

Knorpelbildgebung

Bei über 20% der Patienten mit posttraumatischem Hämarthros werden arthroskopisch osteochondrale Läsionen beschrieben [30]. Knorpeldefekte stellen eine Störung der Gelenkoberflächenkongruenz und damit eine präarthrotische Deformität dar. Verlust von Knorpelsubstanz ist ein wichtiger Faktor bei der Entstehung und gleichzeitig ein diagnostisches Merkmal der Arthrose, die als Volkskrankheit zunehmende sozioökonomische Brisanz und Relevanz zeigt. Dementsprechend steigt das Interesse an und die Verfügbarkeit von Therapieoptionen für chondrale bzw. osteochondrale Läsionen. Lokalisation, Ausdehnung, Schweregrad und Zahl solcher Defekte sind Kriterien für Therapieentscheidungen [1]. Dies unterstreicht die Notwendigkeit einer adäquaten bildgebenden Diagnostik.

Krankheitsbilder und Therapieoptionen

Bildgebendes Verfahren der Wahl zur Knorpelbeurteilung ist die Magnetresonanztomographie (MRT). Dabei liegt das Potenzial der Knorpel-MRT nicht in dem Versuch, Schmerzsymptomatik mit Knorpelschäden zu korrelieren, sondern vielmehr in der Darstellung, Beurteilung und longitudinalen Evaluation von Knorpelalterationen, die behandelt werden können. Über die reine Beurteilung der Knorpelläsion hinaus ist es essenziell, evtl. assoziiert

te Veränderungen anderer Strukturen im Gelenk sowie ggf. pathologische Achsenverhältnisse zu beschreiben. Erst die Erfassung des gesamten Gelenkstatus liefert bei traumatischen wie degenerativen Veränderungen die relevante klinische Information. Prinzipiell wird bei makroskopisch intaktem Knorpel, lediglich kleinen knorpeligen Fissuren oder nur geringer Gelenkflächendepression konservativ, ggf. mit Teillastung, für einige Wochen behandelt. Bei osteochondralen Frakturen mit deutlich alterierter Gelenkoberfläche und größeren abgesprengten Fragmenten bzw. Defekten wird invasiv behandelt, mit dem Ziel, eine stabile, flächendeckende und mechanisch valide Gelenkkongruenz wiederherzustellen.

Operativ stehen neben dem Debridement die direkte Refixierung von Knorpel- bzw. Knorpelknochenflakes mit Fibrinkleber oder (resorbierbaren) Pins innerhalb der ersten Tage posttraumatisch zu Verfügung. Auch bei der Osteochondrosis dissecans (OD) wird bei manifester oder drohender Dissekatablösung eine Refixierung durchgeführt. In Defekten mit einer Flächenausdehnung von ca. 2 cm² Größe wird versucht, durch iatrogene Verletzung der subchondralen Platte (Anbohrung, Mikrofrakturierung) die Bildung von Reparaturgewebe anzuregen [41]. Über Einwanderung mesenchymaler Stammzellen mit Metaplasie zu Fibroblasten bildet sich zunächst fibrovaskuläres Gewebe, das einen Reifungsprozess zu Faserknorpel oder „Hyalin-like-Knorpelgewebe“ durchläuft. Bei Defekten bis zu 4 cm² Fläche wird die

OATS-Plastik eingesetzt [16]. Nach Debridement werden Knochen-Knorpel-Stanzzyylinder aus weniger mechanisch belasteten Gelenkflächenarealen in den Defekt eingebracht. Vorteil der Methode ist eine primär stabile Verankerung der Grafts („Press-fit-Technik“), allerdings ist das zu Verfügung stehende Reparaturmaterial begrenzt. Die autologe Chondrozytentransplantation (ACT) wird für Defekte mit einer Ausdehnung bis zu 12 cm² eingesetzt [25, 33]. In einer 1. Sitzung wird Knorpelmaterial gewonnen, homogenisiert, kultiviert und nach ca. 6 Wochen in einer 2. Sitzung nach Debridement und Deckung des Defekts (z. B. Periostlappen) in den Defekt injiziert.

Nach den bisherigen Erfahrungen dauern die Reifungs- bzw. Remodellingprozesse im reparierten Defekt bis zu 3 Jahre an. Die Erfolgsraten werden am besten für die Femurkondylen, gefolgt von der Patella, und am problematischsten für die Tibia eingeschätzt.

Im weiter fortgeschrittenen Stadium degenerativer Veränderungen bleibt therapeutisch oft lediglich der Gelenkflächen(teil)ersatz. Voraussetzungen für die unikondyläre (in der Regel medial femorotibial) Schlittenprothese sind ein stabiler Kapselbandapparat und ein gut erhaltenes kontralaterales Knorpelkompartiment. Für den Erfolg sämtlicher Reparaturmethoden ist eine adäquate Lastverteilung im Gelenk nötig. Dementsprechend kommen bei deutlichen Achsfehlstellungen (zusätzlich) Korrekturosteotomien zum Einsatz.

Radiologe 2006 · 46:16–25
DOI 10.1007/s00117-005-1287-x
© Springer Medizin Verlag 2005

C. Glaser

Knorpelbildung

Zusammenfassung

Übergeordnetes Therapieziel bei Knorpelschäden ist die Gewährleistung der optimal möglichen Gelenkfunktionalität durch Erhaltung bzw. Wiederherstellung einer stabilen Kongruenz und einer ausgeglichenen mechanischen Belastungssituation im Gelenk. Aufgabe der Magnetresonanztomographier (MRT) ist es, Zahl, Tiefe und flächenhafte Ausdehnung von Knorpelveränderungen und deren Verteilung über die verschiedenen Gelenkkompartimente zu beschreiben.

Für eine adäquate Knorpeldiagnostik in der MRT ist eine hohe räumliche Auflösung bei gutem Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) und gutem Kontrast zum Gelenkbinnenraum und zum subchondralen Kno-

chen nötig. Letzterer ergibt sich bei TSE-Sequenzen für Echozeiten um 30–50 ms. Die Darstellung von Läsionen in mehreren Ebenen erhöht die Treffsicherheit. Kurze Echozeit, hohe Bandbreite und geeignete Wahl der Frequenzkodierrichtung tragen zur Minimierung von Metallartefakten bei.

Moderate T2w-TSE-Sequenzen stellen Binnenveränderungen am Knorpel, subchondrale Knochenmarködem-ähnliche Areale als Hinweis auf etwaige benachbarte Knorpelläsionen und Erguss, der Knorpeldefekte kontrastreich konturiert, sensitiv dar. Die Stärke der T1w-FS/WE-3D-GE-Sequenzen ist ihre hohe räumliche Auflösung, die die graduelle Erfassung von Knorpelerosionen unterstützt.

Kriterien zur Beurteilung der Stabilität bei Osteochondrosis dissecans (OD) sind die Grenzfläche zum umgebenden Knochen, die Integrität der Knorpeloberfläche und assoziierte zystische Veränderungen. Die Treffsicherheit steigt, wenn mehrere Kriterien zusammentreffen, die Prognose ist assoziiert mit der Größe des betroffenen Areals.

Schlüsselwörter

Gelenkfunktionalität · Magnetresonanztomographie (MRT) · Metallartefakte · Stabilität

Imaging of cartilage

Abstract

The motivation for cartilage repair is the preservation of adequate joint motion. Repairing joint surface congruity and providing balanced load bearing are crucial for this. MRI can contribute to this goal by describing number, depth, size, and distribution of cartilage lesions throughout the different joint compartments.

Essential to such a contribution are adequate spatial resolution at a reasonable SNR together with good contrast between both cartilage and the subchondral bone as well as the joint space. For TSE sequences, this is achieved using TEs between 30 and 50 ms. Diagnostic accuracy is optimal when a lesion is depicted in more

than one plane. Short TE, high bandwidth, and the appropriate orientation of the frequency encoding direction contribute to minimizing metal artifacts.

Besides internal alterations of the cartilage's matrix, moderately T2-weighted TSE sequences sensitively depict bone marrow edema such as signal alterations and joint effusion, both contributing to highlight even subtle cartilage lesions. T1-weighted FS/WE 3D GE sequences profit from their high spatial resolution to appreciate gradual erosion of the cartilage.

In OD the interface to the surrounding bone, the integrity of the overlying cartilage, and associated cysts are used to deter-

mine stability. The presence of two or more findings increases diagnostic accuracy. Prognosis is associated with the size of the affected area.

Keywords

Joint motion · Magnetic resonance imaging (MRI) · Metallic artifacts · Stability

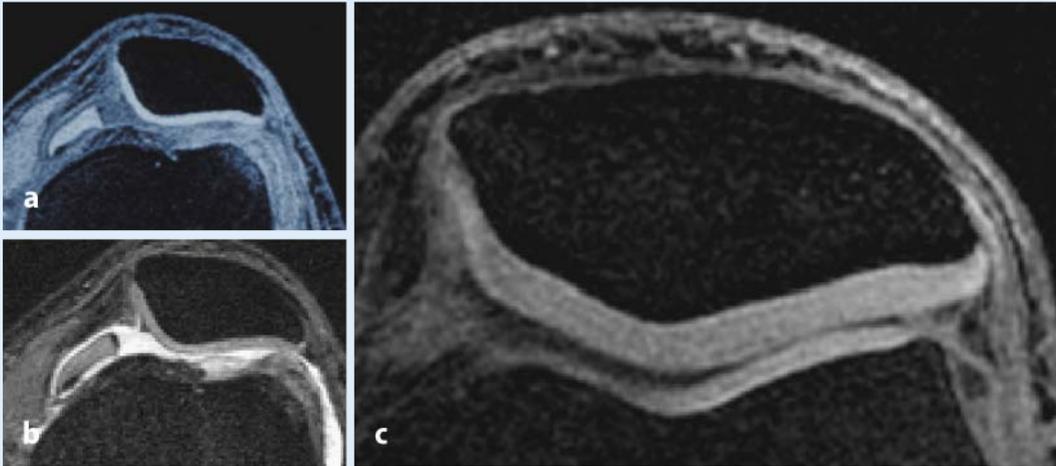


Abb. 1a–c ▲ Sequenzkontrast (a, b) und Trunktionsartefakt (c). Knorpel-Knochen-Flake im medialen Rezessus nach Patellaluxation (a, b). Gute Darstellung der knorpeligen und knöchernen Anteile in beiden Sequenzen (a Flash-WE, b DESS-WE). Angehobene Signalintensität hämorrhagischer Ergussanteile im lateralen Rezessus mit reduziertem Kontrast zum Knorpel in a. Oberflächenparallele Streifenbildung mit alternierend hoher und niedriger Signalintensität im re-topatellaren und trochlearen Knorpel (c), bedingt durch Trunktationseffekte

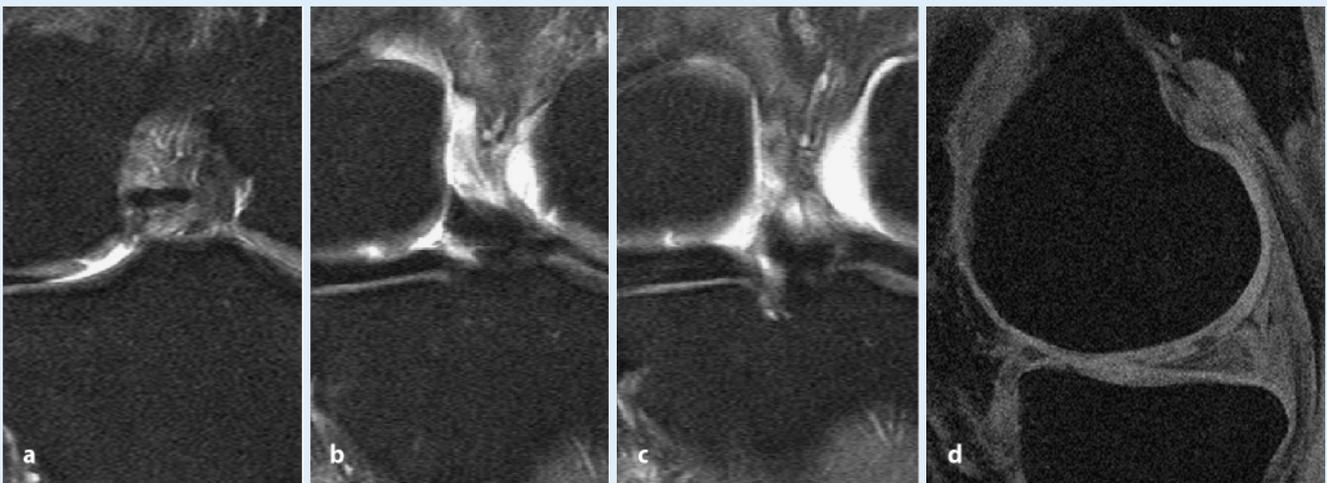


Abb. 2a–d ▲ Knorpelverletzung nach Verdrehtrauma. a–c TSE 3000/31 von anterior nach posterior, d FLASH-WE; komplexer Rissverlauf mit horizontaler und vertikaler Komponente. Die Reflexion dieser rein knorpeligen Läsion kann problematisch sein. Der Läsionsverlauf ist in beiden Sequenzen nachvollziehbar. Er fällt in der TSE-Sequenz wegen des hohen Kontrastes zwischen Flüssigkeit und Knorpel klarer ins Auge, ist jedoch in der WE-Sequenz ebenfalls nachvollziehbar

Osteochondrale Läsionen umfassen ein breites Spektrum zwischen isolierter Kontusion des spongösen Knochens oder Knorpels und Frakturen mit Störung der Gelenkoberflächenintegrität und -kontinuität und/oder der subchondralen Platte. Sie treten meist in (typischer) Kombination mit anderen Verletzungen (VKB-Ruptur oder Patella(sub)luxation) auf. In ca. 70% der Fälle liegt eine kombinierte osteochondrale Läsion vor (■ Abb. 1), in ca. 10% der Fälle wird eine isolierte chondra-

le Läsion gefunden (■ Abb. 2). Ursache sind Scher- oder Rotationskräfte und Impaktierungen an einer Gelenkfläche. Werden sie übersehen, kann dies zudem bei fortgeführter Belastung zur Osteonekrose, Osteochondrosis dissecans und letztlich Arthrose führen (■ Abb. 3).

Je nach Schwere des Traumas sind bei Scherbeanspruchung Knorpel- oder Knorpel-Knochen-Fragmente („Flakes“) abgesprengt, die Reibungs- oder Blockadephänomene verursachen können. Abgespreng-

te Flakes hinterlassen einen entsprechenden Defekt im Gelenkkörper und stellen sich als hypointense Aussparungen im signalreichen Gelenkerguss in T₂/PD-FS-Sequenzen dar. Kleine Fragmente können mit der Zeit von der Synovialflüssigkeit arrodiiert werden, größere werden meist in Recessus (suprapatellar, popliteal) und den abhängigen Gelenkpartien gefunden (■ Abb. 1). Gerade für die Detektion sehr kleiner knöchern abgesprengter

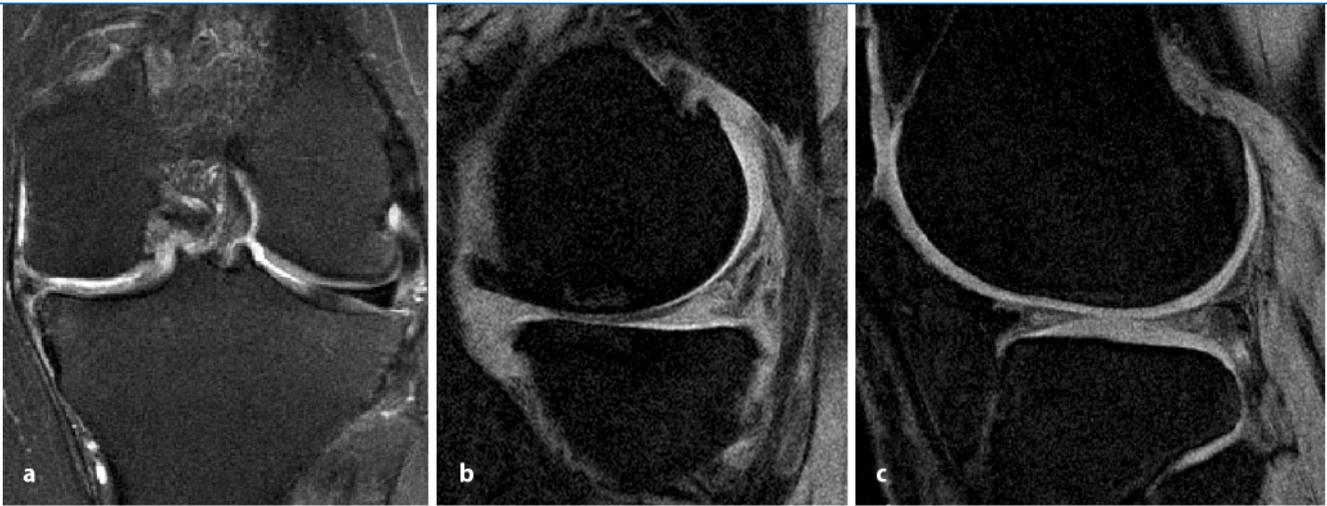


Abb.3a-c ▲ **Medial betonte femorotibiale Arthrose.** Medial Knorpelverlust bis auf den subchondralen Knochen im lasttragenden Anteil (a TSE, b Flash-WE); hochaufgelöste Darstellung in der Flash (b), gute Kontrastierung der defizienten Areale durch Erguss in der TSE (a); begleitende degenerative Meniskusveränderungen; die gut erhaltene laterale femorotibiale Gelenkfläche (c, Flash-WE) ist Voraussetzung für einen unikondylären Gelenkersatz

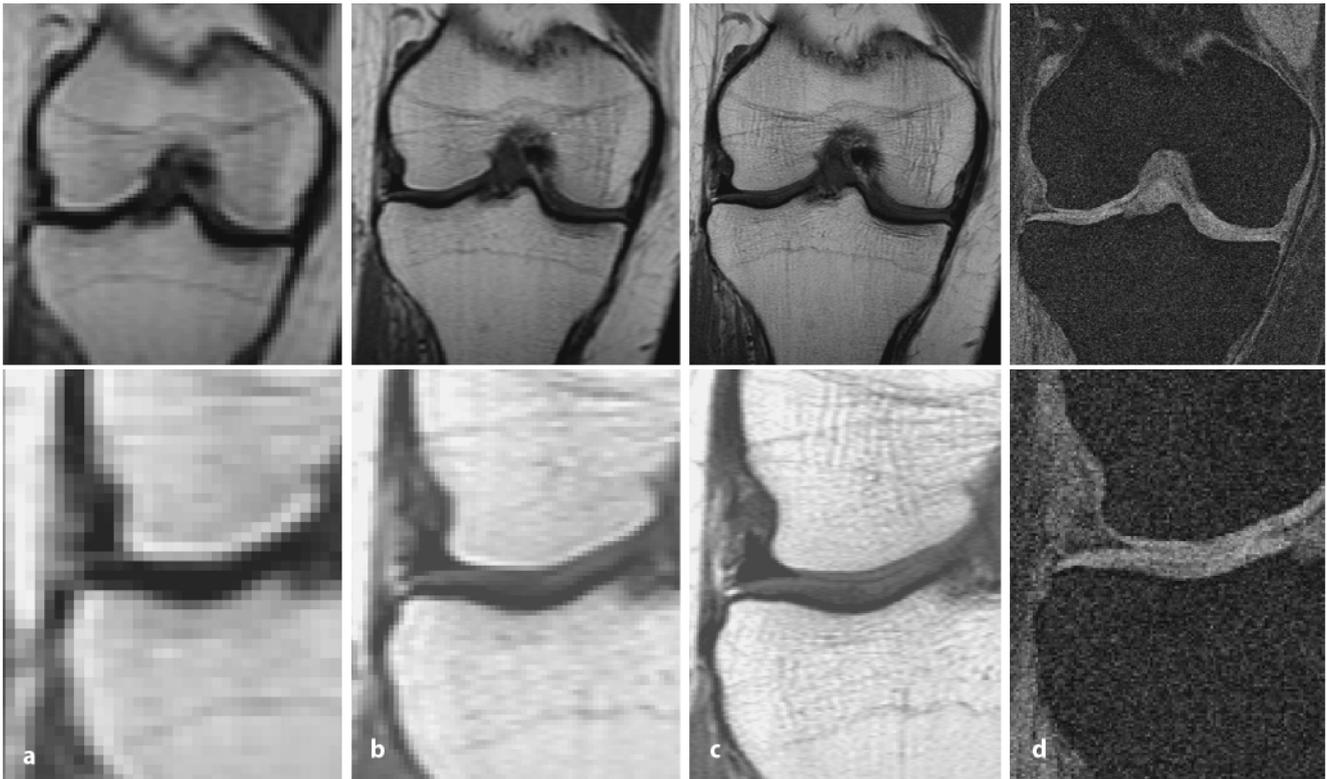


Abb.4a-d ▲ **Chemical-shift-Artefakt.** a-c Das Ausmaß dieser Verschiebung hängt von der Feldstärke-abhängigen Differenz der Resonanzfrequenzen zwischen Fett- und Wasser-assoziierten Protonen und der Bandbreite/Pixel ab. Anhand des in der Infobox genannten Beispiels würde ein fetthaltiges Voxel gegenüber seiner realen Position im Objekt um $220/653 \cong 3$ Pixel verschoben sein. Dieser Effekt tritt im Bild v. a. bei niedriger räumlicher Auflösung (damit großen Abmessungen eines Voxels) störend in Erscheinung und kann die Beurteilung des Knorpels und der subchondralen Platte beeinträchtigen (T1-SE mit Matrixgröße 128, 256, 512 entsprechend 1,2, 0,6, 0,3 mm Voxellänge, Frequenzkodierachse head-to-feet). Abhilfe kann bei geraden, senkrecht zu den Bildachsen orientierten Gelenkflächen das Vertauschen von Frequenz- und phasenkodierender Achse bringen; d durch Fettunterdrückung wird der Effekt eliminiert (T1w-FLASH-WE, Matrix 512). Zusätzlich wird durch die Elimination des (hohen) Fettsignals der Kontrastumfang (Dynamikbereich) für Gewebe mit intermediärer und niedriger Signalintensität erhöht

Infobox

Chemical-shift-Artefakt

Die Ortskodierung entlang der frequenzkodierenden Achse beruht auf der an der jeweiligen Koordinate lokal gemessenen Resonanzfrequenz. Die Zuordnung einer im Objekt gemessenen Resonanzfrequenz zu einer Koordinate im Bild geschieht aufsteigend entlang der frequenzkodierenden Achse in diskreten Schritten, sodass sich benachbarte Voxel um einen bestimmten Frequenzbetrag, die sog. Bandbreite/Pixel (z. B. 65 Hz), unterscheiden. Diese Zuordnung geht von der – vereinfachenden – Annahme aus, dass sämtliche signalgebenden Gewebeelemente die Resonanzfrequenz von wasserassoziierten Protonen aufweisen. Allerdings ist die Resonanzfrequenz von fettassoziierten Protonen niedriger (bei 1,5 T um 220 Hz) als die der wasserassoziierten Protonen. Dementsprechend ist die Koordinate eines fetthaltigen Voxels auf der frequenzkodierenden Achse im Bild kleiner als es der realen Koordinate im Körper entspricht: die Position des fetthaltigen Voxels erscheint im MRT-Bild entgegen der Frequenzkodierrichtung zu kleineren Werten hin verschoben.

Fragmente kann die Multi-Detektor-CT hilfreich sein.

Impaktierungen stellen sich als fokale Depression in der Gelenkkontur (z. B. Femurkondylus bei VKB-Ruptur) dar. Die gezielte Analyse der signalarmen subchondralen Platte als Leitstruktur ist hilfreich, insbesondere bei der Differenzierung zwischen isolierten Knorpelläsionen und Beteiligung der subchondralen Region [3]. Bei Knochenkompaktierung erscheint sie im Vergleich zur Umgebung leicht verdickt sowie etwas unregelmäßig begrenzt. Bei manifester Impression sinkt sie etwas in die Epiphyse ein. Die Depression der Gelenkkontur kann abhängig vom Erhaltungszustand der Knorpelkontinuität sehr abrupt in Form einer scharfen Frakturkante oder nur mit einer leichten Krümmung zur Umgebung abgegrenzt sein. Ein größeres abgesprengtes, jedoch in situ verbliebenes osteochondrales Fragment kann durch eine (im Vergleich zum normalen Fettmark) signalgeminderte (T1w-) bzw. signalgehobene (T2w-Sequenzen) Linie vom umgebenden Knochen demarkiert sein. Durch die meist ausgedehnte „Bone-bruise-Zone“ sind solche Läsionen in der Regel einfach zu diagnostizieren.

Welche prognostische Aussagekraft die in der MRT posttraumatisch nachweisbaren Kontusionsareale haben, ist derzeit nicht umfassend geklärt. Im Fall einer Impaktierung des subchondralen Knochens und bei Signalalterationen im Knorpel sind nach Spindler et al. [40] auch bei erhaltener Knorpelkontinuität arthroskopisch Knorpelschädigungen nachweisbar. Tierexperimentelle Arbeiten weisen auf die Entstehung degenerativer Verände-

rungen in Knorpel unterhalb von posttraumatischen BMPE-Arealen hin [21]. Johnson et al. [19] zeigen histologisch an humanen Ministanzproben im Mittel 7 Wochen posttraumatisch die Entwicklung degenerativer Veränderungen am Gelenkknorpel über der Stelle geographischer bone bruises auf.

Die typische Lokalisation der Osteochondrosis dissecans (OD) als Erkrankung des Jugendlichen ist die Innenseite des medialen Femurkondylus. Sie unterscheidet sich darin von der Osteonekrose des Älteren (Morbus Ahlbäck), die bevorzugt etwas weiter peripher, im lasttragenden Anteil des medialen Femurkondylus auftritt. Für die Therapie ist die Abschätzung der Stabilität des demarkierten osteochondralen Elements wichtig. In der Regel ist in der MRT die Diagnose einer stabilen Situation bei zwar demarkiertem Element, aber durchgängiger Knorpelschicht und homogener Übergangszone zum umgebenden Knochen zuverlässig. Ebenso ist bei kontinuierlich Flüssigkeits-isointensem Signal in der gesamten Grenzzone zum umgebenden Knochen und bei klar defektem Knorpel die Diagnose einer instabilen Situation gut möglich.

Problematisch ist das Übergangsstadium dazwischen mit nur partiell Flüssigkeits-isointensem Saum in der Grenzzone und kleineren Knorpelalterationen. Zystische Veränderungen in oder unterhalb des knöchernen demarkierten Areals weisen ebenfalls auf Instabilität oder drohende Instabilität hin. In einer Serie mit 40 Patienten [8] wurde bei 56% der Patienten mit instabiler OD lediglich eines der oben genannten Zeichen gefunden. O'Connor

et al. [31] konnten die Treffsicherheit der MRT von 45 auf 85% erhöhen, wenn die Kombination von Flüssigkeit-isointenser Linie und Knorpeldiskontinuität als Vorhersagekriterium für Instabilität genutzt wurde [31]. Die Prognose bei konservativer Behandlung ist mit der Größe des Defektareals assoziiert, als Cut-off-Wert für eine gute Prognose wurde in einer Serie von 14 Patienten eine flächenhafte Ausdehnung von 160 mm² angegeben [9].

Ein makroskopisch fassbarer Verlust an Knorpelmasse bei Arthrose, sei es als diffuse Ausdünnung oder als umschriebene Knorpeldefekte, stellt bereits ein spätes und irreversibles Stadium der Knorpelschädigung dar, in dem derzeit allenfalls eine Defektheilung zu erwarten ist. Der Wert der MRT liegt in der (vergleichen) Beurteilung der verschiedenen Kniegelenkkompartimente, sodass Informationen zur Differenzierung bzgl. unikondylärer Prothese oder Totalendoprothese verfügbar werden (■ **Abb. 3**). Obwohl mit einzelnen Techniken (z. B. durch das Magic-angle-Experiment, T₂-Relaxationszeitmessung, Magnetisierungs-Transfer-Kontrast, KM-verstärkte Proteoglykanbildung) Rückschlüsse auf die Binnenarchitektur des Knorpels (bei noch intakter Oberfläche) gezogen werden können, ist dies derzeit in der klinischen Routinebildgebung nicht zuverlässig möglich.

Technische Aspekte

Angesichts der kleinen anatomischen Ausdehnung des Knorpels und der kurzen T₂-Relaxationszeiten der komplexen Knorpelmatrix steht bei der MRT-Bildgebung die Erzielung einer hohen Auflösung und eines guten Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR) ganz im Vordergrund. Die technischen Voraussetzungen dazu stellt die Weiterentwicklung leistungsstarker Gradientensysteme, dedizierter, neuerdings auch Mehrelementspulen und nicht zuletzt von MR-Sequenzen innerhalb der letzten 10 Jahre bereit.

Eine grobe, orientierende Mitbeurteilung des Knorpels kann auf T₁w- und T₂w- (Turbo-)Spinecho- (TSE-)Sequenzen erfolgen. Sie ist in ihrer Aussagekraft jedoch deutlich limitiert, da kein ausreichender Kontrast zwischen Knorpel und Gelenkflüssigkeit besteht (T₁w-SE) und

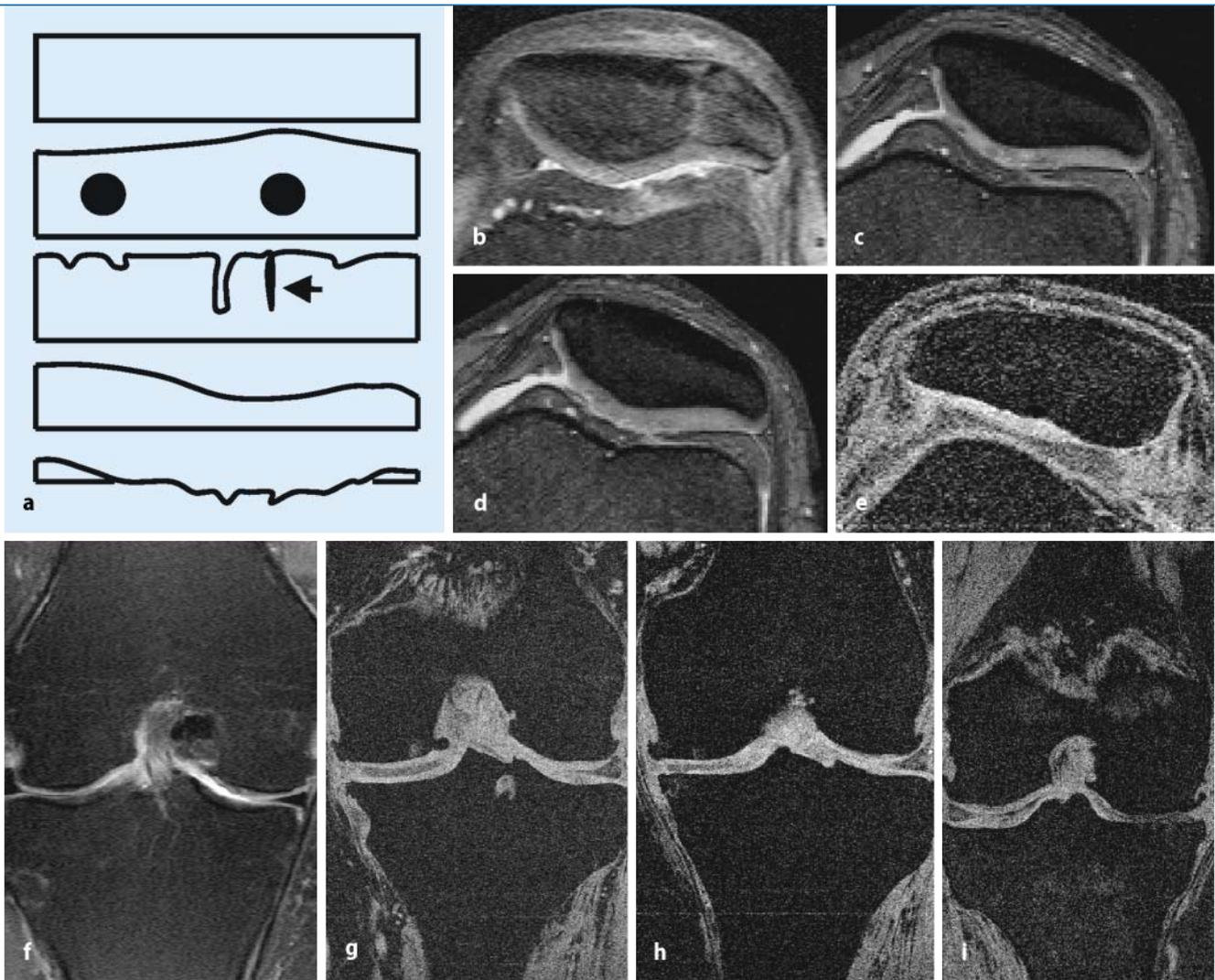


Abb. 5a-i ▲ Gradingskala und Beispiele von Knorpelläsionen. a Schematische Darstellung, b-i Beispiele für verschiedene Läsionsgrade; b intakter Knorpel bei Patella bipartita als Zufallsbefund (TSE 3000/31); c, d Chondromalacia patellae Grad 1 bzw. 2 mit rein intrakartilaginären Signalveränderungen bei glatt erhaltener Knorpeloberfläche (c) bzw. zusätzlich diskreten Unregelmäßigkeiten an der Knorpeloberfläche, die durch die signalintense Gelenkflüssigkeit gut konturiert werden (d), 35-jähriger Hobbyradfahrer (TSE 3000/45); e deutlich reduzierte Knorpeldicke (max. 3 mm) bei 25-jähriger Patientin mit Dysplasie femoropatellar (Flash-WE 18/7/20); f-i zunehmender Knorpelverlust von weniger (f, g) bzw. mehr (h) als der halben Knorpeldicke (Referenz: benachbarter intakter Knorpel) und Erosion des subchondralen Knochens (i), 65-, 67-, 61-, 68-jährige Patientinnen mit Gonarthrose (fTSE 3000/31, g-i FLASH-WE 18/7/20). Deutliche, diagnostisch verwertbare Kontrastierung der unregelmäßigen Oberfläche des ausgedünnten Knorpels durch den signalintensiven Erguss in der TSE-Sequenz (f); das gegenseitige Kompartiment ist jeweils noch gut erhalten

die Differenzierung zwischen tieferen Knorpelzonen und Knochen problematisch ist (T2w-TSE). Zudem beeinträchtigen Chemical-shift-Artefakte (Abb. 4) die korrekte Darstellung der subchondralen Grenzplatte und des Knorpels, sodass letztlich nur fettunterdrückte Sequenzen für die Knorpelbeurteilung empfohlen werden können (Infobox).

Die beiden derzeit für die Knorpelbeurteilung in der Routinediagnostik am um-

fassendsten evaluierten Sequenzgruppen sind moderat T2w-FS-TSE-Sequenzen [4, 5] und T1w-FS/WE-3D-Gradientenecho-(GE-)Sequenzen [10, 11, 34, 35]. Je nach Sequenztyp, Schicht- bzw. Partitionszahl und Auflösung (Matrixgröße) liegen die Messzeiten zwischen 4 und 7 min.

Für die moderat T2w-FS-TSE-Sequenzen wird bei 1,5 T (CP-Kniespule) eine Auflösung von 3- bis 4-mal $0,6 \times 0,3$ bzw. $0,4 \times 0,5^2$ (bei symmetrischer Akquisitionsma-

trix) mm^3 erreicht. Diese Sequenzen profitieren vom hohen Signal der Gelenkflüssigkeit, die den Knorpel im Sinne eines „arthrographischen Effekts“ [39] konturiert und so Unregelmäßigkeiten der Knorpeloberfläche und insbesondere fokale Defekte herausarbeiten kann. Die Signalintensität des Knorpels ist an seiner Oberfläche intermediär und nimmt entsprechend dem Abfall der T2-Zeiten von der Knorpeloberfläche zum subchondralen Knochen

Tabelle 1

Befundrelevante Aspekte bei der Knorpelbeurteilung in der MRT

Fokaler Defekt	Flächenhafte Ausdehnung, Tiefe (relativ zu umgebendem Knorpel) Isoliert, multipel, betroffene Kompartimente Rein chondral, osteochondral Begleitende Arthrose Stabilitätsbeurteilung bei OD: Interface, Zysten, Knorpel
Diffuse Ausdünnung	Betroffene Kompartimente, weniger stark betroffene Kompartimente, Menisci, Kapsel-Band-Apparat
Achsenverhältnisse	

hin ab. Ein relevantes Signal lässt sich lediglich aus dem nichtkalzifizierten Knorpel gewinnen. Bei Verwendung von Echozeiten (TE) bis zu 50/60 ms ist die Abgrenzung der tieferen Knorpelzonen von der subchondralen Grenzplatte in der Regel gut möglich, bei längeren TE wird sie wegen der kurzen T₂-Relaxationszeit in der Tiefe des Knorpels problematisch. Die moderat T₂w-FS-TSE-Sequenzen stellen Binnenveränderungen der Knorpelmatrix vergleichsweise kontrastreich dar. Die Erfassung subchondraler Areale mit knochenmarködémähnlicher (BMEP-)Signalgebung ist zudem sehr hilfreich für die Suche nach und Detektion von – u. U. kleineren – benachbarten Knorpelläsionen.

Die sog. Restoretechnik bei TSE-Sequenzen bezieht sich auf das Umklappen von evtl. am Ende eines Sequenzdurchgangs noch verbliebener Quermagnetisierung in die z-Achse. Letztlich ergibt sich dadurch die Möglichkeit zur Verkürzung der Repetitionszeit (TR), für die dann die Zahl der akquirierten Schichten der bestimmende Faktor ist.

Demgegenüber liegt die Stärke der T₁w-FS/WE-3D-GE-Sequenzen in der mit ihnen erreichbaren hohen räumlichen Auflösung, die bei 1,5 T bis zu 1,5×0,3×0,3 mm³ betragen kann. Hier profitiert die Sequenz vom inhärent besseren SNR als 3D-Sequenz [34, 42] und den kurzen TE. Durch die Einführung binomialer Pulsschemata in GE-Sequenzen zur fettunterdrückten Bildgebung [14, 17] wurde die Messzeit um bis zu 40% gegenüber konventionell fettvorgesättigten Sequenzen reduziert und die Anwendung von 5122 Matrizen ermöglicht. Die Knorpelmatrix wird in der Regel (TR 20–50 ms, TE 7–12 ms, FW 20–30°) über den gesamten Querschnitt homogen hyperintens dargestellt. Auch die basalen Zonen werden gut erfasst und sind einfach

gegen die subchondrale Platte abgrenzbar. Vor allem bei proteinreichem Erguss kann jedoch die exakte Abgrenzung der Oberfläche schwierig sein, und die Sequenz ist wenig sensitiv gegenüber Binnenveränderungen der Matrix. Die Abgrenzung von synovialen Proliferationen ist nur bei i.v. Gd-Gabe zuverlässig [32]. Demgegenüber unterstützt die hohe Auflösung die Erfassung eines graduellen Knorpeldickenverlustes. Die T₁-Wichtung unterstützt die Anwendung von Kontrastmittel.

Unabhängig vom Sequenztyp berichten Anwender übereinstimmend über einen schärferen Bilddetaileindruck bei symmetrischer Akquisitionsmatrix. Eine systematische Evaluation bzgl. Läsionsdetektion und -grading im Vergleich zur asymmetrischen 512×256-Matrix liegt in der Literatur bisher nicht vor. Die Verwendung von Mehrelementspulen erbringt eine Verbesserung des SNR. Bei Testmessungen mit einer Achtkanalniespule ergab sich im Vergleich zu einer CP-Einkanalniespule ein Verbesserungsfaktor von ca. 2,5. Dies kann in höhere Auflösung und/oder Messzeitreduktion (Reduktion SNR um den Faktor 1/√2 bei IPAT-Faktor 2) umgesetzt werden [36]. Bei Auslegung der Mehrkanalspulen als reine Empfangsspulen ist auf die Anpassung der Phasenkodierrichtung und ggf. Hochlagerung des kontralateralen Knies zur Vermeidung von Einfaltungsartefakten zu achten.

Zur Minimierung von Metallartefakten tragen die Verwendung von (T)SE-Sequenzen mit kürzerer Echozeit und hoher Bandbreite bei. Die geeignete Wahl der Frequenzkodierrichtung kann die Auswirkungen der metallinduzierten örtlichen Fehlkodierung auf interessierende Bildbereiche reduzieren [43]. So kann z. B. bei tibial eingebrachtem Schraubenmaterial (bei einem Abstand von ca. 1,5 zum Plateau,

1,5 T) durchaus der tibiale Knorpel beurteilt werden, wenn die Frequenzkodierachse nicht „head-to-feet“ gewählt ist.

Grading und Detektion von Läsionen

Die diagnostischen Kriterien der verschiedenen MRT-Klassifikationsschemata für Knorpelläsionen sind im Wesentlichen der Arthroskopie entlehnt. Sie umfassen rein intrakartilaginäre Signalintensitätsalterationen und eine fokale Knorpelschwelung bei erhaltener Oberfläche, Spaltbildungen und leichte Oberflächenunregelmäßigkeiten sowie eine graduelle Dickenreduktion (fokal als Defekt oder diffus), die in Intervallen von 1/3 oder 1/2 der Knorpelgesamthöhe angegeben werden, und letztlich die Freilegung und Arrosion des subchondralen Knochens. Neben der Tiefenausdehnung der Läsionen werden ihre flächenhafte Ausdehnung und die betroffenen Kompartimente angegeben (■ Abb. 5, ■ Tabelle 1).

Regionale Schwankungen der Signalintensität des Knorpels können Probleme bei der Graduierung bereiten. Ihre Deutung ist problematisch, da nach wie vor nicht unumstritten klar ist, ob sie auf der Basis der lokalen Architektur des Knorpels oder durch orientierungsabhängige Effekte wie z. B. den „Magic-angle-Effekt“ entstehen [15, 20, 26, 44]. Insbesondere die posterioren Drittel der Femurkondylen sind in der Befundung zurückhaltend zu werten (■ Abb. 6). Die apparente Ausdehnung und der Kontrast von Läsionen zu Gelenkflüssigkeit bzw. umgebendem Knorpel hängen dabei stark von der gewählten Sequenz bzw. den Sequenzparametern ab, bei der TSE-Sequenz insbesondere von der Echozeit (■ Abb. 7). Ein optimaler Kontrast scheint sich für Echozeiten zwischen 30 und 50 ms darzustellen. Allerdings ist dazu eine systematische Evaluation nicht verfügbar, die vorhandenen Literaturstellen [4, 5, 11] zur Evaluation der Treffsicherheit von TSE-Sequenzen verwenden Echozeiten um 80 ms. Als Orientierungswert wird von der AG MSK-Bildgebung der DRG eine Echozeit von ca. 45 ms empfohlen.

Bei der Verwendung von GE-Sequenzen mit 256 Matrix wurde von einigen Autoren eine dreischichtige Architektur im Knorpel beschrieben und als Trunktations-

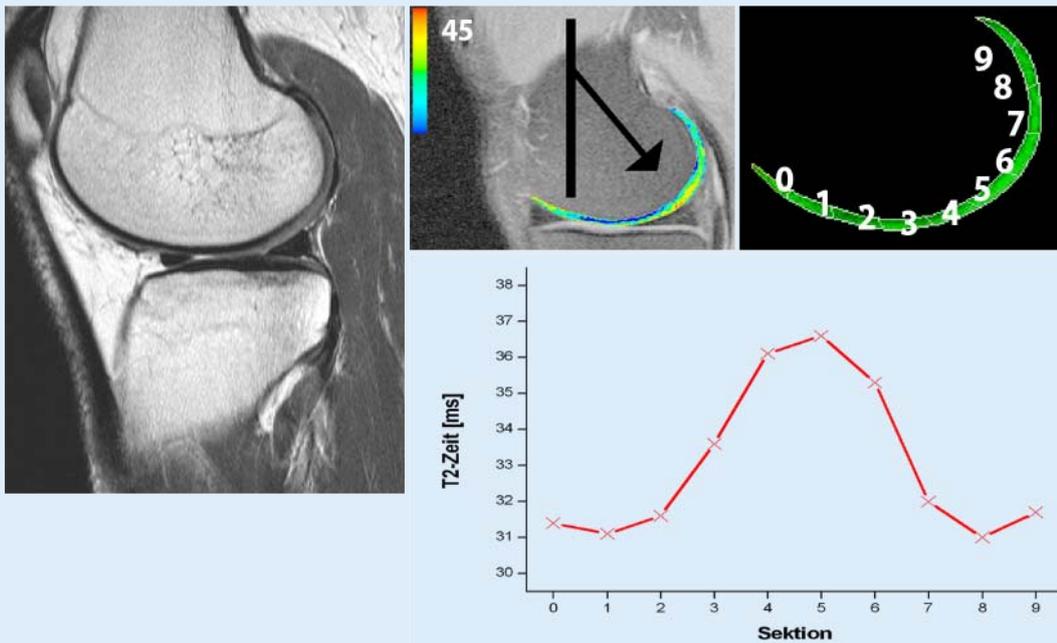


Abb.6 ▲ Regional erhöhte Signalintensität am hinteren Drittel des Femurkondylus; Deutungsversuch mit dem Magic-angle-Effekt. In Regionen mit stark anisotroper Ausrichtung der Kollagenfasern (oberflächennahe 10–20% und knochen nahe 40–60%) kommt es zu einer Verlängerung der T2-Relaxation und damit zu einer erhöhten apparenten Signalintensität (bei gegebener TE). Das Phänomen ist abhängig von der Orientierung der Kollagenfasern zum Hauptmagnetfeld. Es ist maximal bei einem Winkel von 55° zwischen B_0 und Faserlängsverlauf und minimal bei Orientierung der Fasern parallel bzw. senkrecht zu B_0

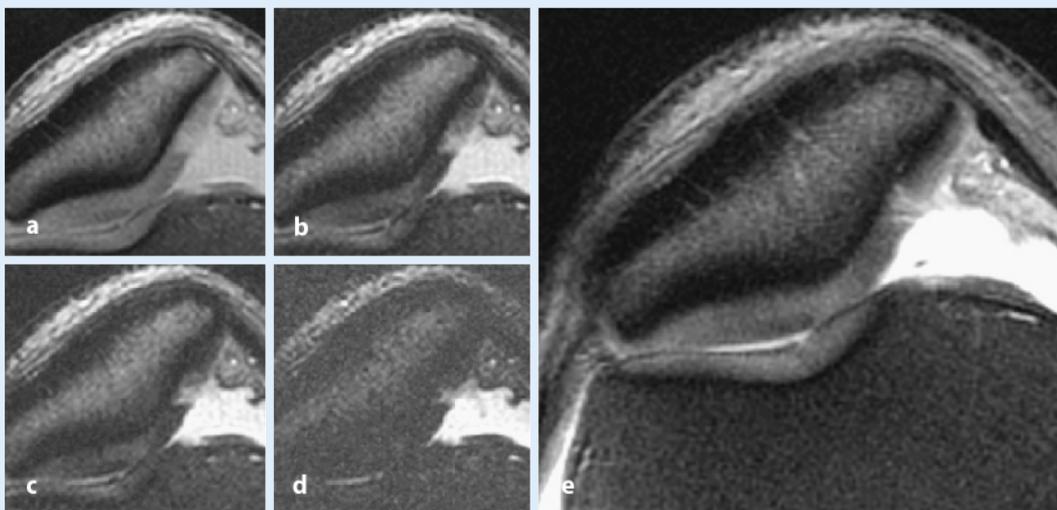


Abb.7a–e ▲ Apparente Größe und Kontrast einer posttraumatischen Knorpelläsion zu Erguss und umgebendem Knorpel in Abhängigkeit von der Echozeit. Die Läsion zeigt eine im Vergleich zum umgebenden Knorpel höhere Signalintensität (verlängerte T2-Zeit). a Bei kurzer TE (13 ms) schlechter Kontrast Läsion-Erguss; b–d mit zunehmender Echozeit (40, 53, 93 ms) verbessert sich der Kontrast zwischen Läsion und Erguss und zwischen Läsion und umgebendem Knorpel. Allerdings verringert sich die apparente Ausdehnung der Läsion bei langen TE deutlich. Beachte auch die zunehmend schlechtere Abgrenzung der tieferen Knorpelschichten von der subchondralen Platte bei langen TE; e hochaufgelöste Darstellung mit intermediärer TE (37 ms)

effekt gedeutet [7, 12, 13]. Dieser beruht auf Verwendung lediglich der 1. Elemente der Fourier-Reihe bei der Umrechnung (Fourier-Transformation) der K-Raum- zu Bild-daten und tritt an Gewebestreifen, die an beiden Seiten einen hohen Kontrast zu den angrenzenden Geweben zeigen (z. B. fettsupprimierter sc. Knochen-Knorpel-Gelenkbinnenraum) auf. Der Effekt führt im Knorpel zu Streifenbildung parallel zu den Grenzflächen mit alternierend hoher und niedriger Signalintensität und kann nicht als Ausdruck der morphologischen zonalen Architektur des Knorpels gedeutet werden (■ **Abb. 1**). Er kommt bei grober Auflösung stärker zum Tragen und ist maximal bei einem Verhältnis von lokaler Knorpeldicke zu Pixelgröße von 4.

Detektionsprobleme

Angesichts der derzeit möglichen Auflösung von bestenfalls $1,5 \times 0,3 \times 0,3 \text{ mm}^3$ ist klar, dass die Diagnostik oberflächlicher Fibrillationen (Demaskierung von Kollagenfasern), kleiner Defekte und Fissuren nicht zuverlässig möglich ist. Link et al. [22] und Rubenstein et al. [37] illustrieren eindrucksvoll die Bedeutung hoher räumlicher Auflösung und gutem S/CNR für eine korrekte geometrische Darstellung kleiner Knorpelläsionen (falsche Beurteilung in bis zu 2/3 der Fälle). Beim heutigen Stand der Technik sollten Läsionen über 0,9 mm Ausdehnung und in der Größenordnung von 1/4 bis 1/3 der Gesamtknorpeldicke bzw. des Doppelten der gegebenen Auflösung zuverlässig detektierbar sein [4, 5, 6, 11, 22, 23, 24, 28, 34, 35, 37]. Im direkten Vergleich (■ **Abb. 2**) scheinen gut aufgelöste moderat PDw-FS-TSE-Sequenzen wegen ihres besseren Kontrasts an der Knorpeloberfläche bzgl. der Detektion kleinerer Läsionen Vorteile aufzuweisen [27].

Generell können in sagittaler Schichtführung alle Knorpelkompartimente beurteilt werden. Für die Osteochondrosis dissecans ist die koronare Schichtführung hilfreich, da sie die Anatomie im Bereich des Sulcus intercondylaris übersichtlicher darstellt. Bei Verdacht auf eine Ossifikationsstörung [29] wiederum bietet die sagittale Schichtführung einen guten Überblick über die meist posterior am Femurkondylus gelegenen Veränderungen. Die beste Beurteilung des Femoropatellarge-

lenks bietet die axiale Schichtführung. Sowohl (post)traumatisch als auch bei chronischem Schmerz sind Läsionen der Trochlea nicht selten. Sie sollten und können mit der MRT in der Regel gut evaluiert werden [2, 18]. Insbesondere die Darstellung der Läsion in mehreren Ebenen erhöht nach Bredella et al. [4] die Treffsicherheit deutlich. Bone-bruise-artige Veränderungen – sei es posttraumatisch oder als Reaktion auf eine mittelfristig veränderte mechanische Belastungssituation [38] – und Ergussbildung sind wertvolle indirekte diagnostische Zeichen, die oft erst die Aufmerksamkeit auf kleine, wenig ins Auge fallende (osteochondrale Läsionen lenken.

Fazit für die Praxis

Die MRT kann mit der (vergleichenden) Beurteilung aller Kniegelenkkompartimente Informationen zur differenzierten Therapieplanung verfügbar machen. Bei Verwendung dedizierter Spulen kann am Hochfeldgerät bei adäquatem SNR eine Auflösung von $3,5 \times 0,5 (0,4) \times 0,5 \text{ mm}^3$ erreicht werden. Läsionen, deren Größe um das Doppelte der räumlichen Auflösung liegt, sollten gut diagnostiziert werden können. Bei der Evaluation von Knorpelläsionen profitieren moderat T2w-TSE-Sequenzen (TE 30–50 ms) von ihrem hohen Kontrast.

Korrespondierender Autor

Dr. C. Glaser

Institut für Klinische Radiologie, Klinikum Großhadern der Ludwig-Maximilians-Universität, Marchioninistr. 15, 81377 München
E-Mail: christian.glaser@med.uni-muenchen.de

Interessenkonflikt: Es besteht kein Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor versichert, dass keine Verbindungen mit einer Firma, deren Produkt in dem Artikel genannt ist, oder einer Firma, die ein Konkurrenzprodukt vertreibt, bestehen. Die Präsentation des Themas ist unabhängig und die Darstellung der Inhalte produktneutral.

Literatur

1. Azer NM, Winalski CS, Minas T (2004) MR imaging for surgical planning and postoperative assessment in early osteoarthritis. *Radiol Clin North Am* 42(1):43–60

2. Boegard TL, Rudling O, Petersson IF, Jonsson K (2003) Distribution of MR-detected cartilage defects of the patellofemoral joint in chronic knee pain. *Osteoarthritis Cartil* 11(7):494–498
3. Bohndorf K (1999) Imaging of acute injuries of the articular surfaces (chondral, osteochondral and subchondral fractures). *Skeletal Radiol* 28(10):545–560
4. Bredella MA, Tirman PF, Peterfy CG, Zarlingo M, Feller JF, Bost FW, Belzer JP, Wischer TK, Genant HK (1999) Accuracy of T2-weighted fast spin-echo MR imaging with fat saturation in detecting cartilage defects in the knee: comparison with arthroscopy in 130 patients. *AJR Am J Roentgenol* 172(4):1073–1080
5. Broderick LS, Turner DA, Renfrew DL, Schnitzer TJ, Huff JP, Harris C (1994) Severity of articular cartilage abnormality in patients with osteoarthritis: evaluation with fast spin-echo MR vs arthroscopy. *AJR Am J Roentgenol* 162(1):99–103
6. Brossmann J, Frank L, Resnick D (1997) Detection of cartilage lesions with fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-echo MR imaging. *AJR Am J Roentgenol* 169(3):910–911
7. Czervionke LF, Daniels DL (1988) Cervical spine anatomy and pathologic processes. Applications of new MR imaging techniques. *Radiol Clin North Am* 26(5):921–947
8. De Smet AA, Ilahi OA, Graf BK (1996) Reassessment of the MR criteria for stability of osteochondritis dissecans in the knee and ankle. *Skeletal Radiol* 25(2):159–163
9. De Smet AA, Ilahi OA, Graf BK (1997) Untreated osteochondritis dissecans of the femoral condyles: prediction of patient outcome using radiographic and MR findings. *Skeletal Radiol* 26(8):463–467
10. Disler DG, McCauley TR, Wirth CR, Fuchs MD (1995) Detection of knee hyaline cartilage defects using fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-echo MR imaging: comparison with standard MR imaging and correlation with arthroscopy. *AJR Am J Roentgenol* 165(2):377–382
11. Disler DG, McCauley TR, Kelman CG, Fuchs MD, Ratner LM, Wirth CR, Hospodar PP (1996) Fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-echo MR imaging of hyaline cartilage defects in the knee: comparison with standard MR imaging and arthroscopy. *AJR Am J Roentgenol* 167(1):127–132
12. Erickson SJ, Waldschmidt JG, Czervionke LF, Prost RW (1996) Hyaline cartilage: truncation artifact as a cause of trilaminar appearance with fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-recalled sequences. *Radiology* 201(1):260–264
13. Frank LR, Brossmann J, Buxton RB, Resnick D (1997) MR imaging truncation artifacts can create a false laminar appearance in cartilage. *AJR Am J Roentgenol* 168(2):547–554
14. Glaser C, Faber S, Eckstein F, Fischer H, Springer V, Heudorfer L, Stammberger T, Englmeier KH, Reiser M (2001) Optimization and validation of a rapid high-resolution T1w 3D FLASH water excitation MRI sequence for the quantitative assessment of articular cartilage volume and thickness. *Magn Reson Imaging* 19(2):177–185
15. Goodwin DW, Dunn JF (2002) MR imaging and T2 mapping of femoral cartilage. *AJR Am J Roentgenol* 178(6):1568–1569
16. Hangody L, Rathonyi GK, Duska Z, Vasarhelyi G, Fules P, Modis L (2004) Autologous osteochondral mosaicplasty. Surgical technique. *J Bone Joint Surg [Am]* 86-A [Suppl 1]:65–72

17. Hardy PA, Recht MP, Piraino DW (1998) Fat suppressed MRI of articular cartilage with a spatial-spectral excitation pulse. *J Magn Reson Imaging* 8(6):1279–1287
18. Huegeli RW, Moelleken SM, Stork A, Bonel HM, Bredella MA, Meckel S, Genant HK, Tirman PF (2005) MR imaging of post-traumatic articular cartilage injuries confined to the femoral trochlea. Arthroscopic correlation and clinical significance. *Eur J Radiol* 53(1):90–95
19. Johnson DL, Urban WP Jr, Caborn DN, Vanarthos WJ, Carlson CS (1998) Articular cartilage changes seen with magnetic resonance imaging-detected bone bruises associated with acute anterior cruciate ligament rupture. *Am J Sports Med* 26(3):409–414
20. Kneeland JB (2001) Articular cartilage and the magic angle effect. *AJR Am J Roentgenol* 177(3):671–672
21. Lahm A, Uhl M, Erggelet C, Haberstroh J, Mrosek E (2004) Articular cartilage degeneration after acute subchondral bone damage: an experimental study in dogs with histopathological grading. *Acta Orthop Scand* 75(6):762–767
22. Link TM, Majumdar S, Peterfy C, Daldrup HE, Uffmann M, Dowling C, Steinbach L, Genant HK (1998) High resolution MRI of small joints: impact of spatial resolution on diagnostic performance and SNR. *Magn Reson Imaging* 16(2):147–155
23. McCauley TR (2002) MR imaging of chondral and osteochondral injuries of the knee. *Radiol Clin North Am* 40(5):1095–1107
24. McCauley TR, Disler DG (1998) MR imaging of articular cartilage. *Radiology* 209(3):629–640
25. Minas T, Chiu R (2000) Autologous chondrocyte implantation. *Am J Knee Surg* 13(1):41–50
26. Mlynarik V (2002) Magic angle effect in articular cartilage. *AJR Am J Roentgenol* 178(5):1287
27. Mohr A (2003) The value of water-excitation 3D FLASH and fat-saturated PDw TSE MR imaging for detecting and grading articular cartilage lesions of the knee. *Skeletal Radiol* 32(7):396–402, Epub 2003 Apr 26
28. Mosher TJ, Pruett SW (1999) Magnetic resonance imaging of superficial cartilage lesions: role of contrast in lesion detection. *J Magn Reson Imaging* 10(2):178–182
29. Nawata K, Teshima R, Morio Y, Hagino H (1999) Anomalies of ossification in the posterolateral femoral condyle: assessment by MRI. *Pediatr Radiol* 29(10):781–784
30. Noyes FR, Stabler CL (1989) A system for grading articular cartilage lesions at arthroscopy. *Am J Sports Med*;17(4):505–513
31. O'Connor MA, Palaniappan M, Khan N, Bruce CE (2002) Osteochondritis dissecans of the knee in children. A comparison of MRI and arthroscopic findings. *J Bone Joint Surg [Br]* 84(2):258–262
32. Peterfy CG, Majumdar S, Lang P, van Dijke CF, Sack K, Genant HK (1994) MR imaging of the arthritic knee: improved discrimination of cartilage, synovium, and effusion with pulsed saturation transfer and fat-suppressed T1-weighted sequences. *Radiology* 191(2):413–419
33. Peterson L, Minas T, Brittberg M, Nilsson A, Sjogren-Jansson E, Lindahl A (2000) Two- to 9-year outcome after autologous chondrocyte transplantation of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 374:212–234
34. Recht MP, Kramer J, Marcellis S, Pathria MN, Trudell D, Haghghi P, Sartoris DJ, Resnick D (1993) Abnormalities of articular cartilage in the knee: analysis of available MR techniques. *Radiology* 187(2):473–478
35. Recht MP, Piraino DW, Paletta GA, Schils JP, Belhobek GH (1996) Accuracy of fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-echo FLASH MR imaging in the detection of patellofemoral articular cartilage abnormalities. *Radiology* 198(1):209–212
36. Romaneehsen B, Oberholzer K, Muller LP, Kreitner KF (2003) Rapid musculoskeletal magnetic resonance imaging using integrated parallel acquisition techniques (IPAT) – initial experiences. *Rofo* 175(9):1193–1197
37. Rubenstein JD, Li JG, Majumdar S, Henkelman RM (1997) Image resolution and signal-to-noise ratio requirements for MR imaging of degenerative cartilage. *AJR Am J Roentgenol* 169(4):1089–1096
38. Schweitzer ME, White LM (1996) Does altered biomechanics cause marrow edema? *Radiology* 198(3):851–853
39. Speer KP, Spritzer CE, Goldner JL, Garrett WE Jr (1991) Magnetic resonance imaging of traumatic knee articular cartilage injuries. *Am J Sports Med* 19(4):396–402
40. Spindler KP, Schils JP, Bergfeld JA, Andrich JT, Weiker GG, Anderson TE, Piraino DW, Richmond BJ, Medendorp SV (1993) Prospective study of osseous, articular, and meniscal lesions in recent anterior cruciate ligament tears by magnetic resonance imaging and arthroscopy. *Am J Sports Med* 21(4):551–557
41. Steadman JR, Rodkey WG, Rodrigo JJ (2001) Microfracture: surgical technique and rehabilitation to treat chondral defects. *Clin Orthop Relat Res* 391 [Suppl]:S362–369
42. Tervonen O, Dietz MJ, Carmichael SW, Ehman RL (1993) MR imaging of knee hyaline cartilage: evaluation of two- and three-dimensional sequences. *J Magn Reson Imaging* 3(4):663–668
43. White LM, Buckwalter KA (2002) Technical considerations: CT and MR imaging in the postoperative orthopaedic patient. *Semin Musculoskelet Radiol* 6(1):5–17
44. Xia Y, Moody JB, Alhadlaq H (2002) Orientational dependence of T2 relaxation in articular cartilage: a microscopic MRI (microMRI) study. *Magn Reson Med* 48(3):460–469

OPS 2006

Endgültige Fassung beim DIMDI veröffentlicht

Das Deutsche Institut für Medizinische Dokumentation und Information (DIMDI) hat die endgültige Fassung des Operationen- und Prozedurenschlüssels (OPS), Version 2006, auf seinen Internetseiten veröffentlicht. Viele Prozeduren können mit der neuen Version präziser und differenzierter verschlüsselt werden als bisher.

Der OPS 2006 ist eine der Grundlagen für das pauschalierende Vergütungssystem in Klinik und Praxis (German Diagnosis Related Groups, G-DRG-System).

Wesentliche Änderungen im Systematischen Verzeichnis des OPS 2006 sind

- die Umstellung auf die neue Rechtschreibung,
- umfangreiche Überarbeitung der HNO-Operationen,
- Überarbeitung und Ergänzung der Codes in den Bereichen Frührehabilitation und Komplexbehandlung,
- neue Codes für zusatzentgeltpflichtige Medikamente.

Das Alphabetische Verzeichnis zum OPS 2006 wurde deutlich erweitert. Neben zahlreichen Ergänzungen und Verbesserungen wurden alle Änderungen des Systematischen Verzeichnisses in das Alphabetische Verzeichnis eingearbeitet. Es enthält jetzt mehr als 60.000 Sucheinträge.

Der Kommentar im Vorspann des Systematischen Verzeichnisses gibt einen schnellen Überblick über wichtige Neuerungen. Alle Änderungen gegenüber der OPS-Version 2005 sind im Detail in einer Aktualisierungsliste auf den Internetseiten des DIMDI zusammengefasst.

Informationen über das Herunterladen der Referenz Ausgaben des OPS 2006 sowie über das Bestellen von Buchausgaben des OPS 2006 sind auf der Webseite des DIMDI (www.dimdi.de) zu finden.

Quelle: Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF), www.uni-duesseldorf.de/WWW/AWMF/; Deutsches Institut für Medizinische Dokumentation und Information (DIMDI), www.dimdi.de