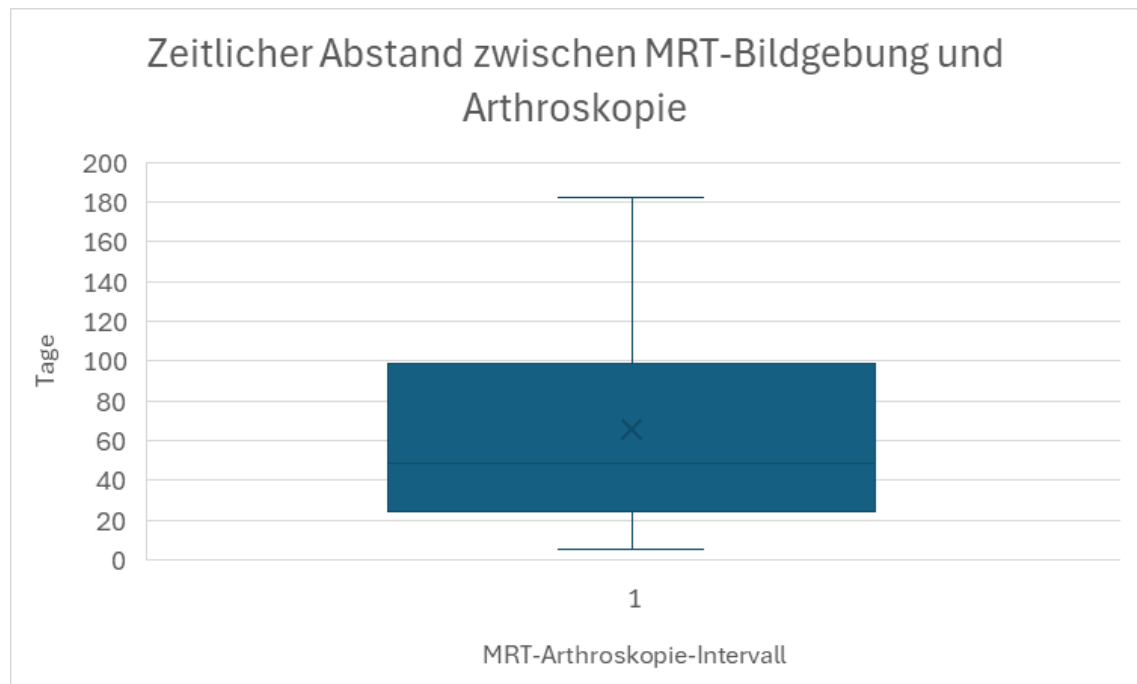


Abb. 27: **Boxplot zur Darstellung der zeitlichen Abstände zwischen T2*-Bildgebung und Arthroskopie** (n = 29). x= Mittelwert

3.3 Patientencharakteristika

Zum Zeitpunkt der ersten MRT-Aufnahme betrug das Durchschnittsalter der Kohorte $35,6 \pm 12,8$ Jahre, wobei die Altersspanne von 15 bis 57 Jahren reichte. Die Studiengruppe umfasste 17 weibliche und 12 männliche Patienten. Der durchschnittliche Body-Mass-Index (BMI) betrug $25,1 \text{ kg/m}^2 \pm 4,1$, mit einem Bereich von 19,8 bis 35,5. Von den insgesamt 29 Hüften waren 16 rechte und 13 linke Hüften betroffen (siehe Tabelle 5).

	Wert	Wertebereich/ Häufigkeit
Alter (Jahre)	35,6 ± 12,8	15 – 57
Geschlecht	17 weiblich	58,6 % weiblich
	12 männlich	41,4 % männlich
BMI (kg/m ²)	25,1 ± 4,1	19,8 – 35,5
Betroffene Seite	Rechts: 16	55,2 %
	Links: 13	44,8 %

Tabelle 5: **Übersicht epidemiologische Daten der Studienkohorte T2***

3.4 Validierung T2* und Arthroskopie

	Ergebnis
Gesamtzahl der untersuchten ROI	406 (29 Patienten, 7 Regionen pro Patienten, zentrale und periphere Knorpelbereiche des Acetabulums)
Statistisch berücksichtigte ROI	233 (umfassende intraoperative Bewertung, keine sichtbaren Knorpelschäden im MRT)
<i>Intraobserver-</i> Reliabilität	ICC = 0,89; P < 0,001
<i>Interobserver-</i> Reliabilität	ICC = 0,92; P < 0,001

Tabelle 6: **Übersicht deskriptive Statistik T2*** ROI = Regions of Interest, ICC = Intraklassen-Korrelationskoeffizienten

In der Studie wurden insgesamt 406 ROI (7 Regionen x 2 Zonen = 14 ROI/Hüfte) anhand der MRT-Bildgebung und der arthroskopischen Untersuchung analysiert. Für die statistische Auswertung wurden 233 Regionen herangezogen, da diese Regionen einer vollständigen intraoperativen Bewertung unterzogen wurden und im MRT keine Anzeichen für Knorpelschädigungen zeigten. Die retrospektive Knorpelbewertung war sowohl hinsichtlich der Intraobserver- als auch der Interobserver-Reliabilität hoch konsistent (ICC = 0,89 bzw. 0,92; beide $P < 0,001$), siehe Tabelle 6.

3.5 Knorpelstatus und T2*-Mittelwerte

Fortschreitende Knorpeldegeneration gemäß der modifizierten Outerbridge-Klassifikation zeigte niedrigere T2*-Werte (siehe Abb. 28).

Normaler Knorpel (90 ROIs): T2*-Mittelwert $25,6 \pm 4,7$ ms

Knorpelerweichung (11 ROIs): T2*-Mittelwert $24,2 \pm 3,3$ ms

Knorpelabrasion (132 ROIs): T2*-Mittelwert $19,9 \pm 4,5$ ms

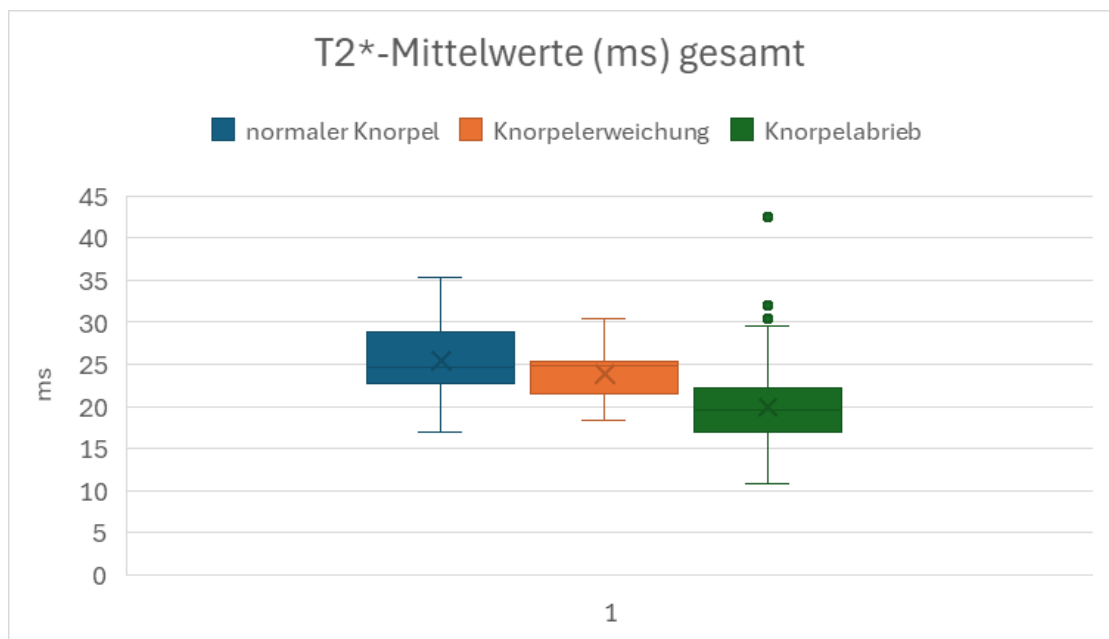


Abb. 28: **Boxplot mit T2*-Mittelwerte in ms gesamt** X=Mittelwert. Grüne Punkte = Ausreißer mit 42,5 ms ($> + 5$ SD), 32 ms ($> + 2,5$ SD) und 30,4 ms ($> + 2$ SD)

3.6 Korrelation zwischen T2*-Werten und arthroskopischen Befunden

Die Korrelation zwischen intraoperativem Knorpelstatus und den T2*-Werten war moderat ($\rho = -0,557$; $P < 0,001$). Die Analyse der Subregionen offenbarte jedoch bemerkenswerte Korrelationen in Subregion 1 (anterior, anterosuperior; $\rho = -0,750$; $P < 0,001$) im Vergleich zu Subregion 2 (superoanterior bis superoposterior; $\rho = -0,486$; $P < 0,001$) und Subregion 3 (posterosuperior, posterior; $\rho = -0,331$; $P = 0,004$). Die Korrelationen für zentralen und peripheren Knorpel waren ähnlich ($\rho = -0,573$ bzw. $\rho = -0,513$; $P < 0,001$), siehe Tabelle 7.

	Korrelation (ρ)	95% Konfidenzintervall	P-Wert
anterior anterosuperior	-0,750	-0,841 bis -0,616	< 0,001
superoanterior superior superoposterior	-0,486	-0,622 bis -0,322	< 0,001
posterosuperior posterior	-0,331	-0,522 bis -0,110	0,004
Gesamt	-0,557	-0,639 bis -0,463	< 0,001

Tabelle 7: **Spearman's- ρ -Korrelationsanalyse der Subregionen in T2*** [1] übersetzt.

Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Sage Publications, Cartilage

3.7 Maße der diagnostischen Genauigkeit von T2*

Die Sensitivität, Spezifität, der positive prädiktive Vorhersagewert (PPV) und der negative prädiktive Vorhersagewert (NPV) betragen insgesamt 78,4 %, 74,4 %, 83,5 % und 67,7 %. In Subregion 1 lagen diese Werte höher (Sensitivität 90,6 %, Spezifität 83,9 %), während sie in Subregion 2 und Subregion 3 niedriger waren, siehe Tabelle 8.

			Arthroskopie		
			normal	geschädigt	
Subregion 1 (anterior, anterosuperior)	T2*	normal	Anzahl	26	3
			NPV	89,7 %	
			Spezifität	83,9 %	
		geschädigt	Anzahl	5	29
			PPV		85,3 %
			Sensitivität		90,6 %
Subregion 2 (superoanterior, superior, superoposterior)	T2*	normal	Anzahl	19	14
			NPV	57,6 %	
			Spezifität	65,5 %	
		geschädigt	Anzahl	10	59
			PPV		85,5 %
			Sensitivität		80,8 %
Subregion 3 (posterosuperior, posterior)	T2*	normal	Anzahl	22	15
			NPV	59,5 %	
			Spezifität	73,3 %	
		geschädigt	Anzahl	8	28
			PPV		77,8 %
			Sensitivität		65,1 %
Gesamt	T2*	normal	Anzahl	67	32
			NPV	67,7 %	
			Spezifität	74,4 %	
		geschädigt	Anzahl	23	116
			PPV		83,5 %
			Sensitivität		78,4 %

Tabelle 8: Vierfeldertafel – Vergleich der T2*-Beurteilung versus arthroskopische Befunde der Subregionen

Sensitivität, Spezifität, Negativer prädiktiver Vorhersagewert (NPV) und Positiver prädiktiver Vorhersagewert (PPV) bei der Beurteilung des Knorpelstatus mittels T2*-Mapping unter Verwendung intraoperativer Daten als Referenz. Berechnung: Sensitivität: $TP/(TP+FN)$; Spezifität: $TN/(TN+FP)$; NPV: $TN/(TN+FN)$; PPV: $TP/(TP+FP)$

Die Werte für Sensitivität, Spezifität, PPV und NPV des acetabulären Knorpels lagen im zentralen Bereich bei 80,8 %, 74,5 %, 85,1% und 68,3 %. Im peripheren Knorpel lagen die Werte bei 73,5 %, 74,3 %, 80,0 % und 66,7 %, siehe Tabelle 9.

		Arthroskopie			
		normal	geschädigt		
Zentral	T2*	normal	Anzahl	26	13
			NPV	68,3 %	
			Spezifität	74,5 %	
	geschädigt		Anzahl	9	36
			PPV		85,1 %
			Sensitivität		80,8 %
Peripher	T2*	normal	Anzahl	41	19
			NPV	66,7 %	
			Spezifität	74,3 %	
	geschädigt		Anzahl	14	80
			PPV		80,0 %
			Sensitivität		73,5 %

Tabelle 9: Vierfeldertafel – Vergleich der T2*-Beurteilung versus arthroskopische Befunde pro Zone

Sensitivität, Spezifität, Negativer prädiktiver Vorhersagewert (NPV) und Positiver prädiktiver Vorhersagewert (PPV) bei der Beurteilung des Knorpelstatus mittels T2*-Mapping unter Verwendung intraoperativer Daten als Referenz. Berechnung: Sensitivität: TP/(TP+FN); Spezifität: TN/(TN+FP); NPV: TP/(TP+FP); PPV: TN/(TN+FN)

Die visuelle Gegenüberstellung der verschiedenen Bildgebungen ist in Abb. 26 und Abb. 29 dargestellt.

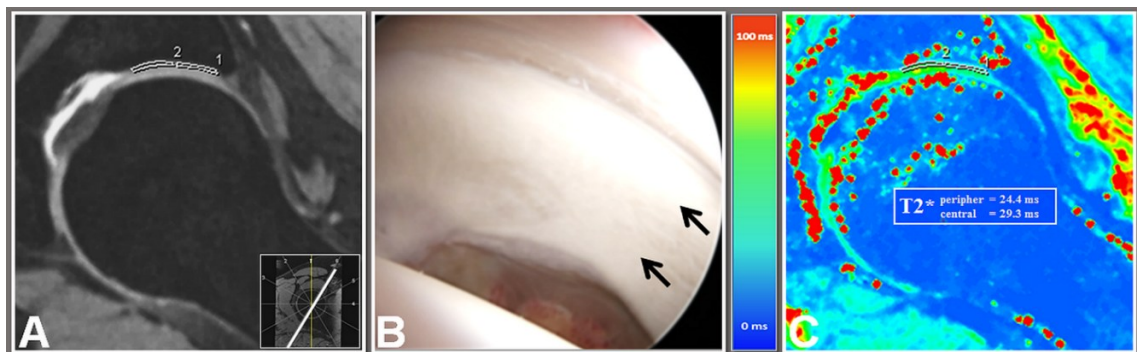


Abb. 26: Darstellung von DESS, Arthroskopie und T2* in posterosuperior (10 Uhr) [1]
 DESS Reformat mit eingezeichnetem ROI (A), Arthroskopie (B) und T2* Kartierung mit eingezeichnetem ROI (C) eines 15-jährigen FAI-Patienten. 1 = peripher, 2 = zentral. Schwarze Pfeile = peripherer und zentraler Knorpel. In dieser Region konnte kein Knorpelschaden festgestellt werden. Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Sage Publications, Cartilage

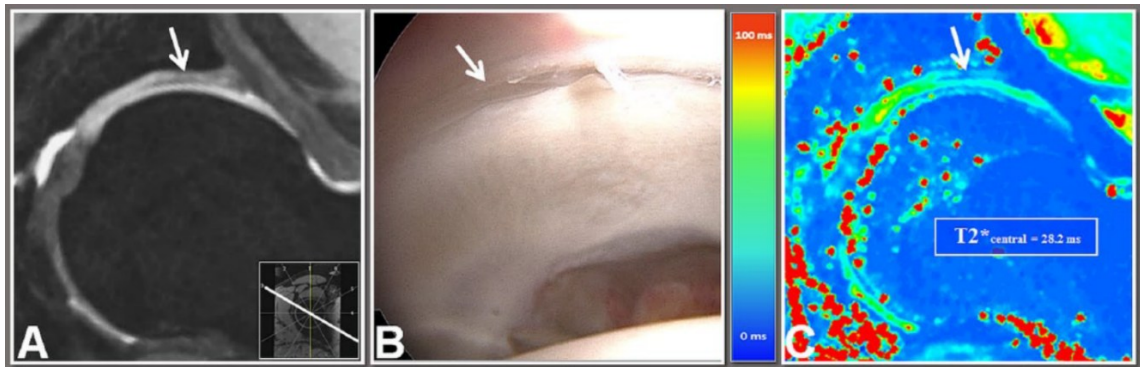


Abb. 29: **Darstellung von DESS, Arthroskopie und T2* in superoanterior** (13 Uhr) [1]
 DESS Reformat (A), Arthroskopie (B) und T2* Kartierung (C) eines 15-jährigen FAI-Patienten.
 Zu sehen ist die Delamination am Rande des Acetabulums (Pfeil; hypointense periphere Zone
 in DESS; niedrige T2* Werte). Die periphere Zone wurde hier ausgeschlossen, da eine
 Messung von T2* in Bereichen mit starkem Knorpelverlust nicht durchgeführt werden kann.
 Nachdruck mit freundlicher Genehmigung von Sage Publications, Cartilage

4 Diskussion

Das FAI gilt seit Jahrzehnten als ein Schlüsselfaktor für die Entstehung der frühen Hüftarthrose [11]. Durch das pathologische Zusammenspiel von Femurkopf und Acetabulum entstehen wiederholt mechanische Belastungen und Mikrotraumata im Gelenkknorpel – mit langfristigen Folgen. Bei jungen Erwachsenen mit Hüftbeschwerden ist die FAI-Prävalenz außergewöhnlich hoch [8, 9]. Studien belegen, dass ein erheblicher Anteil dieser Patienten unbehandelt bereits nach wenigen Jahren eine radiologisch nachweisbare Arthrose entwickelt [12].

Vor diesem Hintergrund rückt die biochemisch-sensitive MRT zunehmend in den Fokus. Sie hat sich in den letzten Jahren als hochsensible Methode etabliert, um Knorpelschäden im Hüftgelenk frühzeitig und nicht invasiv zu erfassen. Im Gegensatz zu konventionellen morphologischen Verfahren, die erst fortgeschrittene Knorpelveränderungen erkennen [14]. Spezielle Sequenzen, wie das T2*-Mapping, ermöglichen die Quantifizierung molekularer Knorpelkomponenten, insbesondere der Wasserbindung und der Kollagenstruktur. Damit eröffnen sich neue Ansätze für Prävention, frühzeitige Intervention und Therapiekontrolle im Rahmen von Nachsorgeuntersuchungen.

Ziel der vorliegenden Studie war die Evaluation der diagnostischen Leistungsfähigkeit des hochauflösenden T2*-Mappings, zur Erkennung von Knorpelschäden bei Patienten mit FAI. Ein besonderer Fokus lag auf der Anwendung dieser Techniken unter klinischen Bedingungen an einem 3-Tesla-MRT-System. Dabei wurden die Korrelationen der T2*-Daten mit den – als Goldstandard geltenden – arthroskopischen Knorpelbewertungen analysiert.

Die zugrunde liegende Hypothese lautete, dass biochemisch-sensitive MRT-Verfahren herkömmlichen morphologischen Methoden in der frühzeitigen Erkennung von Knorpelschäden überlegen sind und somit eine präzisere Diagnostik ermöglichen. Langfristig soll diese Arbeit dazu beitragen, Patienten mit erhöhtem Arthroserisiko frühzeitig zu identifizieren, die Therapieplanung individueller zu gestalten und biochemisch-sensitive MRT-Techniken in der klinischen Routinediagnostik zu etablieren.

Teile dieser wissenschaftlichen Arbeit wurden bereits veröffentlicht [1].

4.1 Ergebnisse T2*

Diese retrospektive wissenschaftliche Arbeit untersuchte die diagnostische Leistungsfähigkeit des isotropen, hochauflösenden 3D-T2*-Mappings zur Beurteilung des Hüftgelenksknorpels bei Patienten mit symptomatischem FAI. Im Vergleich zu den arthroskopischen Befunden erzielte die angewandte Methode vielversprechende Ergebnisse hinsichtlich Sensitivität, Spezifität, PPV und NPV. Die Korrelation zwischen den MRT-Ergebnissen und dem intraoperativen Knorpelstatus war moderat, wobei die diagnostische Genauigkeit stark regionsabhängig war. In Subregion 1 – einem Bereich, der beim Cam-Impingement besonders häufig betroffen ist – gelang die nahezu optimale Unterscheidung (Sensitivität 91%, Spezifität 84%) zwischen gesundem und geschädigtem Knorpel. Gleichzeitig zeigte sich in anderen Regionen wie beispielsweise in Subregion 2 eine gute Sensitivität. Allerdings auch eine niedrige Spezifität und ein reduzierter NPV. Die Ergebnisse in dieser Subregion sprechen für eine gute Detektion aber eingeschränkte Differenzierung zwischen gesundem und geschädigtem Knorpel.

Als mögliche Ursachen für diese regionalen Unterschiede sind ein Selektionsbias zu nennen – da bei FAI-Patienten typischerweise die anteriore bis superiore Region untersucht wird – sowie geringfügige Abweichungen in der Portalanlage, bedingt durch die Beteiligung mehrerer Operateure. Diese Faktoren sollten bei der klinischen Anwendung und Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden, um gezielt die Methodik in diagnostisch schwächeren Regionen zu optimieren.

Die retrospektive Knorpelbewertung mittels T2*-Mapping erwies sich als hochgradig zuverlässig. Intraobserver- und Interobserver-Übereinstimmungen zeigten mit ICC-Werten von 0,89 bzw. 0,92 (jeweils $P < 0,001$) eine sehr geringe Messvarianz und belegen die Robustheit sowie Reproduzierbarkeit der angewandten Bewertungsmethoden. Trotz dieser vielversprechenden Ergebnisse zeigt die vorliegende wissenschaftliche Arbeit weitere allgemeine Limitationen auf, die in Kapitel 4.2 diskutiert werden.

Ein Ziel dieser Studie war unter anderem die Ermittlung der T2*-Mittelwerte für die unterschiedlichen Outerbride-Grade. Es zeigten sich hohe Standardabweichungen der T2*-Werte innerhalb der untersuchten Gruppen. Für Knorpelabrasion (Grad 2) betrug der T2*-Mittelwert $19,9 \pm 4,5$ ms (SD), entsprechend einem Variationskoeffizienten von 22,6%. Diese Streuung schränkt die Aussagekraft einzelner Mittelwerte ein und erschwert damit den Vergleich zwischen wissenschaftlichen Arbeiten. Ellermann et al. (2014) [100] berichteten – mit einem vergleichbarem Studiendesign – einen T2*-Schwellenwert von 28 ms zur Abgrenzung von gesundem und geschädigtem Knorpel bei 28 FAI-Patienten. Die T2*-Werte der vorliegenden Arbeit für gesunden Knorpel lagen hingegen bei $25,6 \pm 4,7$ ms, während die Werte für geschädigten Knorpel $19,9 \pm 4,5$ ms betragen. Eine mögliche Ursache für diese Abweichung ist das höhere Durchschnittsalter der untersuchten Kohorte ($35,6 \pm 12,8$ Jahre vs. 28,2 Jahre). Die Arbeitsgruppe um Ellermann [101] validierte 2018 den bereits publizierten Schwellenwert an einer neuen Kohorte (27 FAI-Patienten, 459 ROIs) mit moderater diagnostischer Genauigkeit (Sensitivität 71,3 %, Spezifität 80,4 %). Detaillierte Angaben zur Patientenkohorte wurden nicht veröffentlicht.

Bittersohl et al. (2009) [71] berichteten in einer früheren Untersuchung an 33 FAI-Patienten und 10 gesunden Probanden moderate Korrelationen (z. B. $32,7 \pm 4,5$ ms vs. $29,1 \pm 4,0$ ms), wobei die Messungen an einem 1,5-Tesla-MRT vorgenommen wurden. Zur Adressierung dieser Limitation führten Bittersohl et al. 2012 [96] erneut eine T2*-Untersuchung an einem 3-Tesla-MRT durch. Insgesamt wurden 1792 ROIs bei 29 FAI-Patienten und 35 gesunden Probanden (Durchschnittsalter $30,8 \pm 8,8$ Jahre) analysiert. Die ermittelten T2*-Werte (gesunder Knorpel $25,2 \pm 4,4$ ms, geschädigter Knorpel $18,1$ ms) stimmten gut mit den Ergebnissen der hier erhobenen Werte überein.

Hesper et al. [99] untersuchte 47 gesunde Freiwillige. Die ermittelten T2*-Werte wiesen deutliche regionale Unterschiede auf, wie beispielsweise niedrigere Werte in posterior-superioren und anterior-inferioren Regionen. Die Ergebnisse von Hesper dienten in dieser Studie als Basis für die Eingruppierung der ermittelten T2*-Werte in „gesund“ oder „krank“. Zur Beantwortung der präsentierten Forschungsfrage wurde der intraoperativen Knorpelbefund damit korreliert. Auch Bittersohl et al. 2019 [102] nutzen die Ergebnisse von Hesper für den Vergleich mit 20 klinisch asymptomatischen Elite-Ruderern (Durchschnittsalter 23 ± 3 Jahre). Innerhalb der Ruderer-Kohorte zeigten sich in mehr als der Hälfte der untersuchten Regionen Knorpelschäden. In nahezu allen Regionen des acetabulären und femoralen Knorpels zeigten sich niedrigere T2*-Werte als in der Vergleichsgruppe von Hesper. Auch bei den Ruderern konnten deutliche regionale Unterschiede in den ermittelten T2*-Werten beobachtet werden.

Ein weiterer noch unklarer Faktor für die Vergleichbarkeit der verschiedenen Studien ist die Heterogenität der eingesetzten MRT-Protokolle. So beobachteten Apprigh et al. (2012) [103], dass sich die T2*-Werte bei FAI-Patienten nach Gelenkentlastung signifikant reduzierten, während diese bei gesunden Probanden anstiegen. Im Gegensatz dazu fanden Hesper et al. [99] in der zuvor beschriebenen Studie mit gesunden Freiwilligen keine signifikanten Veränderungen der T2*-Werte nach körperlicher Aktivität.

Zusammenfassend lässt sich die Frage nach einem universellem T2*-Schwellenwert nur verneinen. Die bisherigen Ergebnisse der Studien zeigen, dass die T2*-Werte durch zahlreiche Faktoren wie Knorpelzusammensetzung, Knorpeldicke, Magic-Angle-Effekt, Patientenalter und die verwendeten MRT-Geräteeinstellungen beeinflusst werden. Somit ist ein universeller T2*-Schwellenwert kaum realistisch.

Auch das Fehlen histologischer Referenzwerte ist ein kritischer Punkt: In der vorliegenden Arbeit wurde die arthroskopische Beurteilung – aktuell klinischer Goldstandard – als Referenz zugrunde gelegt. Sie ist technisch sehr anspruchsvoll, erlaubt nur begrenzte Aussagen über die tief liegende Knorpelschichten und unterliegt subjektiver Bewertung [82]. Dieser Umstand könnte die ermittelte moderate Korrelation zwischen T2*-Mapping und den intraoperativen Ergebnissen erklären. Wissenschaftliche Arbeiten wie jene von Schmaranzer et al. (2019) [104] und Bittersohl et al. (2012) [89] bestätigen diese Einschränkungen. Einen neuen Ansatz bietet Imamura et al. (2025) [105]. Die Studie korrelierte das *Ultrashort Echo Time* (UTE)-T2*-Mapping mit histologischen Ergebnissen zur Detektion früher Knorpeldegeneration. Anhand von Knorpelproben aus sieben Total-Knie-Arthroplastien zeigte sich, dass die T2*-Relaxationszeit des gesamten Knorpels bei Früh-OA signifikant länger war als in der Kontrollgruppe. Besonders auffällig war die Verkürzung der T2*-Relaxationszeit bei Angiogenese in der tiefen Knorpelschicht (8,2 ms vs. 15,7 ms ohne Angiogenese).

4.2 Allgemeine Limitationen

Die vorliegende Untersuchung unterliegt mehreren methodischen Einschränkungen wie der geringen Stichprobengröße und dem retrospektiven Studiendesign. Auch in der Bildgebung zeigen sich Limitationen in der ROI-Analyse, Anzahl der radiären Reformate sowie den Magic-Angle-Effekt. Die Vergleichbarkeit der vorliegenden Studie ist durch fehlende Referenzwerte und unzureichende histologische Validierung eingeschränkt und wurde bereits in Kapitel 4.1 diskutiert. Die Interpretation und Übertragbarkeit der vorliegenden Ergebnisse ist für nachfolgende Studien eingeschränkt, da ausschließlich frühe Stadien des Knorpelschadens (Tönnis < 1, Outerbridge Grad 0 - 2) betrachtet wurden.

4.2.1 Methodische Limitationen

Das Design dieser Studie basiert auf retrospektiven Datensätzen, deren Informationsqualität häufig nicht vollständig kontrollierbar ist. Unvollständige, inkonsistente oder fehlerhafte Daten beeinträchtigen die Validität der Resultate. Ferner sind retrospektive wissenschaftliche Arbeiten anfällig für verschiedene Bias-Arten. Ein Selektionsbias kann entstehen, wenn ausschließlich bestimmte Patientengruppen dokumentiert werden. Eine mögliche Erklärung für die eingeschränkte Aussagekraft der T2*-Werte in Subregion 3 (Sensitivität 65 %, Spezifität 73 %). Ein Informationsbias resultiert aus ungenauen oder fehlerhaften Aufzeichnungen. Zur Minimierung dieses Bias erfolgte der Ausschluss aller Datensätze mit mangelhafter Qualität oder lückenhafter Aufzeichnung. Die Kontrolle von Störfaktoren (*Confoundern*) gestaltet sich in einem retrospektiven Ansatz zusätzlich als schwierig und führt zu Interpretationsunsicherheiten.

Ein weiterer entscheidender Kritikpunkt ist die geringe Fallzahl dieser wissenschaftlichen Arbeit. Mit nur 29 Patienten ist die statistische Power begrenzt, sodass Unterschiede oder Zusammenhänge nur schwer zuverlässig nachgewiesen werden können. Eine derart kleine Stichprobe erschwert zudem die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf eine breitere Population. Einzelne Ausreißer oder besondere Fallkonstellationen können einen übermäßigen Einfluss ausüben. Beispielsweise wurde in einem ROI für Knorpelabrasion (Grad 2) ein einzelner T2*-Wert von 42,5 ms ($> + 5$ SD bei Mittelwert $19,9 \pm 4,5$ ms) gemessen. Weiterhin zeigte die ROI-Analyse im Bereich der Knorpelerweichung (Grad 1) Schwächen in der statistischen Power ($n = 11$), sodass diese Werte nur als Anregung für weitere Forschung gewertet werden können.

Das zeitliche Intervall zwischen MRT und Arthroskopie wurde auf unter sechs Monate begrenzt, jedoch ist eine fortschreitende Knorpeldegeneration innerhalb dieses Intervalls prinzipiell nicht auszuschließen. Unklar ist, wie und wann sich Veränderungen im Knorpel bei einem FAI manifestieren. Wissenschaftliche Arbeiten haben gezeigt [106, 107], dass nach 18 Monaten eine Knorpeldegeneration nachweisbar war. Vor diesem Hintergrund wird ein Abstand von sechs Monaten als klinisch vertretbar erachtet.

4.2.2 Limitierung in der Bildgebung

Technische Herausforderungen ergeben sich durch die besondere Lage und Anatomie des Hüftgelenks sowie dessen Knorpelaufbau: Die dünne Knorpelschicht (ca. 1–3 mm) begünstigt Partialvolumeneffekte und Suszeptibilitätsartefakte, die die exakte T2*-Quantifizierung erschweren können. Zudem beeinflusst der Magic-Angle-Effekt, verursacht durch Variationen in der Kollagenfaserorientierung, die gemessenen T2*-Werte und kann zu Fehlinterpretationen führen [70].

Das Lisbon *Agreement* von 2021 [108] empfiehlt, mindestens zwölf radiäre Schichten um den Oberschenkelhals zu akquirieren. In der vorliegenden Studie wurden jedoch sieben radiäre Schichten mit einer Schichtdicke von 2 mm verwendet. Die Wahl von sieben Schichten stützt sich auf folgende Überlegung: Sieben Schichten bilden gezielt die für die Diagnostik besonders relevanten anatomischen Regionen, insbesondere den acetabulären Gelenkknorpel, ab. Gleichzeitig reduziert sich der Aufwand für Akquisitions- und Auswertungszeiten deutlich. Dennoch könnte der Einsatz von mehreren oder auch schmaleren radiären Schichten in künftigen wissenschaftlichen Arbeiten zu einer detaillierteren Darstellung führen.

Ein weiterer zentraler Punkt betrifft die MRT-Aufnahmezeit. In der vorliegenden Studie betrug die reine Scanzeit 26 Minuten (13 Minuten/ Sequenz). Schnellere Sequenzen führen zu reduzierten Bewegungsartefakten und erhöhen die Messstabilität. Der Patientenkomfort wäre deutlich verbessert und der Arbeitsaufwand des Untersuchungspersonals reduziert. Aufnahmezeiten von unter 5 Minuten sind dabei erstrebenswert.

Die T2*-Analyse mittels ROI-Methodik liefert Durchschnittswerte über die gesamte ROI. Dadurch können kleinere, aber klinisch relevante Veränderungen übersehen oder unterschätzt werden. Die Analyse wird manuell angefertigt, ist somit sehr zeitaufwendig und kann nur mit ausreichender Expertise im Bereich der Knorpelbildgebung durchgeführt werden. Zur morphologischen Referenz für die exakte Lokalisation der ROIs werden DESS-Reformate genutzt, die ergänzend zur T2*-Sequenz aufgenommen werden müssen.

Schließlich ist hervorzuheben, dass die vorliegende wissenschaftliche Arbeit an einem 3-Tesla-MRT durchgeführt wurde, sodass die Mindestvorgabe von 1,5 Tesla [108] deutlich übertroffen wurde. Bei Vergleichen mit anderen wissenschaftlichen Arbeiten, die an Geräten mit geringerer Feldstärke durchgeführt wurden, muss diese Diskrepanz berücksichtigt werden.

4.2.3 Übertragbarkeit der Ergebnisse

Bei der Patientenauswahl wurde bewusst auf die Einbeziehung von Probanden mit einem fortgeschrittenen degenerativen Knorpelschaden (Tönnis Grad >1) verzichtet, um eine homogene Studienpopulation zu gewährleisten. Diese Vorgehensweise erleichtert zwar interne Vergleiche, limitiert jedoch die Aussagekraft in Bezug auf spätere Stadien der Arthrose. Die Fokussierung auf frühe Degenerationsstadien schränkt folglich die Übertragbarkeit der Erkenntnisse auf Patienten mit ausgeprägter Arthrose ein.

Zusammenfassend und in Bezug auf die Forschungsfrage zeigt die vorliegende Arbeit, dass das T2*-Mapping eine zuverlässige, nicht-invasive Methode zur regional differenzierten Diagnostik von Knorpelschäden bei FAI darstellt. Die diagnostische Genauigkeit variiert jedoch stark in Abhängigkeit von der untersuchten Region, wobei insbesondere die anterior-superiore Region eine hohe Aussagekraft besitzt. Diese Erkenntnis unterstreicht den Bedarf an standardisierten MRT-Protokollen, größeren und heterogeneren Patientenkollektiven sowie klaren Referenzwerten. Nur unter diesen Voraussetzungen kann das T2*-Mapping langfristig als zuverlässiger Biomarker für die frühe Erfassung von Knorpelschäden etabliert werden.

4.3 Entwicklungen und Perspektiven in der biochemischen Magnetresonanztomografie

In den vergangenen Jahrzehnten hat die bildgebende Knorpeldiagnostik erhebliche Fortschritte gemacht. Insbesondere im Bereich der biochemisch sensitiven MRT-Techniken wie T2^{*}-, T1ρ-Mapping und dGEMRIC konnten Sensitivität, räumliche Auflösung und klinische Anwendbarkeit kontinuierlich verbessert werden. Li et al. (2024) [27] fassen in ihrer aktuellen Übersichtsarbeit die wesentlichen Entwicklungen der letzten drei Dekaden zusammen und zeigen auf, wie moderne Bildgebung zunehmend durch kürzere Aufnahmezeiten, besseren Gewebekontrast und höhere Quantifizierungsgenauigkeit geprägt ist.

Parallel dazu gewinnt der Einsatz Künstlicher Intelligenz (KI) in der muskuloskelettalen Bildgebung an Relevanz und wird intensiv erforscht. Mohammadi et al. (2024) [109] führten eine systematische Übersichtsarbeit und Metaanalyse mit 27 wissenschaftlichen Arbeiten durch. Ihre Ergebnisse zeigen, dass KI-gestützte Algorithmen, bislang vorwiegend im Bereich der Knie-OA erprobt, am Hüftgelenk eine Sensitivität von 88 % und eine Spezifität von 90 % erreichen. Allerdings beruhen diese Werte größtenteils auf der Auswertung von Röntgendaten in fortgeschrittener Hüftarthrose. Diese Beobachtung legt nahe, dass KI in fortgeschrittenen OA-Stadien diagnostisch nützlich ist, während die Früherkennung weiterhin eine Herausforderung bleibt. Der kombinierte Einsatz von KI-basierten Segmentierungen und innovativen MRT-Sequenzen, wie T2^{*}-Mapping, könnte zukünftig neue diagnostische Möglichkeiten eröffnen.

Wong et al. (2024) [110] untersuchten in einer wissenschaftlichen Pilotarbeit den Einsatz von UTE-T2^{*}-Mapping bei FAI-Patienten. Diese wissenschaftliche Arbeit berichtete über eine exzellente Reproduzierbarkeit (ICC des acetabulären Knorpels: 0,82) und eine signifikante negative Korrelation zwischen erhöhten UTE-T2^{*}-Werten und klinischen Symptomen (iHOT12: $\rho = -0,63$). Die Gesamtdauer der UTE-T2^{*}-Aufnahme lag bei 5,15 Minuten. Diese Ergebnisse verdeutlichen das Potenzial von UTE-T2^{*}-Mapping zur frühzeitigen Detektion und Verlaufskontrolle von Knorpelschäden.

Die hohe regionale Variabilität in der T2^{*}-Diagnostik legt nahe, dass *Deep-Learning* basierte Segmentierungen zur Vereinheitlichung beitragen könnten.

Erste wissenschaftliche Arbeiten am Hüftgelenk deuten darauf hin, dass trainierte neuronale Netze auch bei komplexer Hüftgelenksanatomie zuverlässige Ergebnisse liefern können. Marka et al. (2025) [111] setzten einen Deep-Learning-basierten Ansatz zur automatischen Segmentierung von konventionellen MRT-Bildern unter Verwendung standardauflösender CS-Sequenzen (*Compressed Sensing*) ein. Während Labrumdefekte präzise detektiert wurden, blieb die Erkennung von Knorpelläsionen limitiert. Insbesondere verbesserten hochauflösende CS-AI-Sequenzen in acetabulären Zonen die Sensitivität, führten jedoch in femoralen Bereichen zu einer Reduktion der Spezifität. Die geringe Fallzahl und die manuelle, zonale Segmentierung mittels 2D-TSE-Sequenzen schränken außerdem die statistische Aussagekraft und die Interrater-Reliabilität ein.

Auch die dGEMRIC-Technik profitiert zunehmend von der KI-Integration. Schmaranzer et al. (2019) [16] demonstrierten in einer retrospektiven Studie einen vollautomatisierten Deep-Learning-Ansatz zur 3D-Segmentierung des Hüftknorpels. Dieser Ansatz erfasst sowohl den dGEMRIC-Index als auch morphologische Parameter (Knorpeldicke, Oberfläche, Volumen) nahezu exakt im Vergleich zu manuellen Analysen (mittlerer Unterschied ca. -0,2 mm, Dice-Koeffizient ca. 86 %, ICC bis 1,0). Diese integrierte Herangehensweise liefert ein umfassendes Bild des Knorpelzustands, besonders relevant für die präoperative Planung und die klinische Verlaufsbeobachtung bei der OA. Meier et al. (2023) [112] erweiterten diesen Ansatz und untersuchten in einem prospektiven, kontrollierten Längsschnittdesign 40 Hüften von FAI-Patienten (operativ und konservativ behandelt). Im Zentrum der Untersuchung stand die longitudinale Bewertung der dGEMRIC-Indizes nach einer operativen Korrektur zu drei Zeitpunkten – Baseline, 1-Jahres- und 3-Jahres-Follow-up – im Vergleich zur konservativ behandelten Kohorte. Die Autorengruppe entwickelte eigens eine Deep-Learning-basierte 3D-Software zur Knorpelsegmentierung. Damit postulierten sie eine präzise sowie zeitsparende Erstellung der 3D-Knorpelmodelle. Die interobserver-bedingte Variabilität konnte reduziert und die Objektivität sowie Vergleichbarkeit der Messungen gegenüber herkömmlichen, manuellen Segmentierungen erhöht werden. Allerdings wird die Leistungsfähigkeit dieser Software nicht systematisch evaluiert.

Erwähnenswert ist, dass in der operativen Kohorte ein signifikanter Abfall der dGEMRIC-Werte von der präoperativen Messung bis zum 1-Jahres-Follow-up beobachtet wurde, vermutlich infolge postoperativer Reaktionen, gefolgt von einer signifikanten Besserung bis zum 3-Jahres-Follow-up. Im Gegensatz hierzu veränderten sich die dGEMRIC-Indizes in der konservativen Gruppe über den gesamten Beobachtungszeitraum nicht signifikant. Insgesamt demonstriert diese wissenschaftliche Arbeit, dass Deep-Learning zur objektiven Quantifizierung der Knorpelqualität in Langzeitbeobachtungen beitragen kann.

Die früheren wissenschaftlichen Arbeiten von Ruckli et al. und Meier et al. wurden kürzlich durch Meier et al. (2025) [113] erweitert. Erneut kam ein vollständig automatisierter Deep-Learning-Ansatz zur 3D-Segmentierung am Hüftknorpel zum Einsatz, diesmal zusätzlich zur Beurteilung des Labrums aus direkter MRA. Mittels einer U-Net-Architektur wurde das Modell an einem internen Datensatz mit 80 Patienten für das Training und 20 Patienten für das Testen entwickelt und anschließend an einem externen Datensatz mit 40 Patienten validiert. Die erzielten Ergebnisse – ein *Dice Similarity Coefficient* von etwa 0,92 für den Knorpel und 0,83 für das Labrum – entsprachen den Resultaten der manuellen Segmentierung durch Experten. In einer Machbarkeitsstudie analysierten Hesper et al. (2020) [114] die automatische Segmentierung mittels dGEMRIC. Es wurden 3D-dGEMRIC-Datensätze von sechs Patienten mit Hüftpathologien erhoben und – wie in der vorliegenden Arbeit – in sieben radiäre Schichten sowohl manuell unter Verwendung von ROI-Analysen als auch automatisch mithilfe einer kombinierten Oberflächen- und Volumenverarbeitungssoftware segmentiert. Die Ergebnisse zeigten eine hohe Korrelation zwischen automatischer und manueller Segmentierung; es ergaben sich Spearman-Rangkorrelationskoeffizienten von $\rho = 0,897$ für das Acetabulum und $\rho = 0,894$ für den Femurknorpel (beide $P < 0,001$). Diese Werte belegen eine exzellente Übereinstimmung und verdeutlichen, dass die automatische Segmentierung eine objektive, reproduzierbare und effiziente Alternative zur herkömmlichen manuellen Analyse darstellt. Allerdings ist die Aussagekraft dieser wissenschaftlichen Arbeit aufgrund der sehr kleinen Kohorte eingeschränkt.

Pedoia et al. (2017) [106] entwickelten ferner eine vollständig automatisierte voxel-basierte Relaxometrie-Methode für die T1 ρ -Bildgebung. Im Gegensatz zur vorliegenden Studie wurden Patienten mit radiografisch nachgewiesener Hüftarthrose (n = 16) und asymptomatischen Kontrollen (n = 37) in die Studie eingeschlossen. Die Pearson-Korrelationskoeffizienten betragen zwischen vollständig automatischer und manueller Knorpelsegmentierung R = 0,79 für den acetabulären und R = 0,90 für den femoralen Knorpel. In Fällen von Arthrose im Kellgren–Lawrence-Grad 2 oder 3 fiel die Korrelation mit R = 0,57 geringer aus. Begründet wird dies mit dem dünneren beziehungsweise fehlenden Knorpelschichten in diesem fortgeschrittenen Stadium.

In einem ebenfalls vollautomatisierten Ansatz entwickelte Bugeja et al. (2022) [115] die 3D-Pipeline „CamMorph“ zur Segmentierung und quantitativen Analyse der Cam-Morphologie bei FAI-Patienten. Obwohl diese Studie nicht primär biochemisch-sensitive Sequenzen erfasste, weist die Methodik richtungsweisend auf künftige Anwendungen zur vollautomatisierten Knorpelbewertung hin.

Darüber hinaus etabliert sich MR-Fingerprinting als ein weiterer zukunftsweisender Ansatz. Sharafi et al. (2022) [116] demonstrierten die Machbarkeit einer simultanen bilateralen Quantifizierung von T1-, T2- und T1 ρ -Relaxationszeiten im Hüftgelenk an gesunden Probanden (Variabilität: 1 – 4 %) mittels MR-Fingerprinting. Aufbauend auf diesen Ergebnissen erweiterten Monga et al. (2024) [117] die Methode in einer weiterführenden Studie auf Patienten mit leichten degenerativen Veränderungen. In etwa 15 Minuten konnten bilateral quantitative Relaxationsparameter erfasst werden. Diese Arbeit zeigte niedrige Test-Retest-Variabilitäten im Bereich von 3 bis 6 % und zeigte signifikante Erhöhungen der T2- und T1 ρ -Werte in mild erkrankten Hüften. Dies ist ein Beleg für die Eignung des Verfahrens zur frühzeitigen Erkennung biochemischer Knorpelveränderungen.

Einen ergänzenden technischen Fortschritt liefert die Studie von Tolpadi et al. (2022) [118], in der eine rekurrente U-Net-Architektur zur schnellen T2-Messung in kleinen ROIs entwickelt wurde. Zentraler Bestandteil dieses Ansatzes ist der Einsatz von ROI-spezifischen Verlustfunktionen. Dabei konnte selbst bei hohen Beschleunigungsfaktoren (R = 2 – 10) eine Fehlerquote unter 9 % und ein Bias unter 3 ms für den Hüftknorpel erzielt werden.

Der Ansatz ermöglicht eine signifikante Verkürzung der Akquisitionszeiten bei gleichzeitiger Erhaltung der Bildqualität und legt damit den Grundstein für eine mögliche Integration in die klinische Routine.

Weitere Innovationen umfassen den Einsatz von 7-Tesla-Scannern. Die höhere Feldstärke verbessert die Bildqualität zwar erheblich, gleichzeitig verändern sich jedoch die zugehörigen Relaxationszeiten für T1, T2 und T2*. Es kommt außerdem zu erhöhten Magnetfeldinhomogenitäten und stärkeren Suszeptibilitätseffekten [28, 119, 120]. Die Anwendung eines 7-Tesla-Scanners ist somit zum aktuellen Stand der Wissenschaft noch eine Herausforderung, die in zukünftigen Studien zu lösen ist.

Zusammenfassend zeigt sich, dass die Zukunft der Knorpeldiagnostik in der Kombination fortschrittlicher Sequenztechniken mit automatisierten, KI-gestützten Auswertungsverfahren liegt. Vor allem für die frühzeitige Erkennung, die differenzierte Verlaufskontrolle und die personalisierte Therapieplanung bei FAI und beginnender Arthrose bieten diese Technologien ein erhebliches Potenzial, das in zukünftigen wissenschaftlichen Arbeiten weiter erschlossen und klinisch implementiert werden sollte.

5 Schlussfolgerung

Der 30-jährige Fußballspieler aus dem Fallbeispiel zu Beginn dieser Arbeit leidet seit vielen Monaten unter Leistenschmerzen – die Ursache blieb trotz klinischer Untersuchung und Röntgen unklar. Erst die Arthroskopie des Hüftgelenks zeigte einen weit fortgeschrittenen Knorpelschaden infolge eines FAI.

Für diesen jungen und aktiven Patienten ist die frühzeitige Detektion des Knorpelschadens und die daraus abgeleitete Therapie essenziell für den weiteren Verlauf seines Lebens. Die vorliegende Arbeit zeigt, dass weiterhin ein erheblicher Forschungs- und Entwicklungsbedarf besteht. Die Möglichkeit, frühe molekulare Veränderungen im Gelenkknorpel nichtinvasiv zu erfassen, macht die biochemisch sensitive MRT – wie die T2*-Technik – zu einem wertvollen Instrument. Insbesondere bei Patienten mit FAI oder beginnender Arthrose kann sie zur Prävention, Frühdiagnose und Therapieplanung entscheidend beitragen.

Ziel dieser wissenschaftlichen Arbeit war es, die diagnostische Leistungsfähigkeit des T2*-Mappings zur Detektion acetabulärer Knorpelschäden bei FAI zu untersuchen. Die erhobenen Ergebnisse zeigen, dass das T2*-Mapping bei 29 FAI-Hüften eine Sensitivität von 91 % und eine Spezifität von 84 % in der anterior-superioren Region erreichte. Somit kann die Ausgangsfrage, ob das Verfahren klinisch verwertbar ist, mit Ja beantwortet werden – allerdings mit regionalen Einschränkungen. Besonders in Subregion 3 nahm die Sensitivität und Spezifität mit (65% und 73 %) deutlich ab. Die Korrelation der T2*-Werte mit den Befunden aus der Arthroskopie ergab eine moderate Korrelation ($\rho = -0,557$). Die retrospektive Knorpelbeurteilung mittels T2*-Mapping erwies sich als ausgesprochen zuverlässig: Intra- und Interobserver-ICC von 0,89 bzw. 0,92 (jeweils $p < 0,001$) belegen minimale Messvarianzen sowie hohe Robustheit und Reproduzierbarkeit der Methode.

Die vorliegende Arbeit zeigt die Limitationen in der klinische Anwendung durch das Fehlen standardisierter Protokolle und Referenzwerte klar auf. Vergleiche zwischen den Studien bleiben herausfordernd. Ebenso sind Longitudinalstudien erforderlich, die den Zusammenhang zwischen biochemischen MRT-Veränderungen, dem klinischen Verlauf und dem Therapieansprechen untersuchen. Die moderate Korrelation in der vorliegenden Studie zwischen T2*-Werten und den arthroskopischen Befunden trotz homogener Studienkohorte zeigt, dass regionale und patientenspezifische Faktoren das Ergebnis beeinflussen. Daher sollten patientenspezifische Einflussgrößen wie der Magic-Angle-Effekt, Alter, Geschlecht, BMI und Gelenkanatomie systematisch berücksichtigt werden. In diesem Zusammenhang ist die Bestimmung klinisch relevanter Schwellenwerte bislang nicht abschließend geklärt und schränkt die prädiktive Aussagekraft ein.

Zusätzlich ist zu beachten, dass das dGEMRIC-Verfahren auf der Gabe eines Gadolinium basierten Kontrastmittels beruht, dessen Nebenwirkungsprofil kritisch zu bewerten ist und daher nur unter strengen Indikationen eingesetzt werden sollte [77, 78]. Vor diesem Hintergrund ist die Weiterentwicklung kontrastmittelfreier Ansätze wie T1p- bzw. T2*-Mapping von besonderer klinischer Relevanz.

Zukünftige Forschung sollte sich daher auf multizentrische Validierungsarbeiten mit beispielsweise ≥ 100 FAI-Hüften konzentrieren, die die klinische Aussagekraft quantitativer MRT-Parameter als Biomarker für Knorpelveränderungen prüfen. KI-gestützte Auswertungstools sollten ROI-basierte Algorithmen für T2* priorisieren. Sie liefern bei hoher Interrater-Stabilität vergleichbare Werte und würden die Integration in den klinischen Alltag erleichtern.

Der direkte methodische Vergleich verschiedener quantitativer Verfahren (z. B. T2*, T1 ρ , GAG-*Imaging*) könnte helfen, deren jeweilige Stärken und Limitationen besser zu definieren und bei Bedarf zu kombinieren. Darüber hinaus wird die Weiterentwicklung automatisierter, KI-gestützter Analysealgorithmen eine zentrale Rolle spielen. Sie erhöhen die Reproduzierbarkeit, reduzieren den Analyseaufwand und erleichtern somit die Integration in den klinischen Alltag.

Langfristig wird die Kombination aus technischer Innovation, standardisierter Protokollierung und multimodaler Bildgebung entscheidend dazu beitragen den Übergang vom Forschungslabor in den klinischen Alltag zu ermöglichen. Radiologische Abteilungen sollten erwägen, das T2*-Mapping in standardisierte Hüft-MRT-Protokolle zu integrieren – zunächst als ergänzendes Screening-Tool bei jungen Patienten mit FAI-Verdacht. Im weiteren Verlauf könnte das T2*-Mapping als nützliches Instrument zur präoperativen Therapieplanung bei FAI genutzt werden – insbesondere zur Indikationsstellung gelenkerhaltender Operationen.

Literatur- und Quellenverzeichnis

1. Hesper, T., et al., *T2*-Mapping of Acetabular Cartilage in Patients With Femoroacetabular Impingement at 3 Tesla: Comparative Analysis with Arthroscopic Findings*. CARTILAGE, 2018. **9**(2): p. 118-126.
2. Zadpoor, A.A., *Etiology of Femoroacetabular Impingement in Athletes: A Review of Recent Findings*. Sports Medicine, 2015. **45**(8): p. 1097-1106.
3. Leunig, M. and R. Ganz, *FAI – Konzept und Ätiopathogenese*. Der Orthopäde, 2009. **38**(5): p. 394-401.
4. Claes, P.A.M., et al., *The Association Between the Development of Cam Morphology During Skeletal Growth in High-Impact Athletes and the Presence of Cartilage Loss and Labral Damage in Adulthood: A Prospective Cohort Study With a 12-Year Follow-up*. The American Journal of Sports Medicine, 2024. **52**(10): p. 2555-2564.
5. Nepple, J.J., J.M. Vigdorich, and J.C. Clohisey, *What Is the Association Between Sports Participation and the Development of Proximal Femoral Cam Deformity?: A Systematic Review and Meta-analysis*. The American Journal of Sports Medicine, 2015. **43**(11): p. 2833-2840.
6. Beck, M., et al., *Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage*. The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume, 2005. **87-B**(7): p. 1012-1018.
7. Kaya, M., et al., *Hip morphology influences the pattern of articular cartilage damage*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2016. **24**(6): p. 2016-2023.
8. Ortiz-Declet, V., et al., *Nonarthritic Hip Pathology Patterns According to Sex, Femoroacetabular Impingement Morphology, and Generalized Ligamentous Laxity*. The American Journal of Sports Medicine, 2021. **50**(1): p. 40-49.
9. Hale, R.F., et al., *Incidence of Femoroacetabular Impingement and Surgical Management Trends Over Time*. The American Journal of Sports Medicine, 2021. **49**(1): p. 35-41.
10. Yan, H., et al., *Health-related quality of life in osteoarthritis patients: a systematic review and meta-analysis*. Psychol Health Med, 2022. **27**(8): p. 1859-1874.
11. Ganz, R., et al., *Femoroacetabular Impingement: A Cause for Osteoarthritis of the Hip*. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2003. **417**: p. 112-120.
12. Agricola, R., et al., *Femoroacetabular impingement syndrome in middle-aged individuals is strongly associated with the development of hip osteoarthritis within 10-year follow-up: a prospective cohort study (CHECK)*. British Journal of Sports Medicine, 2024. **58**(18): p. 1061-1067.
13. Heerey, J.J., et al., *Prevalence of early hip OA features on MRI in high-impact athletes. The femoroacetabular impingement and hip osteoarthritis cohort (FORCe) study*. Osteoarthritis Cartilage, 2021. **29**(3): p. 323-334.
14. Zhang, M., et al., *Accuracy of magnetic resonance imaging in grading knee chondral defects*. Arthroscopy, 2013. **29**(2): p. 349-56.
15. Jardon, M., et al., *Reliability of pre-operative symptoms, radiographs, and MRI for the assessment of cartilage loss in patients with femoroacetabular impingement syndrome with intra-operative correlation*. Skeletal Radiol, 2025.
16. Pollard, T.C., et al., *Localized cartilage assessment with three-dimensional dGEMRIC in asymptomatic hips with normal morphology and cam deformity*. J Bone Joint Surg Am, 2010. **92**(15): p. 2557-69.

17. Schmaranzer, F., et al., *Automatic MRI-based Three-dimensional Models of Hip Cartilage Provide Improved Morphologic and Biochemical Analysis*. Clin Orthop Relat Res, 2019. **477**(5): p. 1036-1052.
18. Hesper, T., et al., *T2* mapping for articular cartilage assessment: principles, current applications, and future prospects*. Skeletal Radiology, 2014. **43**(10): p. 1429-1445.
19. Hesper, T., et al., *Both 3-T dGEMRIC and Acetabular-Femoral T2 Difference May Detect Cartilage Damage at the Chondrolabral Junction*. Clin Orthop Relat Res, 2017. **475**(4): p. 1058-1065.
20. Mamisch, T.C., et al., *T2 star relaxation times for assessment of articular cartilage at 3 T: a feasibility study*. Skeletal Radiology, 2012. **41**(3): p. 287-292.
21. Lund, B., T.G. Nielsen, and M. Lind, *Cartilage status in FAI patients – results from the Danish Hip Arthroscopy Registry (DHAR)*. SICOT-J, 2017. **3**: p. 44.
22. Lerch, T.D., et al., *One-third of Hips After Periacetabular Osteotomy Survive 30 Years With Good Clinical Results, No Progression of Arthritis, or Conversion to THA*. Clin Orthop Relat Res, 2017. **475**(4): p. 1154-1168.
23. Steppacher, S.D., et al., *Eighty percent of patients with surgical hip dislocation for femoroacetabular impingement have a good clinical result without osteoarthritis progression at 10 years*. Clin Orthop Relat Res, 2015. **473**(4): p. 1333-41.
24. McCarthy, J.C., et al., *What factors influence long-term survivorship after hip arthroscopy?* Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(2): p. 362-71.
25. Lerch, T.D., et al., *Are degenerative findings detected on traction MR arthrography of the hip associated with failure of arthroscopic femoroacetabular impingement surgery?* Eur Radiol, 2024. **34**(6): p. 3555-3565.
26. Siversson, C., et al., *Three-dimensional hip cartilage quality assessment of morphology and dGEMRIC by planar maps and automated segmentation*. Osteoarthritis Cartilage, 2014. **22**(10): p. 1511-5.
27. Li, X., et al., *Cartilage compositional MRI—a narrative review of technical development and clinical applications over the past three decades*. Skeletal Radiology, 2024. **53**(9): p. 1761-1781.
28. Mills, E.S., et al., *Current and Future Advanced Imaging Modalities for the Diagnosis of Early Osteoarthritis of the Hip*. Orthop Res Rev, 2022. **14**: p. 327-338.
29. Schünke M, S.E., Schumacher U, Voll M, Wesker K, *Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. Vol. 3., überarbeitete und erweiterte Auflage. 2011: Stuttgart: Thieme.
30. Schünke M, S.E., Schumacher U. , *Transversaler Winkel der Pfanneneingangsebene beim Erwachsenen*, H.a. Knochen, Editor. 2011, Stuttgart: Thieme: Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 3., überarbeitete und erweiterte Auflage.
31. Schünke M, S.E., Schumacher U., *Bandapparat eines rechten Hüftgelenks*, B.d.H.E.d. Femurkopfes, Editor. 2011, Stuttgart: Thieme: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K, Hrsg. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 3., überarbeitete und erweiterte Auflage.
32. Schünke M, S.E., Schumacher U., *Bewegungen und Biomechanik des Hüftgelenks*. 2011, Stuttgart: Thieme: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K, Hrsg. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 3., überarbeitete und erweiterte Auflage.
33. Benninghoff, A., *Form und Bau der Gelenkknorpel in ihren Beziehungen zur Funktion*. Zeitschrift für Zellforschung und Mikroskopische Anatomie, 1925. **2**(5): p. 783-862.

34. Mollenhauer, J. and M. Aurich, *Grundlegendes zum Gelenkknorpel*, in *Praxisleitfaden der Knorpelreparatur*, J. Fritz, W.K. Aicher, and H.J. Eichhorn, Editors. 2003, Springer Berlin Heidelberg: Berlin, Heidelberg. p. 3-10.
35. Schünke M, S.E., Schumacher U. , *Aggrecan – das wichtigste Proteoglykan des hyalinen Gelenkknorpels*, E.G.A.v.G.C.a.u.h. Gelenkknorpel, Editor. 2011, Stuttgart: Thieme: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K, Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 3., überarbeitete und erweiterte Auflage.
36. Amboss SE. *Abbildung: Schematischer Aufbau eines Gelenkknorpels*. zuletzt aktualisiert am: 25.06.2024; Available from: https://next.amboss.com/de/article/q60CNS?q=gelenkknorpel&m=yQYdAK&full_screen=true#Z3d4bec9e3f255fa382ab58db324d9aae.
37. Venn, M. and A. Maroudas, *Chemical composition and swelling of normal and osteoarthrotic femoral head cartilage. I. Chemical composition*. Annals of the Rheumatic Diseases, 1977. **36**(2): p. 121-129.
38. Amboss SE. *Abbildung: Druckelastische Knorpel Eigenschaften*. zuletzt aktualisiert am 25.06.2024; Available from: https://next.amboss.com/de/article/q60CNS?q=gelenkknorpel&m=3jYSZ6&full_screen=true#Z3d4bec9e3f255fa382ab58db324d9aae.
39. Murray, R.O., *The Aetiology of Primary Osteoarthritis of the Hip*. The British Journal of Radiology, 1965. **38**(455): p. 810-824.
40. Allen, K.D., L.M. Thoma, and Y.M. Golightly, *Epidemiology of osteoarthritis*. Osteoarthritis Cartilage, 2022. **30**(2): p. 184-195.
41. Murphy, L.B., et al., *One in four people may develop symptomatic hip osteoarthritis in his or her lifetime*. Osteoarthritis Cartilage, 2010. **18**(11): p. 1372-9.
42. van Berkel, A.C., et al., *10-Year natural course of early hip osteoarthritis in middle-aged persons with hip pain: a CHECK study*. Ann Rheum Dis, 2021. **80**(4): p. 487-493.
43. Hardenberg, M., et al., *The economic burden of knee and hip osteoarthritis: absenteeism and costs in the Dutch workforce*. BMC Musculoskelet Disord, 2022. **23**(1): p. 364.
44. Rabenberg, M., *Themenheft 54 "Arthrose"*. 2013, Robert Koch-Institut.
45. Nho, S.J., et al., *The burden of hip osteoarthritis in the United States: epidemiologic and economic considerations*. J Am Acad Orthop Surg, 2013. **21 Suppl 1**: p. S1-6.
46. Alcaide-Ruggiero, L., R. Cugat, and J.M. Domínguez, *Proteoglycans in Articular Cartilage and Their Contribution to Chondral Injury and Repair Mechanisms*. International Journal of Molecular Sciences, 2023. **24**(13): p. 10824.
47. Dijkgraaf, L.C., et al., *The structure, biochemistry, and metabolism of osteoarthrotic cartilage: A review of the literature*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1995. **53**(10): p. 1182-1192.
48. Schünke M, S.E., Schumacher U, *Degenerative Gelenkerkrankungen am Beispiel der Koxarthrose*. 2011, Stuttgart: Thieme: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K, Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem.
49. Griffin, D.R., et al., *The Warwick Agreement on femoroacetabular impingement syndrome (FAI syndrome): an international consensus statement*. Br J Sports Med, 2016. **50**(19): p. 1169-76.

50. Lee, W.-Y., et al., *Descriptive Epidemiology of Symptomatic Femoroacetabular Impingement in Young Athlete: Single Center Study*. Hip & Pelvis, 2016. **28**(1): p. 29-34.
51. Laborie, L.B., et al., *Prevalence of radiographic findings thought to be associated with femoroacetabular impingement in a population-based cohort of 2081 healthy young adults*. Radiology, 2011. **260**(2): p. 494-502.
52. Ezechieli, M. and I.J. Banke, *Epidemiologie, Prävention und Früherkennung des Femoroacetabulären Impingement-Syndroms (FAIS)*. Der Orthopäde, 2022. **51**(3): p. 167-175.
53. Accadbled, F., et al., *“Femoroacetabular impingement”. Legg-Calve-Perthes disease: From childhood to adulthood*. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research, 2014. **100**(6): p. 647-649.
54. Wenger, D.R., S. Kishan, and M.E. Pring, *Impingement and childhood hip disease*. J Pediatr Orthop B, 2006. **15**(4): p. 233-43.
55. Fraitzl, C.R., et al., *Radiological evidence of femoroacetabular impingement in mild slipped capital femoral epiphysis: a mean follow-up of 14.4 years after pinning in situ*. J Bone Joint Surg Br, 2007. **89**(12): p. 1592-6.
56. Fraitzl, C.R., et al., *[Transfixation in slipped capital femoral epiphysis: long-term evidence for femoro-acetabular impingement]*. Z Orthop Unfall, 2009. **147**(3): p. 334-40.
57. Pettit, M., et al., *How does the cam morphology develop in athletes? A systematic review and meta-analysis*. Osteoarthritis and Cartilage, 2021. **29**(8): p. 1117-1129.
58. Pollard, T.C.B., et al., *Genetic influences in the aetiology of femoroacetabular impingement*. The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume, 2010. **92-B**(2): p. 209-216.
59. Leibold, C.S., et al., *Femoroacetabuläres Impingement – aktuelles Verständnis*. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie, 2019. **157**(03): p. 317-336.
60. Zhou, J., et al., *Sex differences in the prevalence of radiographic findings of structural hip deformities in patients with symptomatic femoroacetabular impingement*. Journal of Hip Preservation Surgery, 2022. **8**(3): p. 233-239.
61. Nepple, J.J., et al., *Clinical Presentation and Disease Characteristics of Femoroacetabular Impingement Are Sex-Dependent*. Journal of Bone and Joint Surgery, 2014. **96**(20): p. 1683-1689.
62. Raveendran, R., et al., *Population-based prevalence of multiple radiographically-defined hip morphologies: the Johnston County Osteoarthritis Project*. Osteoarthritis and Cartilage, 2018. **26**(1): p. 54-61.
63. Van Berkel, A.C., et al., *Characteristics associated between the incidence of hip osteoarthritis and early hip complaints (CHECK study) within 10 years*. Rheumatology, 2021. **60**(11): p. 5012-5019.
64. Mascarenhas, V.V., et al., *The Lisbon Agreement on Femoroacetabular Impingement Imaging—part 1: overview*. European Radiology, 2020. **30**(10): p. 5281-5297.
65. Tönnis, D., *General Radiography of the Hip Joint, in Congenital Dysplasia and Dislocation of the Hip in Children and Adults*, D. Tönnis, Editor. 1987, Springer Berlin Heidelberg: Berlin, Heidelberg. p. 100-142.
66. Currie, S., et al., *Understanding MRI: Basic MR physics for physicians*. Postgraduate medical journal, 2012. **89**.
67. Link, T.M., B.J. Schwaiger, and A.L. Zhang, *Regional Articular Cartilage Abnormalities of the Hip*. American Journal of Roentgenology, 2015. **205**(3): p. 502-512.

68. Chavhan, G.B., et al., *Principles, Techniques, and Applications of T2*-based MR Imaging and Its Special Applications*. RadioGraphics, 2009. **29**(5): p. 1433-1449.
69. Bittersohl, B., et al., *T2* mapping and delayed gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging in cartilage (dGEMRIC) of glenohumeral cartilage in asymptomatic volunteers at 3 T*. European Radiology, 2013. **23**(5): p. 1367-1374.
70. Xia, Y., *Magic-Angle Effect in Magnetic Resonance Imaging of Articular Cartilage: A Review*. Investigative Radiology, 2000. **35**(10).
71. Bittersohl, B., et al., *Feasibility of T2* mapping for the evaluation of hip joint cartilage at 1.5T using a three-dimensional (3D), gradient-echo (GRE) sequence: a prospective study*. Magn Reson Med, 2009. **62**(4): p. 896-901.
72. Schmitt, B., et al., *Cartilage quality assessment by using glycosaminoglycan chemical exchange saturation transfer and (23)Na MR imaging at 7 T*. Radiology, 2011. **260**(1): p. 257-64.
73. Borthakur, A., et al., *Sodium and T1rho MRI for molecular and diagnostic imaging of articular cartilage*. NMR Biomed, 2006. **19**(7): p. 781-821.
74. Glaser, C., *New techniques for cartilage imaging: T2 relaxation time and diffusion-weighted MR imaging*. Radiol Clin North Am, 2005. **43**(4): p. 641-53, vii.
75. Buchbender, C., et al., *Cartilage quality in rheumatoid arthritis: comparison of T2* mapping, native T1 mapping, dGEMRIC, ΔR1 and value of pre-contrast imaging*. Skeletal Radiology, 2012. **41**(6): p. 685-692.
76. Zilkens, C., et al., *[Delayed gadolinium enhanced MRI of cartilage (dGEMRIC): molecular MRI of hip joint cartilage]*. Orthopade, 2009. **38**(7): p. 591-9.
77. Fraum, T.J., et al., *Gadolinium-based contrast agents: A comprehensive risk assessment*. J Magn Reson Imaging, 2017. **46**(2): p. 338-353.
78. McDonald, R.J., et al., *Gadolinium Deposition in Human Brain Tissues after Contrast-enhanced MR Imaging in Adult Patients without Intracranial Abnormalities*. Radiology, 2017. **285**(2): p. 546-554.
79. BfArM. *Risikoinformationen zu gadoliniumhaltigen Kontrastmitteln: Gadoliniumablagerungen im Gehirn und anderen Geweben*. 2023 15 Feb 2024; Available from: https://www.bfarm.de/SharedDocs/Risikoinformationen/Pharmakovigilanz/DE/RV_STP/g-l/gadolinium-kernspin-neu.html.
80. Duvvuri, U., et al., *T1rho-relaxation in articular cartilage: effects of enzymatic degradation*. Magn Reson Med, 1997. **38**(6): p. 863-7.
81. Weber, P. and H. Gollwitzer, *Behandlungsoptionen bei femoroacetabulärem Impingement-Syndrom und Koxarthrose*. Die Orthopädie, 2022. **51**(6): p. 472-482.
82. Gollwitzer, H., I.J. Banke, and J. Schauwecker, *Hüftarthroskopie*. Der Orthopäde, 2016. **45**(2): p. 183-196.
83. Ramkumar, P.N., et al., *Modern Hip Arthroscopy for FAIS May Delay the Natural History of Osteoarthritis in 25% of Patients: A 12-Year Follow-up Analysis*. Am J Sports Med, 2024. **52**(5): p. 1137-1143.
84. Hanke, M.S., et al., *What MRI Findings Predict Failure 10 Years After Surgery for Femoroacetabular Impingement?* Clin Orthop Relat Res, 2017. **475**(4): p. 1192-1207.
85. Alexander Grimberg, S.K., Jörg Lützner, and M.M. Oliver Melsheimer, Arnd Steinbrück, *EPRD-Jahresbericht 2024*. 2024, EPRD Deutsche Endoprothesenregister gGmbH: <https://www.eprd.de>.

86. Evans, J.T., et al., *How long does a hip replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up.* Lancet, 2019. **393**(10172): p. 647-654.
87. Fickert, S., et al., *Biologische Rekonstruktion lokalisiert vollschichtiger Knorpelschäden des Hüftgelenks: Empfehlungen der Arbeitsgemeinschaft „Klinische Geweberegeneration“ der DGOU und des Hüftkomitees der AGA.* Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie, 2017. **155**(06): p. 670-682.
88. Rakhra, K.S., et al., *Comparison of MRI alpha angle measurement planes in femoroacetabular impingement.* Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(3): p. 660-5.
89. Bittersohl, B., et al., *T2* mapping of hip joint cartilage in various histological grades of degeneration.* Osteoarthritis Cartilage, 2012. **20**(7): p. 653-60.
90. Radha, S., et al., *Best practice guidelines for clinical and radiological assessment of patients with femoroacetabular impingement. Results from the ISHA International Delphi Consensus Project—Phase 2.* Journal of Hip Preservation Surgery, 2024. **11**(1): p. 44-50.
91. Zilkens, C., et al. *Magnetic resonance imaging of hip joint cartilage and labrum.* Orthopedic Review 2011 [cited 3 2]; 9]. Available from: <https://dx.doi.org/10.4081/or.2011.e9>.
92. Locher, S., et al., *[MR-Arthrography with radial sequences for visualization of early hip pathology not visible on plain radiographs].* Z Orthop Ihre Grenzgeb, 2002. **140**(1): p. 52-7.
93. Ito, K., et al., *Femoroacetabular impingement and the cam-effect. A MRI-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset.* J Bone Joint Surg Br, 2001. **83**(2): p. 171-6.
94. Siebenrock, K.A., et al., *Abnormal extension of the femoral head epiphysis as a cause of cam impingement.* Clin Orthop Relat Res, 2004(418): p. 54-60.
95. Beck, M., et al., *Anterior femoroacetabular impingement: part II. Midterm results of surgical treatment.* Clin Orthop Relat Res, 2004(418): p. 67-73.
96. Bittersohl, B., et al., *T2* mapping of acetabular and femoral hip joint cartilage at 3 T: a prospective controlled study.* Invest Radiol, 2012. **47**(7): p. 392-7.
97. Banke, A.-H., *Hüftgelenksarthroskopie - Standardisierter Rundgang und Bildgebung.* 2022, AGA Komitee Hüfte: aga-online.ch.
98. Uhl, M., et al., *Comparison of MR sequences in quantifying in vitro cartilage degeneration in osteoarthritis of the knee.* The British Journal of Radiology, 1998. **71**(843): p. 291-296.
99. Hesper, T., et al., *T2* Mapping of the Hip in Asymptomatic Volunteers with Normal Cartilage Morphology: An Analysis of Regional and Age-Dependent Distribution.* CARTILAGE, 2018. **9**(1): p. 30-37.
100. Ellermann, J., et al., *Acetabular cartilage assessment in patients with femoroacetabular impingement by using T2* mapping with arthroscopic verification.* Radiology, 2014. **271**(2): p. 512-523.
101. Morgan, P., et al., *T2* Mapping Provides Information That Is Statistically Comparable to an Arthroscopic Evaluation of Acetabular Cartilage.* CARTILAGE, 2018. **9**(3): p. 237-240.
102. Bittersohl, B., et al., *Elite Rowers Demonstrate Consistent Patterns of Hip Cartilage Damage Compared With Matched Controls: A T2* Mapping Study.* Clin Orthop Relat Res, 2019. **477**(5): p. 1007-1018.
103. Apprich, S., et al., *Evaluation of articular cartilage in patients with femoroacetabular impingement (FAI) using T2* mapping at different time points at 3.0 Tesla MRI: a feasibility study.* Skeletal Radiol, 2012. **41**(8): p. 987-95.

104. Schmaranzer, F., et al., *Do dGEMRIC and T2 Imaging Correlate With Histologic Cartilage Degeneration in an Experimental Ovine FAI Model?* Clin Orthop Relat Res, 2019. **477**(5): p. 990-1003.
105. Imamura, R., et al., *Ultra-Short Echo Time-MRI T2* Mapping of Articular Cartilage Layers Is Associated with Histological Early Degeneration.* Cartilage, 2025. **16**(1): p. 118-124.
106. Pedoia, V., et al., *Longitudinal study using voxel-based relaxometry: Association between cartilage T(1 ρ) and T(2) and patient reported outcome changes in hip osteoarthritis.* J Magn Reson Imaging, 2017. **45**(5): p. 1523-1533.
107. Gallo, M.C., et al., *T1 ρ and T2 relaxation times are associated with progression of hip osteoarthritis.* Osteoarthritis Cartilage, 2016. **24**(8): p. 1399-407.
108. Castro, M.O., et al., *The Lisbon Agreement on Femoroacetabular Impingement Imaging—part 3: imaging techniques.* European Radiology, 2021. **31**(7): p. 4652-4668.
109. Mohammadi, S., et al., *Artificial intelligence in osteoarthritis detection: A systematic review and meta-analysis.* Osteoarthritis Cartilage, 2024. **32**(3): p. 241-253.
110. Wong, T.T., et al., *UTE T2* cartilage mapping in the hip: a pilot study assessing cartilage in patients with femoroacetabular impingement.* Acta Radiol, 2024. **65**(4): p. 350-358.
111. Marka, A.W., et al., *Deep learning and conventional hip MRI for the detection of labral and cartilage abnormalities using arthroscopy as standard of reference.* European Radiology, 2025.
112. Meier, M.K., et al., *Does the dGEMRIC Index Recover 3 Years After Surgical FAI Correction and an Initial dGEMRIC Decrease at 1-Year Follow-up? A Controlled Prospective Study.* The American Journal of Sports Medicine, 2023. **51**(7): p. 1808-1817.
113. Meier, M.K., et al., *A deep learning approach for automatic 3D segmentation of hip cartilage and labrum from direct hip MR arthrography.* Sci Rep, 2025. **15**(1): p. 4662.
114. Hesper, T., et al., *Automatic Cartilage Segmentation for Delayed Gadolinium-Enhanced Magnetic Resonance Imaging of Hip Joint Cartilage: A Feasibility Study.* CARTILAGE, 2020. **11**(1): p. 32-37.
115. Bugeja, J.M., et al., *Automated volumetric and statistical shape assessment of cam-type morphology of the femoral head-neck region from clinical 3D magnetic resonance images.* Quantitative Imaging in Medicine and Surgery, 2022. **12**(10): p. 4924-4941.
116. Sharafi, A., et al., *Simultaneous bilateral T(1) , T(2) , and T(1 ρ) relaxation mapping of the hip joint with magnetic resonance fingerprinting.* NMR Biomed, 2022. **35**(5): p. e4651.
117. Monga, A., et al., *Simultaneous Bilateral T(1), T(2), and T(1 ρ) Relaxation Mapping of Hip Joint With 3D-MRI Fingerprinting.* J Magn Reson Imaging, 2024.
118. Tolpadi, A.A., et al., *Region of interest-specific loss functions improve T2 quantification with ultrafast T2 mapping MRI sequences in knee, hip and lumbar spine.* Scientific Reports, 2022. **12**(1): p. 22208.
119. Krug, R., et al., *Imaging of the musculoskeletal system in vivo using ultra-high field magnetic resonance at 7 T.* Invest Radiol, 2009. **44**(9): p. 613-8.
120. Lazik-Palm, A., et al., *Morphological and Quantitative 7 T MRI of Hip Cartilage Transplants in Comparison to 3 T-Initial Experiences.* Invest Radiol, 2016. **51**(9): p. 552-9.

Danksagung

Als Mutter zweier Kleinkinder wäre die Fertigstellung dieser Dissertation ohne kontinuierliche Unterstützung meines Umfelds nicht möglich gewesen.

Mein besonderer Dank gilt zunächst der Medical Research School, die mir die Möglichkeit bot, Familie, Beruf und Promotion miteinander zu vereinbaren – eine Voraussetzung, die keineswegs selbstverständlich ist.

Mein herzlicher Dank richtet sich an meine gesamte Familie, die mir in dieser intensiven Zeit den Rücken freigehalten und Freiräume zum Schreiben geschaffen hat. Insbesondere danke ich meinen Eltern, Martina und Hans Neugroda, die auch in schwierigen Zeiten an mich geglaubt und die Grundsteine für meine berufliche Laufbahn gelegt haben – ohne ihre Unterstützung wäre mein Weg mit Sicherheit ein anderer gewesen.

Ich danke meinem Doktorvater, Prof. Dr. Christoph Zilkens, für die anfängliche Idee, das mir entgegengebrachte Vertrauen und die Möglichkeit, dieses Promotionsprojekt über all die Jahre umzusetzen – et hätt lang jewaat, ävver am Ende weed alles joot. Ein besonderer Dank gilt zudem meinem Betreuer, Prof. Dr. Bernd Bittersohl, der mich über viele Jahre hinweg in verschiedenen beruflichen Stationen begleitete – zunächst als Assistenzarzt in meinen ersten Diensten als Gesundheits- und Kinderkrankenpflegerin, später als Oberarzt während meines Medizinstudiums und schließlich als Professor und Chefarzt der Universitätsklinik Bielefeld bis zur Fertigstellung dieser Arbeit. Mit seiner konstanten Ansprechbarkeit, seiner ausgeprägten wissenschaftlichen Leidenschaft und dem Vertrauen in seine Studierenden hat er maßgeblich dazu beigetragen, dass diese Dissertation entstehen und fertiggestellt werden konnte.

Zu guter Letzt gebührt mein größter Dank meinem geliebten Ehemann und besten Freund Torsten Rademske: Du warst in jeder Phase dieser Arbeit eine verlässliche Stütze – durch deine Geduld, dein Verständnis und deine ruhige Art hast du mir geholfen, auch in stressreichen Zeiten den Überblick zu behalten. Du hast mir den nötigen Freiraum verschafft, damit ich mich vollkommen auf diese Dissertation konzentrieren kann. Dein beständiger Glaube und Zuspruch haben entscheidend dazu beigetragen, dass ich diese Arbeit bis zum Ende führen konnte – dafür danke ich dir von Herzen.